

**UNIVERSIDAD DE MÁLAGA**

Facultad de Ciencias de la Salud



**TESIS DOCTORAL**

**ESTUDIO DE LA CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR E  
INFERIOR MEDIANTE SENSORES INERCIALES.**

**Cristina Roldán Jiménez**

**MÁLAGA, 2017.**


UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA





UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

AUTOR: Cristina Roldán Jiménez

 <http://orcid.org/0000-0002-7355-9740>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): [riuma.uma.es](http://riuma.uma.es)



# ESTUDIO DE LA CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR E INFERIOR MEDIANTE SENSORES INERCIALES.



Universidad de Málaga

Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Departamento de Fisioterapia

Tesis Doctoral presentada por

**Cristina Roldán Jiménez**

Director de Tesis: **Dr. D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas**

Codirector de Tesis: **Dr. D. Paul Bennett.**

Málaga, abril de 2017.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas, Doctor en Fisioterapia por la Universidad de Málaga y Contratado Doctor del Departamento de Fisioterapia, perteneciente a la Facultad de Ciencias de la Salud.

**CERTIFICA** que el trabajado presentado como Tesis Doctoral por Dña. Cristina Roldán Jiménez, titulado **ESTUDIO DE LA CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR E INFERIOR MEDIANTE SENSORES INERCIALES**, ha sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenidos y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a seis de abril de dos mil diecisiete.

Fdo.: Antonio Ignacio Cuesta Vargas

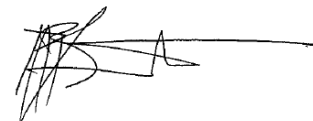


UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

D. Paul Bennett, Doctor por la Universidad de Tecnología de Queensland (Australia) y Profesor Titular en la Escuela de Salud Pública, perteneciente a la Universidad de Tecnología de Queensland.

**CERTIFICA** que el trabajado presentado como Tesis Doctoral por Dña. Cristina Roldán Jiménez, titulado **ESTUDIO DE LA CINEMÁTICA DEL MIEMBRO SUPERIOR E INFERIOR MEDIANTE SENSORES INERCIALES**, ha sido realizado bajo mi codirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenidos y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a seis de abril de dos mil diecisiete.



Fdo.: Paul Bennett



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



*A mis padres. Todo lo que soy es por vosotros. Estas páginas son gracias al amor, ilusión y confianza que siempre habéis puesto en mí. Cada logro mío es vuestro.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## *Agradecimientos:*

A mi director de tesis, D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas por confiar en mí y compartir su tiempo y conocimientos en mi formación, ayudándome a crecer tanto profesional como personalmente. Por esforzarse en poner los medios necesarios para llevar a cabo esta Tesis Doctoral y por hacer que lo difícil me pareciese fácil. Su energía y pasión por la investigación me ha motivado a querer aún más lo que hago, enseñándome que no sólo hay que disfrutar de la meta, sino que las mejores vistas están en el camino, aunque sea largo. Cada momento que he tenido la suerte de compartir ha sido puro aprendizaje, energía y crecimiento. Gracias por tanto.

A mi codirector de tesis, D. Paul Bennett, por haber hecho que el tiempo hemos compartido haya sido lo más provechoso y fructuoso posible.

A mi pareja, May, por haber sido mi principal apoyo personal acompañándome en esta etapa, estando siempre ahí y apoyándome cuando más lo necesitaba. Gracias por enseñarme a ser mejor.

A mi familia por apoyarme, comprenderme y aceptarme. Especialmente a mis padres, por inculcarme la importancia de estudiar y formarme desde siempre. Por sacrificarse y hacer todo lo que está en sus manos por brindarme la oportunidad que ellos no tuvieron. Sobre todo, por confiar plenamente en mí, dándome la seguridad y las alas que necesitaba para sentirme capaz de perseguir sueños como éste. Gracias por hacerlo posible.

A todas las personas que, directamente o indirectamente, han colaborado para que estas páginas sean posibles. Entre ellas, a Javier Barón, Mariano Jaimez y Andrés Ortiz por ayudarme en el procesamiento de señales y datos; a Miguel Cuadros por colaborar en el reclutamiento de sujetos. También a Manuel González por haberme ayudado en parte de las mediciones. A mis compañeros por mostrarme su apoyo e interés en todo momento, y a todos los voluntarios que, sin pedir nada a cambio, han dedicado parte de su tiempo para que pudiera llevar a cabo la recogida de datos.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

Al Ilustre Colegio Profesional de Fisioterapeutas de Andalucía y a la Cátedra de Fisioterapia y Discapacidad de la Universidad de Málaga, por haber becado parcialmente esta Tesis Doctoral.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# ÍNDICE GENERAL

---

<b>Marco Teórico</b> .....	19
<b>1. CINESIOLOGÍA</b>	
1.1. Miembro superior: Complejo articular del hombro. ....	23
1.1.1. Anatomía.....	23
1.1.2. Biomecánica.....	29
1.1.3. Patogenia del hombro .....	40
1.2. Miembro inferior: Complejo lumbopélvico-femoral. ....	50
1.2.1. Anatomía.....	50
1.2.2. Biomecánica: Levantarse de una silla .....	57
<b>2. EVALUACIÓN FISIOTERÁPICA TRADICIONAL</b>	
2.1. Evaluación del complejo articular del hombro. ....	61
2.2. Evaluación funcional del complejo lumbopélvico-femoral.....	72
<b>3. TECNOLOGÍA EN LA EVALUACIÓN FISIOTERÁPICA</b>	
3.1. Áreas de interés del laboratorio del movimiento humano.....	79
3.2. Del laboratorio a la clínica.....	99
3.3. Laboratorio del movimiento en el complejo articular del hombro. ....	102
3.4. Laboratorio del movimiento en el complejo lumbopélvico-femoral.....	109
<b>Objetivos</b> .....	115

## **Marco Empírico**.....119

### **COMPLEJO ARTICULAR DEL HOMBRO**

Artículo I : Estudio de la cinemática del miembro superior a través de sensores inerciales: un estudio transversal..... 125

Artículo II: Cambios relacionados con la edad en el análisis de la cinemática del hombro a través de sensores inerciales. .... 151

Artículo III: Diferencias en la cinemática tridimensional del hombro entre sujetos asintomáticos y sujetos que sufren desgarro del manguito rotador: un estudio transversal ..... 175

Artículo IV: Estudio de la cinemática del miembro superior usando sensores inerciales embebidos en teléfonos móviles. .... 205

Artículo V: Validez y fiabilidad del ángulo de abducción del brazo medido en el Smartphone: un estudio transversal..... 225

### **COMPLEJO LUMBOPÉLVICO-FEMORAL**

Artículo VI: Actividad muscular y fatiga en los músculos de miembros inferiores y de tronco durante distintos test Sit-to-Stand..... 251

Artículo VII: Validez de criterio de la fatiga basada en aceleración con respecto a electromiografía de superficie durante el test Sit-to-Stand. .... 275

Artículo VIII: Detección de la fatiga durante el test Sit-to-Stand basada en aceleración capturada con sensores embebidos en un Smartphone. .... 299



<b>Discusión general</b> .....	319
<b>Conclusiones</b> .....	333
<b>Competencias adquiridas</b> .....	337
Competencias instrumentales. ....	339
Competencias interpersonales. ....	340
Competencias sistémicas. ....	340
<b>Prospectiva</b> .....	341
<b>Bibliografía General</b> .....	345



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# MARCO TEÓRICO



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

El marco teórico consta de 3 grandes bloques:

1. Cinesiología, donde se describe la anatomía, biomecánica y posibles patologías.
2. Evaluación fisioterápica tradicional, en la que se describen las principales herramientas con las que cuenta el fisioterapeuta para evaluar la región del hombro y de los miembros inferiores.
3. Tecnología en la evaluación fisioterápica, donde se hace un repaso de la historia de los dispositivos empleados para evaluar el movimiento humano hasta la actualidad, centrándose en las variables de interés de la presente Tesis y diferenciando entre las dos regiones anatómicas principales de estudio.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# 1. Cinesiología

---

El apartado de cinesiología se subdivide en las dos principales regiones anatómicas que han sido objeto de estudio en la presente Tesis: Por un lado, el miembro superior, centrándose en el complejo articular del hombro y haciendo un breve repaso de su anatomía, biomecánica y patogenia; Por otro lado, el complejo lumbopélvico-femoral, repasando su anatomía y biomecánica.

## 1.1. Miembro superior: Complejo articular del hombro.

### 1.1.1. Anatomía.

El miembro superior se encuentra unido al tronco a través de la región del hombro (Ares, Rodeyro, & Fuente, 2004). El hombro representa un base firme la cual soporta los movimientos de la cabeza, el cuello y los miembros superiores (Cael, 2013). Los movimientos de dicho complejo pueden ser más simples o complejos, y están destinados a facilitar la movilidad de la extremidad superior fundamentalmente para poder desplazar la mano en el espacio (Gil, Cañadas, & Antón, 2006). El funcionamiento actual del miembro superior es el resultado de años de evolución, lo cual permitió al homo sapiens desarrollar la habilidad de lanzar objetos a través de características anatómicas y biomecánicas propias de la especie humana (N. T. Roach, Venkadesan, Rainbow, & Lieberman, 2013). Hace 3 millones de años, el australopitecos liberó las extremidades superiores como componente locomotor, haciéndolas específicas para la prensión humana (Dufour & Pillu, 2006). De hecho, el hombro es la articulación más móvil y con menos restricciones del cuerpo humano (Bahk, Keyurapan, Tasaki, Sauers, & McFarland, 2007). Para poder tener una movilidad tan extensa, sobre todo en el hombro, ha sacrificado parte de la estabilidad, lo que lo hace especialmente vulnerable ante lesiones (Gilroy, MacPherson, & Ross, 2008).

A continuación, se pasa a detallar la osteología, miología y artrología de esta región.

## **Osteología.**

### **Clavícula**

La clavícula es un hueso largo, par y no simétrico, con un aspecto de S itálica que le aporta resistencia. Está situada en la parte anterosuperior del tórax, reposando entre los huesos del esternón y la escápula. Sobre ella ejerce tracción los músculos deltoides anterior, trapecio superior, esternocleidomastoideo y pectoral mayor (*Anatomía del aparato locomotor*, 2003).

### **Escápula**

La escápula es un hueso plano, par y no simétrico, de forma triangular. Consta de dos caras, tres bordes y tres ángulos. Está situada en la parte posterior de la cintura escapular, formando un conjunto en suspensión articulando con el húmero, la clavícula y planos de deslizamiento interpuestos. Sobre ella ejerce tracción los músculos trapecio, elevador de la escápula y romboides (superior), deltoides, porción larga del bíceps femoral, coracobraquial, pectoral menor (inferior), redondo mayor, subescapular (lateral), romboides y serrato anterior (medial) (*Anatomía del aparato locomotor*, 2003).

En ella se encuentra el acromion, uno de los puntos más altos del hombro que forma la articulación acromioclavicular. La forma o pendiente de este saliente consta de varias clasificaciones y es importante en el desarrollo de lesiones (Prescher, 2000), como se explicará más adelante.

### **Húmero**

El húmero es un hueso plano, par y no simétrico. Se articula por arriba con la escápula, y por debajo con el cúbito y el radio. En su extremo superior se encuentra la cabeza humeral, el cuello, el tubérculo mayor, el tubérculo menor y el surco intertubular.

Al ser de sección triangular, permite describir 3 caras y 3 bordes. Se divide en dos mitades: la superior, que da la inserción a los músculos del hombro, y la inferior, en la que los músculos guardan relación con el codo. Los músculos de inserción superior y que guardan relación con el hombro son el supraespinoso, subescapular, redondo mayor, dorsal ancho, pectoral mayor, coracobraquial y deltoides (*Anatomía del aparato locomotor*, 2003).

### **Esternón**

El esternón es un hueso plano y alargado que forma parte del esqueleto del tórax. Consta de 3 partes: el manubrio, el cuerpo y la apófisis xifoides (Gilroy et al., 2008).



## Miología.

Los músculos esqueléticos o estriados son aquellos que movilizan estructuras del cuerpo (Moore & Agur, 2003). Para ello, se agrupan junto con los nervios que los inervan para realizar acciones que se representan en el cerebro, y no movimientos aislados (Vay, 2008). En rasgos generales, el músculo está compuesto por el vientre muscular y el tendón (Moore & Agur, 2003). Este último supone la zona de unión entre músculo y hueso. Formado por tejido conectivo, transmite la fuerza y es capaz de almacenar energía elástica, así como soportar altas fuerzas de tracción sobre las que depende la locomoción humana. El daño de esta estructura se distribuye ampliamente en los problemas clínicos de la sociedad, dando lugar a lesiones tendinosas agudas o crónicas. Uno de los tendones más propensos a patología son los de manguito del rotador (Docheva, Müller, Majewski, & Evans, 2015), como se explicará más adelante.

A continuación, se presenta una tabla con información resumida sobre la musculatura implicada en el complejo articular del hombro.

**Tabla 1.** Resumen sobre la musculatura implicada en el complejo articular del hombro. Información obtenida de (Cael, 2013).

Músculo	Función	Raíz nerviosa	Nervio
<b>Subescapular</b>	Estabilización anterior de la cabeza humeral. RI, ADD, Descenso	C5-C6	Subescapular
<b>Supraespinoso</b>	Estabilización de la cabeza humeral, ABD.	C5-C6	Supraescapular
<b>Infraespinoso</b>	Estabilización y descenso de la cabeza humeral, RE.	C5-C6	Supraescapular
<b>Redondo menor</b>	Estabilización y descenso de la cabeza humeral, RE, ADD.	C5-C6	Axilar
<b>Deltoides</b>	ABD Fibras anteriores: F, RI, ADD horizontal; Fibras posteriores: E, RI;	C5-c6	Axilar

	ABD horizontal		
<b>Pectoral mayor</b>	Dependiendo de las fibras: F, E, ADD, ABD, RI, ADD horizontal	C5-T1	Pectorales medial y lateral
<b>Pectoral menor</b>	Retracción y descenso escapular. Elevación 3ª-5ª costilla.	C5-T1	Pectorales medial y lateral
<b>Coracobraquial</b>	F y ADD	C5-C7	Musculocutáneo
<b>Bíceps femoral</b>	F, ABD (cabeza larga) y ADD F y supinación de codo.	C5-C6	Musculocutáneo
<b>Subclavio</b>	Fijación clavicular y elevación primera costilla.	C5-C6	Nervio del plexo braquial.
<b>Trapezio</b>	Homolateral: E, inclinación de la cabeza; Contralateral: Rotación cabeza y cuello; Fibras superiores: Elevación y rotación superior escapular, Fibras inferiores: Descenso y rotación superior escapular; Retracción escapular.	C3-C4	Accesorio
<b>Elevador de la escápula</b>	Elevación y rotación inferior escapular. Homolateral: E, inclinación y rotación del cuello.	C4-C5	Escapular dorsal
<b>Romboides mayor y menor</b>	Retracción, elevación y rotación inferior escapular.	C5	Escapular dorsal
<b>Dorsal ancho</b>	ADD, ABD horizontal, E, RI	C6-C8	Toracodorsal
<b>Redondo mayor</b>	ADD, E, RI	C5-C6	Subescapular inferior
<b>Serrato anterior</b>	Protracción, descenso y rotación superior escapular. Asiste la inspiración forzada.	C5-C7	Torácico largo

<b>Tríceps braquial</b>	E y ADD (cabeza larga); E de codo.	C5-T1	Radial
-----------------------------	------------------------------------	-------	--------

*Abreviaturas: F: Flexión; E: Extensión; ABD: Abducción; ADD: Adducción, RI: Rotación Interna; RE: Rotación externa (Con referencia al hombro cuando no se especifica articulación).*

## **Artrología.**

Este complejo articular está constituido por un conjunto de cinco articulaciones: Glenohumeral, subdeltoidea, escapulotorácica, acromioclavicular y esternocostoclavicular, y que hacen que sea la articulación con mayor movilidad, la cual se desarrolla en los tres planos y ejes del espacio (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006).

### **Articulación escapulohumeral o glenohumeral.**

Es una enartrosis con 3 ejes y 3 grados de libertad. Está formada por la cabeza humeral y la cavidad glenoidea de la escápula o el omóplato (A. I. Kapandji, 1998). Dicha articulación tiene el mayor grado de libertad de todas las del cuerpo humano. Este enorme rango de movimiento es debido a la desproporción (4: 1) en las áreas de la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea junto con a una amplia cápsula articular y un conjunto de ligamentos menor que en otras articulaciones. Por tanto, la estabilidad es principalmente proporcionada por la musculatura (Prescher, 2000).

— *Estabilizadores estáticos:*

- Rodete glenoideo: aumenta la superficie de la glenoide acentuando la concavidad y ayudando a la congruencia articular (A. I. Kapandji, 1998).
- Cápsula articular: es estrecha y su flexibilidad es limitada, pero es lo bastante fuerte para evitar la subluxación descendente (*Anatomía funcional, biomecánica*, 2006).
- Ligamentos: La cápsula se ve reforzada por el ligamento coracohumeral y el ligamento glenohumeral, formado por tres haces (superior, medio e inferior) (A. I. Kapandji, 1998)

— *Estabilizadores dinámicos: Ligamentos activos.*

- Manguito de los rotadores: La estabilidad aportada por la cápsula es complementada por el manguito, que se insertan en la tuberosidad mayor de la cabeza humeral. El

tono muscular del supraespinoso soporta la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea mediante isometría (*Anatomía funcional, biomecánica*, 2006).

- Bíceps femoral: La porción corta y larga de este músculo aseguran la coaptación simultánea del hombro (A. I. Kapandji, 1998).
- Músculos longitudinales del brazo y de la cintura escapular: impiden que la cabeza humeral se luxe por debajo de la glenoidea gracias a su contracción tónica (A. I. Kapandji, 1998).

El hecho de tener tanta movilidad requiere de estructuras como bursas que permitan el deslizamiento entre estructuras vecinas. Caben destacar la bursa subtendinosa del músculo subescapular, la subcoracoidea, la subacromial y la subdeltoidea (Prescher, 2000).

#### **Articulación subdeltoidea.**

Supone una articulación desde un punto de vista fisiológico, ya que está compuesta por superficies que se deslizan entre ellas. Está constituida por el extremo superior del húmero, el manguito de los músculos periarticulares (supraespinoso, infraespinoso y redondo menor) y la bolsa serosa subdeltoidea (A. I. Kapandji, 1998).

#### **Articulación escapulotorácica.**

Supone una articulación fisiológica, ya que no vincula directamente 2 huesos. Representa el movimiento de la escápula sobre el tórax, aunque se encuentra separada de éste por los músculos serrato anterior y subescapular (Pérez, Merí, & Ruano, 2004).

#### **Articulación acromioclavicular.**

Es una articulación sinovial, tipo plana. Está constituida por el acromion y la extremidad acromial de la clavícula (Gilroy et al., 2008), las cuales suponen dos carillas articulares casi planas (Platzer, 2008).

— *Estabilizadores pasivos:*

- Ligamentos acromioclavicular (superior e inferior) (Prescher, 2000) y coracoclavicular (sus dos partes son el ligamento conoide y trapezoide) (Platzer, 2008).
- Cápsula articular (A. I. Kapandji, 1998).
- Fibrocartílagos interarticulares (A. I. Kapandji, 1998).
- Disco articular (Prescher, 2000).

— *Estabilizadores activos:*

- Capa aponeurótica del deltoides y del trapecio, que limitan la amplitud de su luxación (A. I. Kapandji, 1998).

### **Articulación esternocostoclavicular.**

Es una articulación sinovial tipo en silla de montar, fuerte aunque muy móvil, suponiendo la única articulación ósea entre el miembro superior y el tronco. Está compuesta por la extremidad distal de la clavícula, el manubrio esternal y el primer cartílago costal (Gilroy et al., 2008).

— *Estabilizadores pasivos:*

- Ligamento costoclavicular, ligamento anterior, ligamento superior y ligamento interclavicular.
- Menisco, que restablece la concordancia entre las 2 superficies articulares, ya que no poseen los mismos radios de curva.
- Cara superior de la primera costilla: la porción interna de la clavícula contacta con esta superficie articular en su descenso, limitando el movimiento (A. I. Kapandji, 1998).

— *Estabilizadores pasivos:*

- Músculo subclavio: su tono limita el movimiento de la clavícula en el plano frontal (A. I. Kapandji, 1998).

## **1.1.2. Biomecánica**

En la biomecánica del hombro se desarrollarán los siguientes apartados: el ritmo escapulohumeral, los mecanismos responsables de la cinemática escapular y humeral, así como una breve descripción entre la alteración de la cinemática y los síntomas.

### **Ritmo escapulohumeral (RSH).**

En 1934, Codman proporcionó una visión general de la biomecánica del hombro, explicando cómo las distintas articulaciones producían un movimiento continuo y constante. Introdujo el término “ritmo escapulohumeral, RSH” (Scapulo-humeral rhythm, SHR en inglés) para explicar cómo el movimiento del húmero y la escápula contribuyen de manera simultánea en el movimiento del hombro. El RSH se define como la relación entre el movimiento glenohumeral y escapulotorácico (Codman, 1934), expresándose como una proporción (en

inglés, ratio) “movimiento glenohumeral: movimiento escapulo-torácico”, que normalmente se calcula dividiendo la elevación del hombro (húmero torácico) y la elevación superior de la escápula (escapulo torácico) (F Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram, & Meeusen, 2011). Codman propuso que en casos en los que este ritmo está alterado hay posibilidad de lesiones (Codman, 1934), ya que éste es necesario para maximizar la estabilidad articular (W. Ben Kibler et al., 2013).

En 1944, Inman et al midió por primera vez el RSH mediante radiografía, sugiriendo una proporción 2:1 entre la elevación glenohumeral y la rotación lateral o superior escapular. (Inman, deC. M. Saunders, & Abbott, 1944). Durante los primeros 30°, el movimiento es proporcionado principalmente por la articulación glenohumeral. A partir de los 30 primeros grados de elevación de hombro, el movimiento glenohumeral y escapulotorácico es simultáneo, de manera que cada 15 grados de elevación, 10 grados son aportados por la articulación glenohumeral y 5 grados son aportados por la articulación escapulotorácica. Por tanto, en una abducción completa de 180°, 120 serían aportados por la articulación glenohumeral, mientras que 60° serían proporcionados por la articulación escapulotorácica, guardando una proporción 2:1 (Inman et al., 1944).

Esta proporción ha sido aceptada ampliamente en la literatura, defendiéndose que cualquier alteración puede derivar en una mecánica muscular anormal (Lin et al., 2005; P. M. Ludewig & Cook, 2000), como se explica en el apartado de actividad muscular. No obstante, esta proporción también ha variado con el paso de los años debido a la llegada del análisis que tiene en cuenta el movimiento escapular normal en los 3 ejes del espacio, de manera que la contribución de la escápula en el RSH está influida por más rotaciones (Matsuki et al., 2011; Yoshizaki et al., 2009). Por ejemplo, McClure et al. encontró una relación 1.7:1 (P. W. McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001). El avance del análisis 3D también ha conducido a estudiar cuenta la contribución que tienen las rotaciones de otras articulaciones en la elevación total del miembro superior, como son las articulaciones acromioclavicular y esternoclavicular (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau, & Begon, 2015). De hecho, el término “ritmo del hombro” (shoulder rhythm, en inglés) se emplea para describir el patrón de movimiento que realizan en conjunto la escápula, el húmero y la clavícula (Xu, Dickerson, Lin, & McGorry, 2015).

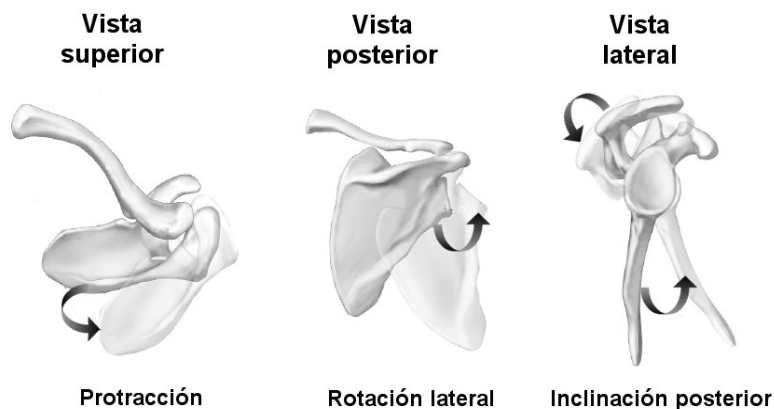
Esta proporción también puede variar dependiendo de la edad: En el caso de adultos y niños, se ha encontrado una proporción media en el plano escapular de 2,4:1 para adultos y de 1.3:1 para niños (Dayanidhi, Orlin, Kozin, Duff, & Karduna, 2005). Además, el RSH se ve influido por otros factores como el plano de elevación en el que se analiza el movimiento (Paula M Ludewig et al., 2009) o la secuencia de rotaciones elegidas (Karduna, McClure, & Michener, 2000).

### Alteración de la cinemática escapular: Diskinesia.

Antes de desarrollar la diskinesia escapular, se definirán los principales movimientos escapulares, que tienen lugar en los 3 ejes anatómicos. Aunque pueden ser denominados de manera distinta en función del autor, siempre serán denominados de la misma manera para crear consistencia a lo largo de la presente Tesis. Es por ello que, en la siguiente tabla se definen según Cutti (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008), protocolo sobre el cual se basa parte de los artículos del marco empírico en el complejo articular del hombro.

**Tabla 2.** Movimiento escapular según (Cutti et al., 2008).

Plano	Eje	Movimiento escapular	Término en inglés
Frontal	Anteroposterior	Rotación medial y lateral	Medio-lateral rotation
Transversal	Vertical	Protracción y retracción	Protraction-retraction
Sagital	Transversal	Inclinación anterior y posterior	Posterior-anterior tiling



**Figura 1.** Ejemplo de movimientos escapulares en distintos ejes y planos del movimiento.

Modificado de (Paula M Ludewig et al., 2009).



**Figura 2.** Infografía resumen de la diskinesia escapular.

La diskinesia escapular (en inglés, *scapular dyskinesis*) es una alteración visible en la posición escapular y su patrón de movimiento (Warner, Micheli, Arslanian, Kennedy, & Kennedy, 1992). Se ha estimado que la diskinesia escapular se produce en un rango de entre el 68% y el 100% de los pacientes con lesiones en el hombro (incluyendo alteraciones del manguito rotador, inestabilidad glenohumeral y desgarros del labrum glenoideo) (Huang, Huang, Wang, Tsai, & Lin, 2015).

Kibler et al clasificó la disfunción escapular en 3 anomalías del movimiento: Tipo I, con una prominencia del ángulo inferior de la escápula; Tipo II, con una prominencia del borde medial; y Tipo III, con una excesiva elevación del borde superior. Por otro lado, el tipo IV se considera un movimiento normal y supone una simetría escapular (W. Ben Kibler et al., 2002).



Para McClure et al, en la diskinesia escapular puede estar presentes una o varias anomalías del movimiento. Una de esas anomalías es la disritmia (en inglés, Dysrhythmia), en la cual la escápula presenta una elevación prematura y/o excesiva o protracción, así como movimientos discontinuos y/o descoordinados durante la elevación o descenso del brazo. Adicionalmente, puede presentarse una rotación inferior prematura durante el descenso del brazo. Otra de esas anomalías es la inclinación o aleteo (en inglés, winging), en la cual el borde medial y/o el ángulo inferior de la escápula se desplazan posteriormente alejándose del tórax posterior (P. McClure, Tate, Kareha, Irwin, & Zlupko, 2009). Como el término diskinesia contempla una pérdida del movimiento voluntario en la que no se engloban los movimientos accesorios de la escápula, diskinesis (“dis”: alteración de y “kinesis”: movimiento) se considera un término etiológicamente más adecuado (W. Ben Kibler et al., 2013).

La alteración de la cinemática escapular parece variar en función de la lesión. Por un lado, los sujetos que padecen de síndrome de pinzamiento subacromial presentan una disminución de la inclinación posterior (Endo, Ikata, Katoh, & Takeda, 2001; P. M. Ludewig & Cook, 2000; Lukasiewicz, McClure, Michener, Pratt, & Sennett, 1999), una disminución de la rotación lateral (Endo et al., 2001; P. M. Ludewig & Cook, 2000; Su, Johnson, Gracely, & Karduna, 2004) y un aumento de la protracción (Endo et al., 2001; Hébert, Moffet, McFadyen, & Dionne, 2002; P. M. Ludewig & Cook, 2000; Warner et al., 1992). Esta alteración en el movimiento hace que la parte anterior del acromion no se aparte durante la elevación del miembro superior e impacte sobre el manguito (P. M. Ludewig & Cook, 2000). Por otro lado, los sujetos que padecen de tendinopatía del manguito tienen aumentada tanto la inclinación posterior como la rotación lateral además de una traslación superior de la escápula (Lukasiewicz et al., 1999; Philip W. McClure, Michener, & Karduna, 2006). Esta alteración en el patrón de movimiento escapular suponen una compensación que aumenta el espacio, liberando a los tendones de la compresión (Philip W. McClure et al., 2006). También se han encontrado diferencias en la cinemática escapular en sujetos que padecen otras lesiones de hombro tales como osteoartritis glenohumeral y hombro congelado (Roren et al., 2012). Así mismo, hay estudios que consideran la diskinesia escapular (además de una disminución de la rotación glenohumeral) como factor de riesgo para el desarrollo de lesión

en el hombro (Clarsen, Bahr, Andersson, Munk, & Myklebust, 2014). En contraste con estos hallazgos, en otros estudios no se ha encontrado alteración en el patrón de movimiento escapular en sujetos que padecían lesión (Graichen et al., 2001), o se ha encontrado una cinemática escapular anormal en sujetos que presentan una diskinesia muy sutil que también puede disminuir el espacio subacromial (Tate, McClure, Kareha, Irwin, & Barbe, 2009). Tampoco se ha demostrado que la posición escapular sea un factor predictivo para desarrollar dolor de hombro (F. Struyf et al., 2014). De hecho, hoy en día no hay evidencia clara sobre una asociación con todos los sujetos que padecen patología o condición dolorosa en el hombro (W. Ben Kibler et al., 2013).

### ***Mecanismos responsables de la diskinesia escapular.***

#### **a) Acortamiento del pectoral menor.**

El músculo pectoral menor va desde la 3ª, 4ª y 5ª costilla hasta la apófisis coracoides, siendo el único músculo escápulo-torácico anterior. Su acortamiento limitaría movimientos escapulares como la rotación lateral, la retracción y la inclinación posterior. De hecho, se ha demostrado que sujetos con acortamiento del pectoral menor presentan un aumento de la protracción escapular así como una disminución de la inclinación posterior durante la elevación del brazo (Borstad & Ludewig, 2005). Dichas alteraciones coinciden con aquellas encontradas en sujetos que presentan patología en el hombro (Endo et al., 2001; P. M. Ludewig & Cook, 2000). Aún no se ha determinado la cantidad de acortamiento del pectoral menor necesaria para contribuir en la disminución del espacio subacromial (A. L. Seitz, McClure, Finucane, Boardman, & Michener, 2011).

**b) Alteración de la actividad de la musculatura escapular.**

Pacientes que sufren desgarro del manguito presentan menor actividad del serrato anterior, mayor actividad del trapecio (Paula M. Ludewig & Reynolds, 2009) y mayor actividad del deltoides (Steenbrink, Meskers, Nelissen, & de Groot, 2010). Estos hallazgos están en línea con los encontrados en sujetos con diskinesia escapular, los cuales presentan menor rotación lateral de la escápula y mayor actividad del trapecio (Lopes, Timmons, Grover, Ciconelli, & Michener, 2015). La actividad muscular también parece estar relacionada con la presencia de síntomas, ya que dentro de sujetos afectados por desgarro completo del manguito, aquellos con presencia de síntomas presentan mayor actividad en el trapecio y menor actividad en el deltoides. Esto parece ser un movimiento compensatorio que permite movilizar menos la articulación glenohumeral que se encuentra con dolor a expensas de una mayor movilización es la articulación escapulotorácica, haciendo mayor uso de los músculos paraescapulares (Shinozaki et al., 2014). Ante una actividad fatigante, también se ha demostrado que aumenta la actividad del trapecio y disminuye la del serrato (Szucs, Navalgund, & Borstad, 2009).

La duración de la actividad muscular también varía en presencia de patología, ya que se ha encontrado una activación de mayor duración del trapecio superior y el deltoides medial así como menor en el bíceps braquial durante la abducción en sujetos con dolor de hombro si se compara con sanos (Duc et al., 2014).

**c) Retracción posterior del hombro.**

Se cree que una retracción en la cápsula posterior puede alterar la cinemática tanto de la escápula como del húmero (D. T. Harryman et al., 1990). Un exceso de protracción producida por la cápsula glenohumeral puede causar anomalías de compresión al rotar la escápula anteriormente y hacia abajo (W. B. Kibler, 1998). Esto pone al hombro en riesgo de sufrir pinzamiento del manguito rotador (Borich et al., 2006).

**d) Aumento de la cifosis torácica.**

La posición de la columna torácica afecta de manera significativa la cinemática de la escápula durante la abducción en el plano escapular (Kebaetse, McClure, & Pratt, 1999). De manera más concreta, el aumento de la cifosis torácica produce una alteración de la cinemática de la escápula durante la elevación del húmero (Finley & Lee, 2003). También se ha relacionado

la hipercifosis con una disminución del espacio subacromial, que puede ser debido a una diskinesia escapular y a una mala posición de la escápula que provoca una mala orientación del acromion, contribuyendo al pinzamiento de los tendones (Gumina, Giorgio, Postacchini, & Postacchini, 2008).

### Alteración de la cinemática humeral.



**Figura 3.** Infografía resumen de la diskinesia humeral.

En el hombro, la cabeza humeral se somete a pequeños desplazamientos y rotaciones dentro de la cavidad glenoidea, los cuales varían dependiendo si se encuentra en estático o dinámico (Dal Maso, Raison, Lundberg, Arndt, & Begon, 2014) y si el movimiento es pasivo o activo (Graichen et al., 2000). Desplazamientos de sólo unos milímetros son responsables de la pérdida de estabilidad articular (Chan, Maffulli, Nobuhara, & Wu, 1996).

Se cree que un exceso de migración de la cabeza humeral reduce el espacio subacromial, favoreciendo la compresión de los tendones del manguito rotador. Aunque esta migración

se denomina superior o proximal, la cantidad de desplazamiento superior no se ha llegado a correlacionar con las mediciones lineales del espacio subacromial (A. L. Seitz et al., 2011).

En los años 70, Poppen y Waljer estudiaron por primera vez la alteración de la posición de la cabeza humeral que se produce en la cavidad glenoidea en sujetos con patología. Observaron que, mientras en pacientes con hombros sanos la cabeza humeral permanecía en el centro de la cavidad glenoidea de manera constante durante el movimiento, los hombros patológicos presentaban una alteración en la posición de la cabeza humeral (Poppen & Walker, 1976, 1978). Ya en aquella fecha había también estudios que encontraron una migración superior de la cabeza humeral en el 50% de sujetos que presentaban desgarró (Weiner & Macnab, 1970). En el 2000, Yamaguchi K et al. encontraron que, mientras sujetos sanos presentan la cabeza humeral centrada en la fosa glenoidea, quienes presentan tendinopatía del manguito rotador tienen ascendida la cabeza humeral, tanto en presencia o no de síntomas (Yamaguchi et al., 2000). Otro estudio de ese mismo año encontró que sujetos con DMR tanto con cómo sin síntomas presentan una migración proximal de la cabeza humeral, siendo mayor en sujetos sintomáticos. Además, en hombros dolorosos, se encontró un tamaño crítico para el desgarró que se relaciona con dicho el desplazamiento (Keener, Wei, Kim, Steger-May, & Yamaguchi, 2009). De manera más reciente, en 2014, un estudio encontró que los sujetos que padecen síntomas de hombro presentan 1.4 mm más de traslación glenohumeral durante la flexión de hombro y 1 mm más de traslación inferior durante la abducción de hombro. Sin embargo, a pesar de que unos de los criterios de exclusión en el grupo sintomático era presentar lesión de hombro, ninguna prueba de imagen fue realizada (Lawrence, Braman, Staker, Laprade, & Ludewig, 2014). Los sujetos con tendinopatía del manguito presentan entre 1 y 1,5 mm desplazamiento superior (Deutsch, Altchek, Schwartz, Otis, & Warren, 1996; Hallström & Kärrholm, 2006; Yamaguchi et al., 2000) y 3 mm de desplazamiento anterior (Paula M. Ludewig & Cook, 2002) durante la elevación activa del brazo cuando se compara con aquellos sujetos que no presentan síntomas.

A pesar de la evidente migración de la cabeza humeral, parece ser que la disminución del espacio subacromial se produce en movimientos activos (Graichen et al., 2001). Esto puede

deberse a que es importante la contribución de la cinemática escapular como acción conjunta para la disminución de este espacio (A. L. Seitz et al., 2011).

### ***Mecanismos responsables la cinemática humeral.***

#### **a) El funcionamiento del manguito rotador.**

El manguito de los rotadores juegan un papel muy importante estabilizando la cabeza humeral en la cavidad glenoidea (Blasier, Guldberg, & Rothman, 1992). La abducción del miembro superior se lleva a cabo por la acción conjunta del deltoides con el infraespinoso y el supraespinoso (*Anatomía del aparato locomotor*, 2003), siendo el control neuromuscular muy importante para proporcionar estabilidad articular (Graichen et al., 2000).

Se ha demostrado como la alteración de la función del manguito rotador influye en una migración superior de la cabeza humeral (Sharkey & Marder, 1995). Mientras sujetos sanos presentan la cabeza humeral centrada en la fosa glenoidea, se ha encontrado que, quienes presentan tendinopatía del manguito rotador tienen ascendida la cabeza humeral, tanto en presencia o no de síntomas (Yamaguchi et al., 2000). En contraste con estos hallazgos, un estudio que indujo parálisis en los músculos supraesinoso e infraesinoso demostró que no se producían cambios inmediatos en el desplazamiento de la cabeza humeral, sugiriendo que la duración de la afección puede ser un factor importante (Werner et al., 2006).

#### **b) La retracción postero-inferior de la cápsula.**

Se ha encontrado una disminución en la rotación interna de hombro (Gagey & Boisrenoult, 2004) y en la abducción horizontal (Myers et al., 2007) en presencia de retracción posterior de la cápsula, aunque también puede estar influenciado por adaptaciones de los músculos supraespinoso, redondo menor y deltoides (Reinold et al., 2008). La retracción de dicha estructura también se ha relacionado con una traslación antero-superior excesiva (D. T. Harryman et al., 1990), con las consecuencias anteriormente descritas sobre la cinemática del húmero. Este mecanismo también influye en la cinemática escapular, como se explica en ese apartado.

## Alteración cinemática ¿Causa o efecto?



**Figura 4.** Teorías que consideran la diskinesia como causa o efecto de la lesión de hombro.

Como se mencionó al final del apartado de diskinesia escapular, hay estudios que defienden diferencias en la cinemática escapular en sujetos con patología de hombro, incluso considerándose un factor de riesgo para el desarrollo de lesión, es decir, considerando la diskinesia como una causa para el desarrollo de patología (Clarsen et al., 2014). En contraposición, otros estudios defienden que la diskinesia escapular no es un factor predictivo para desarrollar síntomas en el hombro (F. Struyf et al., 2014). El hecho de que la diskinesia escapular no originase lesión de hombro, sino que fuese una consecuencia de la lesión, se vería explicado por las teorías sobre neurofisiología del dolor actuales (Paul W. Hodges & Tucker, 2011; P. W. Hodges, Coppieters, MacDonald, & Cholewicki, 2013), según las cuales el control motor se puede ver dañado e inhibido por un estímulo doloroso en el músculo lesionado. Estos cambios en el control motor conducirían a una alteración de las estrategias motoras del hombro, como la diskinesia escapular, que conlleva a la sobrecarga de determinados tejidos, perpetuando la lesión y el estímulo nociceptivo (Filip Struyf et al., 2015). Además, como la nocicepción altera el control motor a través de mecanismos centrales, este efecto no sólo se produce en el lado ipsilateral, sino que puede afectar al miembro contralateral (Farina et al., 2001; Valeriani et al., 1999). Este hecho explicaría por qué algunos estudios no encuentran diferencias cinemáticas entre un hombro afecto y su

contralateral, ya que el dolor causado por la lesión en uno de ellos puede causar alteraciones motoras en el miembro contralateral (Filip Struyf et al., 2015).

A continuación, en el apartado “patogenia del hombro”, se considera la alteración de la cinemática como un factor extrínseco en el desarrollo de lesión, los cuales han sido ya desarrollados en este apartado de “Biomecánica”.

### 1.1.3. Patogenia del hombro

En este apartado se describe la prevalencia de lesiones, así como una explicación breve de aquellas más comunes, desarrollando el síndrome subacromial y la afectación del manguito. Dentro de esta última, se detallarán los factores que influyen en su desarrollo y su histopatología.



Figura 5. Infografía resumen sobre patogenia del hombro.

### Prevalencia

El hombro la región corporal del miembro superior que se daña con más frecuencia después de la mano (Cutti & Chadwick, 2014), cuya patología es la segunda causa de dolor musculoesquelético (Picavet & Schouten, 2003) y cuya prevalencia se encuentra entre el 7-26% en la



población general (Luime et al., 2004). Los daños en esta región son los que causan por mayor período de tiempo incapacidad total temporal para trabajar, con una media de 37 días (Cutti & Chadwick, 2014). La patología del hombro es responsable de importantes gastos médicos, sociales y económicos (Virta, Joranger, Brox, & Eriksson, 2012), además de comprometer el bienestar psicológico y social del paciente (Paananen et al., 2011). El dolor en esta región es uno de los principales motivos por los que los pacientes son derivados a rehabilitación física en el Sistema Nacional de Salud y una de las causas más frecuentes de consulta en atención primaria en España (Serrano-Aguilar, Kovacs, Cabrera-Hernández, Ramos-Goñi, & García-Pérez, 2011). Se estima que entre un 40% y un 50% de los síntomas son persistentes tras 6-12 meses (Winters, Sobel, Groenier, Arendzen, & Meyboom-de Jong, 1999), y que un 14% de los pacientes siguen necesitando atención después de 2 años (Linsell et al., 2006). En sujetos con dolor crónico de hombro, la movilidad está limitada y las actividades de la vida diaria se ven afectadas (Bjelle, 1989).

### **Artrosis glenohumeral.**

La artrosis glenohumeral es una enfermedad degenerativa cuya prevalencia aumenta con la edad. Atendiendo a su etiología se puede dividir en primaria, cuando no se identifica un factor predisponente; y secundaria, cuando su inicio está asociado a una causa, entre las cuales se encuentran: postraumáticas, postquirúrgicas, artropatías inflamatorias, osteonecrosis, infecciones, congénitas y artropatía por insuficiencia del manguito rotador. Sus síntomas se presentan en etapas tardías, entre los cuales destaca el dolor, la limitación del movimiento y sensación de bloqueo (Vicente Gutiérrez & Max Ekdahl, 2014).

### **Artrosis acromio-clavicular.**

La artrosis acromio-clavicular puede originarse por una degeneración de su cartílago debido a las altas cargas axiales que se transfieren durante movimientos torsionales complejos hacia la superficie articular, que es un área pequeña e incongruente. En pacientes que sufren esta patología, se encuentran alteraciones en la cinemática del hombro, lo cual puede conducir a la pérdida de la funcionalidad y síntomas como dolor de hombro (Sousa et al., 2014, p. 1).

### **Hombro congelado**

El término de hombro congelado (*frozen shoulder*, en inglés) fue introducido por Codman en 1934 (Codman, 1934). Previamente, se había denominado periartitis para referirse a la

limitación del movimiento activo y pasivo del hombro. Actualmente, se emplea el término “*capsulitis adhesiva idiopática*” para referirse a la pérdida del rango del movimiento del hombro de causa desconocida. Debido a la ambigüedad del término, el déficit de movilidad que comprende esta patología varía entre autores y, aunque puede ir acompañado de lesión en ciertas estructuras, no existe una asociación, siendo necesarias pruebas de imagen para descartarla (Ueda et al., 2015).

### **Inestabilidad crónica de hombro.**

Se define como la incapacidad persistente de los tejidos blandos para mantener la cabeza del húmero de manera congruente en la cavidad glenoidea. La salida de la cabeza del húmero puede deberse a una lesión repentina o a consecuencia de un sobreuso del hombro. Una vez que las estructuras periarticulares se encuentran dañadas, el hombro se vuelve más propenso a sufrir este mecanismo lesional, que puede variar en otras lesiones, como la lesión en SLAP, que se describe a continuación (Pavic, Margetic, Bencic, & Brnadic, 2013).

### **Lesión en SLAP**

La lesión en SLAP es una lesión en la parte superior del lábrum glenoideo, en la zona de inserción del tendón del bíceps, extendiéndose anterior y posteriormente. Se clasifica en Tipo I, II, III y VI en función de sus características (Pavic et al., 2013).

### **Síndrome de pinzamiento Subacromial.**

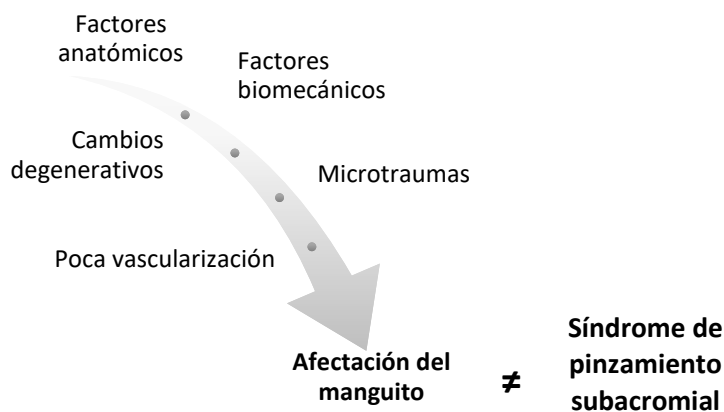
El síndrome de pinzamiento subacromial (Impingement syndrome, en inglés) se define como la compresión y una erosión de las estructuras que componen el manguito rotador a medida que pasan bajo el arco coracoacromial durante la elevación del brazo (Matsen FA & Arntz CT, 1990; C. S. Neer, 1983). Esta patología es la causa más común de dolor de hombro, pudiendo encontrarse signos de dicha lesión en un 74% de los casos de dolor de hombro (Ostör, Richards, Prevost, Speed, & Hazleman, 2005). A pesar de su alta prevalencia, la etiqueta diagnóstica de “impingement” parece ser engañosa y poco informativa, ya que distintos profesionales de la salud tienen distintos puntos de vista en cuanto a la etiología, origen y tratamiento (Cutti & Chadwick, 2014). Algunos autores defienden que bajo este diagnóstico se engloban muchas fuentes de dolor de hombro, excluyendo sólo algunas condiciones como puede ser capsulitis adhesiva, dolor cervical referido o gran inestabilidad (W. Ben Kibler et al., 2013).

Los pacientes afectados por síndrome subacromial pueden ver afectada su capacidad funcional y su calidad de vida (Philip W. McClure et al., 2006). Además, esta lesión puede contribuir en el desarrollo de la enfermedad del manguito del rotador (Michener, McClure, & Karduna, 2003).

## Afectación del Manguito rotador

Las anomalías en el manguito deben ser diferenciadas del anteriormente explicado síndrome de pinzamiento subacromial, ya que, como se verá más adelante, la afectación del manguito es un trastorno multifactorial y su causalidad no se limita exclusivamente al desgaste debido al choque con otra estructura (McFarland et al., 2013).

Cuando el concepto de síndrome de pinzamiento se describió por primera vez en 1972 por Neer, no se podían distinguir distintas patologías de hombro entre ellas mediante examen físico y radiográfico. Por tanto, se comenzó a usar el término para englobar a una gran cantidad de anomalías relacionadas con el manguito. Sin embargo, actualmente la evidencia científica no apoya que la mayoría de las alteraciones del manguito sean causadas por el roce con el arco coracoacromial (Papadonikolakis, McKenna, Warme, Martin, & Matsen, 2011).



**Figura 6.** Diferenciación entre el diagnóstico del síndrome de pinzamiento subacromial y causalidad de afectación de manguito.

El manguito rotador está formado por los músculos supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular (Palastanga, Field, & Soames, 2007), constituyendo una unidad funcional que protege y estabiliza la articulación en cualquier punto de su circunferencia (Ares et al., 2004). Su función principal es mantener la cabeza del húmero descendida y

centrada en la fosa glenoidea, permitiendo un solo centro de rotación, de manera que se pueden realizar de manera eficiente movimientos como la elevación del miembro superior (Basmajian & Bazant, 1959).

El dolor relacionado con la afectación del manguito rotador está asociado con la estimulación de terminaciones nerviosas. Dichos tendones poseen pocas fibras nerviosas libres, por lo que, aunque juegan un papel en la generación de dolor, es más probable que algunos péptidos o transmisores inician una respuesta de dolor a través de algún mecanismo indirecto de las fibras del dolor en la bursa, tendón del bíceps, o el revestimiento articular (Gotoh, Hamada, Yamakawa, Inoue, & Fukuda, 1998).

Existe una gran desconexión entre la presencia de desgarro del manguito (DMR) y la presencia de dolor, de manera que pacientes con grandes desgarros del manguito rotador no tienen dolor en absoluto, mientras que algunos de ellos con pequeñas lágrimas presentan un dolor considerable (DeFranco, Bershady, Ciccone, Yum, & Iannotti, 2007; D. T. Harryman et al., 1991). El 16% de la población general sufre dolor de hombro relacionado con afectación del manguito de los rotadores (Urwin et al., 1998). La presencia de síntomas en dicha región aumenta hasta el 21% en el caso de la población anciana, estando implicado el manguito de los rotadores un 70% de los casos de dolor de hombro (Chard, Hazleman, Hazleman, King, & Reiss, 1991) e incluso presentarse tendinopatía de esta estructura en un 85% de los casos de dolor de hombro (Ostör et al., 2005). En atletas de alto nivel, la rotura total del manguito se ha encontrado con una frecuencia del 21,3%. En estos atletas la probabilidad de dolor en hombro es 8 veces mayor en presencia de lesión del manguito (McMahon, Prasad, & Francis, 2014). Se ha estimado que el 36% de los sujetos con síntomas en el hombro tienen desgarro en el manguito de los rotadores (Yamamoto et al., 2010).

Una de las variantes de dicha afectación es el desgarro masivo del manguito rotador, en el cual dicho desgarro es mayor de 5 cms, con una ruptura completa del tendón del supraespinoso y generalmente acompañada de una ruptura completa o parcial de uno o más músculos que componen esta unidad funcional (Post, Silver, & Singh, 1983).

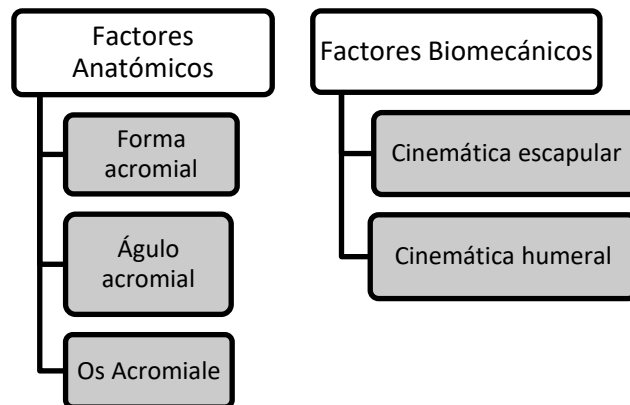
En esta lesión, la capacidad funcional del hombro se ve afectada debido a cambios degenerativos (Hepper, Smith, Steger-May, & Brophy, 2013; Hughes, Johnson, O'Driscoll, &

An, 1999) (los cuales se explican en el apartado de factores intrínsecos). El proceso degenerativo del tendón también induce a una atrofia muscular (Christian Gerber, Schneeberger, Hoppeler, & Meyer, 2007). A pesar de características en común en esta lesión, estudios previos han resaltado la extrema variabilidad presente en la presentación clínica de la lesión del manguito (Duckworth, Smith, Campbell, & Matsen, 1999; Gai Via, De Cupis, Spoliti, & Oliva, 2013; Matthewson et al., 2015), señalando que muchos de los factores influyentes en la función son externos al hombro (Douglas T. Harryman et al., 2003). Por ejemplo, los pacientes que sufren lesiones de hombro que están relacionadas con el trabajo y que están cubiertos por un seguro de compensación, muestran peor auto-función del hombro y salud en general que aquellos cuya lesión no está relacionada con el trabajo (Viola, Boatright, Smith, Sidles, & Matsen, 2000). Además de la compensación al trabajador, el género femenino y la implicación del músculo infraespinoso en lesiones del manguito también se ha relacionado con menor función (K. L. Smith et al., 2000). La presencia de comorbilidades tales como problemas médicos y asuntos sociales también presentan una relación negativa con la función del hombro (Rozencwaig et al., 1998).

**Etiología.**

**a) Factores extrínsecos.**

Los factores extrínsecos se resumen en la siguiente figura, y se explican posteriormente.



**Figura 7.** Factores extrínsecos que conducen a un desgaste del manguito rotador.

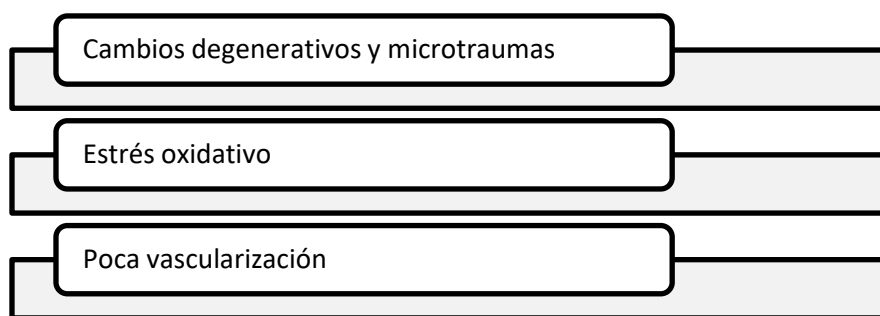
Los factores extrínsecos implican aquellos mecanismos que producen una compresión de los tendones del manguito rotador como consecuencia de una reducción del espacio subacromial. Este espacio se ve reducido en pacientes con DMR cuando hay activación muscular (A. L. Seitz et al., 2011). En 1972 Neer defendió que durante la flexión anterior del

hombro, la parte anterior del manguito impacta contra el arco coracoacromial, conduciendo a una compresión, desgaste y tendinitis de dicha estructura (Charles S. Neer, 2005). Esta teoría se vio reforzada por Bigliani, quien defendió la influencia de la morfología del acromion en la presencia de patología (Bigliani, Ticker, Flatow, Soslowky, & Mow, 1991), incluso realizando una clasificación de las distintas formas que puede presentar su superficie (Tipo I o plana; Tipo II o curvada y Tipo III o con forma de gancho (Bigliani, L.H Morrison, D.S & April, E.W, 1986). Otros autores como Wang et al también han encontrado relación entre la forma del acromion y presencia de patología (Wang, Horner, Brown, & Shapiro, 2000). Hay otros factores anatómicos que también influyen, como el ángulo del acromion (Banas, Miller, & Totterman, 1995), la presencia de espuela acromial por la formación de osteofitos (Pettersson & Gentz, 1983) o la presencia de os acromiale. Este fallo en los centros de osificación del acromion puede derivar en hipertrofia o espolones que incidan en el manguito (Hutchinson & Veenstra, 1993).

Además de los factores extrínsecos anatómicos, la afectación del manguito del rotador también se debe a factores extrínsecos biomecánicos, en los que destaca la alteración de la cinemática escapular y humeral, la cual se desarrolló en el apartado “biomecánica”.

#### **b) Factores intrínsecos.**

Los factores intrínsecos se encuentran resumidos en la siguiente figura, y se explican a continuación.



**Figura 8.** Factores intrínsecos que conducen a un desgaste del manguito rotador.

La teoría de los factores intrínsecos fue propuesta por Codman en 1911, según la cual múltiples posibles mecanismos ocurren dentro del tendón para iniciar su desgarramiento (Codman, 1911). Una de las teorías defendidas es que el desgaste del manguito se debe a cambios degenerativos a través de la edad que se ven agravados por microtraumas, conduciendo a una rotura parcial o completa del manguito. Esta teoría se ve reforzada por estudios que

defienden que la prevalencia de dicha lesión aumenta con la edad (Moor et al., 2014; Tempelhof, Rupp, & Seil, 1999; Teunis, Lubberts, Reilly, & Ring, 2014): el desgarro total está presente aproximadamente un 25% de personas en torno a los 60 años de edad y en un 50% de personas de entorno a los 80 años (Tashjian, 2012). La tasa de desgarro aumenta del 13% al 51% a partir de los 50 años y hasta los 80 años de edad (Hashimoto, Nobuhara, & Hamada, 2003). De hecho, se han encontrado cambios degenerativos como calcificación y proliferación fibrovascular en sujetos de edad avanzada, los cuales no están presentes en sujetos jóvenes, ambos sin antecedentes de lesión o dolencias del hombro (Kumagai, Sarkar, & Uthoff, 1994). Esto refuerza el hecho de que a pesar de los cambios degenerativos, con frecuencia los desgarros sean asintomáticos (J. Hsu & Keener, 2015). De hecho, hay evidencias que indican presencia de desgarro del manguito en un 13% de hombros asintomáticos en sujetos con edades comprendidas entre los 50 y 59 años (Tempelhof et al., 1999).

Otra de las teorías es la del estrés oxidativo, pudiendo ser producido por una lesión repetitiva y su posterior proceso reparador (Dröge, 2003), cuyo entorno está influenciado por mediadores inflamatorios que alteran la histología y presión génica de tendón (Soslowsky et al., 2000).

Otra teoría dentro de los factores intrínsecos es la poca vascularidad del tendón. En 1934 Codman describió por primera vez un área en el tendón del supraespinoso cercana a su inserción en el tubérculo mayor que tiene una menor vascularidad y que coincide en el área del tendón que se daña con más frecuencia. A dicha área la denominó “zona crítica” (Codman, 1934). Posteriormente se reforzó esta teoría refiriéndose a esa área como “zona hipovascular” o “isquemia crítica” (Lindblom K, 1939). La teoría de la poca vascularidad está estrechamente relacionada con la degeneración a causa de la edad, ya que se ha demostrado que dicha vascularización empeora con la edad (Adler et al., 2011). Además, aunque Neer defendía los factores extrínsecos como se ha descrito anteriormente, dividió la patología en 3 etapas diferenciadas según la edad: Etapa I para menores de 25 años; Etapa II para personas entre 25 y 40 años; y Etapa III, para mayores de 40 años (C. S. Neer, 1983).

Aunque los cambios histológicos que se producen en el interior del tendón pueden estar relacionados con el proceso normal de envejecimiento del tendón y de los tejidos blandos,

hay muchos otros factores que influyen, como la carga física pesada, lesiones, la vibración, la infección, el tabaquismo, factores genéticos e incluso la ingesta de ciertos antibióticos (Danielson, Andersson, Alfredson, & Forsgren, 2008), de forma que el mecanismo fisiopatológico exacto todavía no está claro, permanece en controversia y puede implicar la combinación de ambos factores: extrínsecos e intrínsecos (Giai Via et al., 2013; Sharma & Maffulli, 2005).

### ***Histopatología.***

A pesar de los numerosos estudios orientados a descubrir la etiología de la patología del manguito, reforzando distintas teorías, son menos las investigaciones que se han dirigido a cuantificar los cambios histopatológicos que se producen en los tendones. Entre ellas, cabe destacar la que Riley et al llevó a cabo en el 2001, basado en el análisis de 118 tendones del supraespinoso. Esta clasificación de 4 puntos, basada en la organización de los haces de fibras del tendón, el aspecto de los núcleos de los tenocitos y el grado de hialinización se puede observar en la tabla 3 (G. P. Riley, Goddard, & Hazleman, 2001).

**Tabla 3.** Sistema de clasificación histopatológica de la degeneración del manguito rotador según Riley (adaptación) (G. P. Riley et al., 2001).

<b>Grado de clasificación</b>	<b>Organización de los haces de fibras del tendón</b>	<b>Núcleo del tenocito</b>	<b>Grado de hialinización</b>
<b>GRADO 1 Tendón normal</b>	Orientadas con un contorno ondulado. Fácilmente perceptibles dentro de los paquetes.	Alargados con un patrón de cromatina sin complicaciones. Eje largo paralelo a los haces de colágeno.	No
<b>GRADO 2 Degeneración ligera</b>	Alineación relativa, ondulación irregular.	Más corto, pero todavía ovalado. A veces disposición en cadena corta.	No
<b>GRADO 3 Degeneración moderada</b>	Pérdida de orientación	Redondos u ovalados, a veces incrementado en número. Pérdida de la orientación de los núcleos en relación con los haces de colágeno. Cromatina de color oscuro.	Moderada
<b>GRADO 4 Degeneración severa</b>	Pérdida completa de orientación	Pérdida de la cantidad. Pequeños, oscuros y redondeados.	Difusa, con apariencia homogénea.



Otras clasificaciones se han llevado a cabo en la literatura son la Escala Movin (Movin, Gad, Reinholt, & Rolf, 1997) y la Escala Bonar (J. L. Cook, Feller, Bonar, & Khan, 2004), las cuales evalúa las mismas características histológicas en los tendones del manguito (Maffulli, Longo, Franceschi, Rabitti, & Denaro, 2008).

## **1.2. Miembro inferior: Complejo lumbopélvico-femoral.**

### **1.2.1. Anatomía**

El complejo lumbopélvico-femoral es un complejo funcional que representa la unión tronco-miembro inferior. El miembro inferior apoya sobre el suelo y las estructuras anatómicas que lo conforman responden a las necesidades que engendran dicha función. Es por ello que sus elementos son más grandes y estables que los del miembro superior. Posee una musculatura potente, una red ligamentaria densa y espesa, y una alta densidad de tejido fibroso (Dufour, 2003). A pesar de permitir el movimiento multiplanar, como en la extremidad superior, la cintura pélvica es más estable para poder soportar el peso del cuerpo (Cael, 2013).

En este apartado, el cual se divide en osteología, miología y artrología, además de las estructuras que componen el miembro inferior, se incluyen aquellas del tronco que interfieren en el complejo lumbopélvico-femoral: Vértebras lumbares, sacro y cóccix.

### **Osteología**

#### **Vértebras lumbares**

Las vértebras lumbares están formadas por el cuerpo vertebral, dos láminas, una apófisis espinosa, dos apófisis transversas, el pedículo, las apófisis articulares superiores e inferiores y el agujero vertebral. La quinta vértebra lumbar (L5) posee un cuerpo vertebral más alto con forma de trapecio de base anterior mayor. Sus apófisis articulares están más separadas (I. A. Kapandji, 2007). Su articulación con el sacro se detallará en el apartado de charnela lumbosacra.

#### **Cintura pélvica.**

La cintura pélvica está formada por la unión de los dos huesos ilíacos y el sacro. Es considerada un conjunto interdependiente, en la que cualquier ruptura de continuidad de sus elementos repercute en su totalidad, viéndose comprometida su resistencia mecánica. Se encarga de transmitir fuerzas entre el raquis y los miembros inferiores, de manera que el eso soportado por la quinta vértebra lumbar se reparte hacia el sacro, llegando a la cavidad cotiloidea de la cadera a través de los isquiones (I. A. Kapandji, 2007). Los huesos y articulaciones que la componen se describirán a lo largo de este apartado.

### **Sacro**

El hueso sacro está formado por 5 vértebras sacras. En él se diferencian dos superficies: la base, que articula con L5 junto con las apófisis articulares superiores y un vértice, situado encima del cóccix. A su vez, se diferencian dos caras: La cara pelviana, en la que se encuentran los forámenes sacrosanteriores. Entre ellos, se haya las líneas transversas (fusión de las vértebras y discos) y las porciones laterales a ambos lados. En la cara dorsal, presenta 5 formaciones: cresta sacra media, dos intermedias y dos lateral. También posee forámenes posteriores. Posee una apertura inferior que conforma el hiato sacro a la altura de la cuarta vértebra, suponiendo una apertura inferior del canal medular (Platzer, 2008).

### **Coccix.**

Este hueso rudimentario está formado por la fusión de 4 o 5 vertebras que disminuyen de tamaño de craneal a caudal (Platzer, 2008).

### **Coxal o hueso pélvico.**

Se sitúa en la raíz del miembro inferior. Es un hueso plano, par y no simétrico, que constituye la formación de la cintura pélvica. Comparada con el miembro superior, correspondería con la escápula (Dufour, 2003). Los 2 coxales forman el anillo pélvico (Vay, 2008). Está dividido a su vez en 3 partes: Pubis, Ilión e isquion. El cuerpo del ilion contribuye a la formación del acetábulo (Platzer, 2008). Sobre el hueso coxal actúan numerosos músculos, entre los que se encuentran los abdominales, el transverso, los aductores, los pelvitrocantéreos, la musculatura glútea y la del suelo pélvico (Dufour, 2003).

### **Fémur**

El fémur es un hueso largo, par y no simétrico, que conforma el muslo (Dufour, 2003), siendo el hueso tubular más grande del cuerpo (Platzer, 2008) En él se inserta el gastrocnemio, bíceps femoral, aductores (corto, largo y mayor), el glúteo (mayor, medio y menor), el piriforme, obturadores el cuádriceps (vastos medial, lateral e intermedio, y recto femoral), iliopsoas y músculo articular de la rodilla (Dufour, 2003).

### **Rótula**

La rótula es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo (Platzer, 2008), par y no simétrico. En ella tiene inserción el tendón cuadriceps, que pasa a transformarse en tendón rotuliano. También tienen inserción el recto femoral, vasto medial y vasto intermedio (Dufour, 2003).

### **Tibia**

La tibia es un hueso largo, par y no simétrico. Junto con el peroné, forman el cuadro tibioperoneal. La tibia es más maciza y asegura la sustentación del peso corporal. En ella se inserta el tibial anterior, grácil, sartorio, semitendinoso, poplíteo, sóleo, flexor largo de los dedos, tibial posterior, fibras de los vastos lateral y media, tendones del semimembranoso, bíceps, peroneo largo, extensor largo de los dedos y tendón rotuliano (Dufour, 2003).

### **Peroné**

Es un hueso largo, par y no simétrico (Dufour, 2003), además de delgado, ya que transmite poco peso corporal (Vay, 2008). Aunque tiene una longitud similar a la tibia, éste es más elástico (Platzer, 2008). En él se inserta los músculos peroneos, sóleo, flexor largo del dedo gordo y tibial posterior, bíceps femoral y extensores (Dufour, 2003).

### **Esqueleto del pie**

El esqueleto del pie consiste en 7 huesos del tarso: calcáneo, astrágalo, navicular, cuboides y huesos cuneiformes (medial, intermedio y lateral); 5 metatarsianos, 14 falanges (5 proximales, 4 medias y 5 distales) y los sesamoideos. Está compuesto por 4 capas musculares en su planta que ayudan a mantener los arcos del pie (Moore & Agur, 2003).

### **Miología**

Debido a que todo el complejo lumbopélvico-femoral comprende gran cantidad de músculos, incluyendo aquellos con inserción ósea en pelvis y columna hasta los del pie, a continuación se pasa a describir aquellos músculos cuya actividad muscular y fatiga ha sido objeto de estudio en el marco empírico.

**Tabla 4.** Resumen de la musculatura implicada en el complejo lumbopélvico-femoral.

Información obtenida de (Cael, 2013).

Músculo	Función	Raíz nerviosa	Nervio
<b>Gastronemio medial</b>	Flexión plantar y flexión de rodilla.	S1-S2	Tibial
<b>Bíceps femoral</b>	Extensión y rotación externa de cadera. Flexión de rodilla y rotación externa cuando está flexionada,	L5-S3	Ciático
<b>Vasto medial del cuádriceps</b>	Extensión de rodilla	L2-L4	Femoral
<b>Recto abdominal</b>	Flexión de la columna (acción bilateral) e inclinación de la columna (acción unilateral).	T5-T12	Ramas ventrales
<b>Erector espinal</b>	En la región lumbar, el iliocostal la columna (acción bilateral) y la inclinan (acción unilateral)		Rama dorsales de los nervios espinales
<b>Recto femoral</b>	Flexión y rotación externa de cadera	L1-L4	Plexo lumbar
<b>Soleo</b>	Flexión plantar.	S1-S2	Tibial
<b>Tibial anterior</b>	Flexión dorsal de tobillo. Inversión del pie.	L4-L5	Peroneo profundo

## Artrología

Como parte del tronco, al sacro articula con la columna lumbar, el cóccix y el ilion del hueso coxal, formando 3 articulaciones que pasan a describirse a continuación.

### Articulación sacrolumbar: Charnela lumbosacra

En el sacro tiene lugar la articulación sacrolumbar, que consiste en la unión entre la última parte móvil de la columna y el bloque pélvico. Funcionalmente, supone una zona de cruce entre la axialidad del raquis y la bipolaridad de las extremidades inferiores. Aunque las movi­lidades específicas de la charnela lumbo-sacra son mínimas, más que en ningún otro lugar, las movi­lidades funcionales se asocian al complejo lumbo-pélvico-femoral (Dufour & Pillu, 2006). Las apófisis articulares de L5 se encratan en las apófisis articulares superiores de la primera vértebra sacra. Ambas superficies se encuentran sólidamente unidas para impedir deslizamientos, contando para ello con el discolumbosacro, los músculos de las

corredoras vertebrales y los ligamentos iliolumbares (iliotransverso e iliotransverso lumbar inferior, con un haz ilíaco y otro sacro) (I. A. Kapandji, 2007).

#### **Articulación sacrococcígea.**

Supone la conexión entre sacro y cóccix. Se encuentra reforzada por los ligamentos sacrococcígeos posteriores, superficial y profundo; lig. sacrococcígeo anterior y lig. Sacrococcígeo lateral) (Platzer, 2008). Posee movimientos pasivos de flexo-extensión que intervienen en la defecación y el parto (I. A. Kapandji, 2007).

#### **Articulación sacroilíaca.**

Es la unión entre la carilla auricular del hueso coxal, situada en la cara interna del ilion y la superficie auricular del alerón sacro. Se encuentra reforzada por los ligamentos iliolumbares (haz superior e inferior), iliosacros (iliotransverso sacro e iliotransversos conjugados), sacrociáticos (menor y mayor). En su movilidad, que no es muy amplia, se diferencian los movimientos de nutación y contranutación (I. A. Kapandji, 2007).

Relacionadas con el hueso coxal encontramos, además de las articulaciones sacroilíacas (ya explicadas), la sínfisis púbica y la articulación coxofemoral (cadera), que se describen a continuación.

#### **Sínfisis del pubis**

Es una articulación de tipo anfiartrosis, en la cual la movilidad es casi nula. Durante el embarazo en la mujer, permite pequeños movimientos de deslizamiento y separación de un pubis con respecto a otro. En su cara anterior, está bloqueada por el ligamento anterior y la inserción del musculo recto abdominal y expansiones del oblicuo mayor, recto anterior, piramidal, recto interno y aductor mediano. En su cara posterior, se encuentra el ligamento posterior, superior e inferior. En su cara lateral, cuenta con el ligamento interóseo, además de ligamentos periféricos (anteriores, posteriores y laterales) (I. A. Kapandji, 2007).

#### **Articulación coxofemoral**

La articulación coxofemoral o cadera es una enartrosis en la que las superficies articulares son esféricas. Está formada por la unión ósea de la cabeza femoral y la cavidad cotiloidea. Debido a la evolución desde la marcha cuadrúpeda a la bípeda, las superficies articulares no coinciden en posición bípeda (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006). Aun así, al ser una

articulación de carga, necesita una excelente estabilidad, que es proporcionada por los siguientes componentes:

— *Estabilizadores estáticos:*

- Las propias superficies articulares: La cabeza femoral es más pequeña para poder penetrar en la cavidad coxal. La parte articular del coxal, la superficie semilunar, está cubierta de cartílago hialino, al igual que la cabeza femoral (Dufour, 2003).
- Rodete acetabular: Un fibrocartílago de forma triangular.
- Cápsula. Tapizada en su cara profunda por la sinovial.
- Ligamentos: Transverso, iliofemoral, pubofemoral, isquiofemoral y de la cabeza femoral
- Tracto iliotibial.

— *Estabilizadores dinámicos:*

- Recto femoral, Glúteo menor, ilipsoas y obturador externo (Dufour, 2003)..

## **Rodilla**

La rodilla supone una articulación intermedia en el miembro inferior. Posee la característica de tener una gran estabilidad en extensión, con un solo grado de libertad, para pasar a tener movilidad a partir de cierta flexión, en la cual aparece un segundo grado de libertad que permite la rotación (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006). A su vez, está compuesta por dos articulaciones: la articulación femorrotuliana y la articulación femorotibial, las cuales son indisociales anatómica y funcionalmente (Dufour, 2003).

— *Estabilizadores estáticos:*

- Las propias superficies articulares: Los cóndilos y superficie rotuliana del fémur; la rótula y la meseta tibial, todas ellas recubiertas por cartílago hialino.
- Meniscos: Dos fibrocartílagos formados por tejido conjuntivo con muchas fibras colágenas (Platzer, 2008). Están sólidamente unidos a la articulación por ligamentos (meniscoretulianos, meniscofemoral, transverso de la rodilla), cápsula articular, músculos vecinos y por los frenos de sus cuernos. A pesar de su sólida unión, son ligeramente deformables en el movimiento de la rodilla. El menisco medial tiene forma de “C” mientras que el lateral posee forma de “O” (Dufour, 2003).

- Cápsula. Presenta un fondo de saco cuadrípital y está reforzada en su parte posterior por los casquetes condíleos. Se encuentra tapizada por la sinovial (Dufour, 2003).
- Ligamentos: Forman un sistema colateral (lig. Colateral tibial y colateral peroneo), de pivote central (ligamento cruzado anterior y posterior) y sagital (lig. Rotuliano, poplíteo oblicuo y poplíteo arqueado). El tracto iliotibial también funciona como ligamento a distancia (Dufour, 2003).
- Retináculos y alerones (Dufour, 2003).

— *Estabilizadores dinámicos:*

- Músculo poplíteo, pata de ganso (3 tendones) y obenque lateral del tensor de la fascia lata.

## **Tobillo**

Este conjunto óseo compuesto por tibia, peroné y astrágalo también puede denominarse articulación talocrural (Dufour, 2003), tibiotarsiana (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006) o tibioperoneoastagalina (Alcázar, 2007).

— *Estabilizadores estáticos:*

- Las superficies articulares, formadas por la horquilla maleolar (maléolo peroneal y tibial) y el pilón tibial con la tróclea astragalina (Platzer, 2008).
- Cápsula, con dos fondos de saco y tapizada internamente por sinovial (Dufour, 2003).
- Ligamentos: Colateral peroneo (fascículo anterior, medio y posterior), colateral tibial (anterior, posterior y fascículo deltoideo) y peroneoastagalino calcáneo. A distancia, los tibioperoneos inferiores, el calcaneonavicular plantar, la membrana interósea y los retináculos (Dufour, 2003).

— *Estabilizadores dinámicos:*

- Tendones retromaleolares, medial y laterales (Dufour, 2003).

Dentro del tobillo, también se incluyen las articulaciones peroneotibiales (superior e inferior) que están mecánicamente unidas a la tibiotarsiana.

La articulación peroneotibial superior es una artrodia que pone en contacto el contorno posteroexterno de la meseta tibial y la cara superior de la cabeza del peroné. La articulación



peroneotibial inferior es una sindesmosis, en la que la superficie cóncava de la tibia articula con la superficie peronea, convexa o plana (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006). Sólo la peroneotibial superior consta de una cápsula y sinovial, ya que la inferior sólo cuenta con ligamentos para estabilización (Dufour, 2003).

#### **Articulaciones del pie:**

El movimiento del pie es el resultado de la combinación de la combinación de los desplazamientos de 55 articulaciones, que se pueden resumir en las siguientes: Subastragalina, mediotarsiana, tarsometatariana, metatarsfalángica e interfalángica. La participación y responsabilidad de cada una de estas articulaciones varía en función de si el pie se encuentra en cadena cinética abierta o cerrada (Alcázar, 2007).

### **1.2.2. Biomecánica: Levantarse de una silla**

Enfocando el complejo lumbopélvico-femoral desde un punto de vista funcional, en este aparato se analizará la biomecánica de la transferencia protagonista del marco empírico: Levantarse de una silla o la transferencia "Sit-To-Stand".



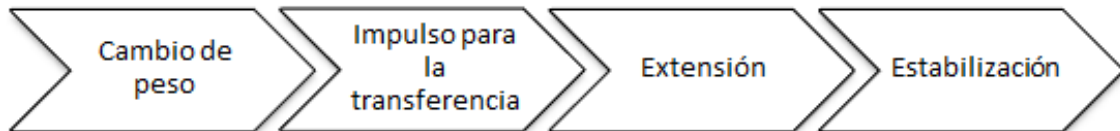
**Figura 9.** Sujeto levantándose de una silla durante Sit-To-Stand.

En general, las transferencias representan un aspecto muy importante en la función de la movilidad. Una de ellas es levantarse de una silla. Por ejemplo, no podemos caminar si

previamente no nos hemos levantado. El proceso de levantarse de una silla surge de la interacción entre el sujeto, las restricciones del entorno y las características de la tarea. Las características esenciales para llevar a cabo esta transferencia incluyen: generar suficiente torque en la articulación para levantarse, asegurar la estabilidad al desplazar el centro de masa desde una base de soporte como la silla a otra base definida por los pies, y la capacidad de modificar estrategias de movimiento en función del entorno (Anne Shumway-Cook & Marjorie H. Woollacott, 2007).

## Fases

Las fases varían entre 2 y 4 dependiendo de la investigación. En este caso, se distinguirán 4 fases basadas en el modelo propuesto por Schenkman y Millington en 1990 y 1992, respectivamente.



**Figura 10.** Resumen de las 4 fases para levantarse de una silla.

### Fase 1: Cambio de peso.

La transferencia comienza con un impulso hacia delante de la parte superior del cuerpo a través de una flexión de tronco. Esta primera fase es estable, ya que el centro de masa todavía tiene como base los pies y el asiento, aunque se esté desplazando hacia delante. Entre los músculos que participan, cabe destacar la actividad excéntrica del erector espinal (Roebroek, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs, & Lankhorst, 1994; Schenkman, Berger, Riley, Mann, & Hodge, 1990).

### Fase 2: Impulso para la transferencia.

Durante esta fase, el impulso de la parte superior del cuerpo pasa a todo el cuerpo, separándose las nalgas del asiento y permitiendo elevar el cuerpo. Esta segunda fase es una fase de transición crítica debido a su inestabilidad, ya que el centro de masa se desplaza desde el asiento hacia los pies, estando localizado lejos del centro de fuerza. Con respecto a la cinemática, el cuerpo se mueve tanto en plano vertical (aceleración) como horizontal (desaceleración). Entre los músculos que participan, cabe destacar la coactivación de los extensores de cadera y rodilla (Roebroek et al., 1994; Schenkman et al., 1990).

### Fase 3: Extensión.

El objetivo de esta fase es mover el cuerpo verticalmente. Esta fase es más estable que la anterior, ya que el centro de masa está dentro de la base de soporte de los pies. El cuerpo se mueve sobretodo verticalmente mediante una extensión de cadera y rodillas (Schenkman et al., 1990, p.).

### Fase 4: Estabilización.

Esta fase comprende el período desde que la velocidad de la cadera alcanza 0°/s hasta que se completa todo el movimiento relacionado con la estabilización (Schenkman et al., 1990, p.).

### Estrategias.

A lo largo de la literatura se pueden encontrar muchas descripciones sobre las estrategias al levantarse de una silla. Es decir, el movimiento puede llevarse a cabo de manera distinta dependiendo de muchos factores determinantes, como puede ser las características de la silla o las del propio sujeto. De manera más concreta, en 2002, Jassen et al propuso a través de una revisión cuáles son los factores que determinan la estrategia del movimiento, resumidas en el siguiente gráfico (Wim G. M. Janssen, Bussmann, & Stam, 2002).



**Figura 11.** Factores que determinan la estrategia del movimiento.

Entre los factores mencionados, uno de los más estudiados es el movimiento del tronco. Para levantarse, el movimiento horizontal del tronco es el responsable de desplazar el centro de masa anteriormente. Para evitar caer hacia delante una vez obtenida la posición vertical, el cuerpo debe generar una fuerza de frenado. Desde un punto de vista del control motor,

parece haber una relación programada y coordinada entre las fuerzas propulsivas y las de frenado (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Las estrategias llevadas a cabo desde el tronco se pueden diferenciar en dos:

**Estrategia de impulso de la transferencia:** Para mantener la estabilidad durante la elevación vertical, el desplazamiento horizontal del centro de masa ocurre de manera contante. El uso de esta estrategia requiere: La coordinación y la fuerza adecuada para generar el movimiento de la parte superior del cuerpo antes del despegue; habilidad para realizar la fuerza de frenado a través de la actividad excéntrica de los músculos de tronco y cadera; y contraer concéntricamente los músculos de cadera y rodilla para general el impulso vertical (Roebroek et al., 1994; Schenkman et al., 1990).

**Estrategia de cero impulso:** Mediante esta estrategia el sujeto flexiona el tronco lo suficiente para trasladar el centro de masa entre la base de soporte de los pies antes de la elevación, asegurando la estabilidad pero requiriendo más fuerza en las extremidades inferiores para elevar el cuerpo (Schenkman et al., 1990).

Continuando con la importancia del tronco durante esta transferencia, cabe destacar que la mayoría de las investigaciones analizan su movimiento como una única unidad y segmento, sin tener en cuenta la movilidad dentro del mismo. Sin embargo, hay estudios que diferencian al menos dos segmentos independientes dentro de la región lumbar, los cuales contribuyen de manera independiente en la cinemática de la transferencia (Parkinson, Campbell, Dankaerts, Burnett, & O'Sullivan, 2013)

Uno de los test basados en esta transferencia es el test Sit-To-Stand (STS) que cuenta con numerosas variedades y cuya investigación se describe con más detalle en el apartado de evaluación fisioterápica tradicional en el complejo lumbopélvico-femoral.

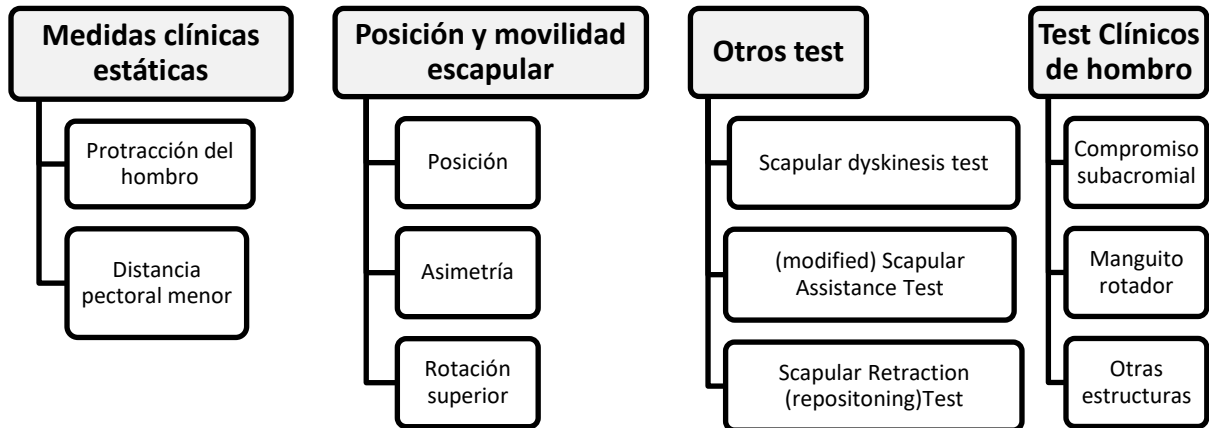
## 2. Evaluación Fisioterápica tradicional

La evaluación fisioterápica del hombro se centrará en la evaluación de la escápula, los test clínicos de hombro más utilizados, las pruebas diagnósticas de imagen y los cuestionarios.

Por otro lado, el apartado centrado en el miembro inferior se centrará en las pruebas funcionales, comenzando por aquella más generales orientadas a valorar la capacidad física y continuando con aquellas más centradas en las transferencias, desarrollando las características del test Sit-to-Stand (STS).

### **2.1. Evaluación del complejo articular del hombro.**

El hombro es una de las articulaciones más complejas, cuya evaluación y diagnóstico son desafiantes por varios motivos: dicha articulación envuelve el movimiento simultáneo de varios huesos, cuya observación es dificultada por el músculo. En algunos casos, la historia del paciente es vaga y sin diagnóstico, a lo cual se suma que los test de examen físico y las pruebas de imagen pueden no ser suficientes para un diagnóstico. A esto hay que sumarle la posible poca experiencia del examinador (McFarland, 2011). A todos estos factores hay que añadirle que lesiones como el DMR tienen una presentación clínica extremadamente variable (Giai Via et al., 2013; Matthewson et al., 2015). Por tanto, una correcta evaluación del hombro debe contemplar la historia clínica del paciente, los hallazgos del examen físico y estudios de imagen (McFarland, Garzon-Muvdi, Jia, Desai, & Petersen, 2010).



**Figura 12.** Medidas y pruebas clínicas para la evaluación del hombro.

### **2.1.1. Medidas clínicas estáticas.**

#### **a) Protracción del hombro.**

Con el sujeto en decúbito supino, se mide la distancia entre la cara más posterior del borde posterior del acromion y la camilla (Jeremy S Lewis & Valentine, 2007).

#### **b) Distancia del pectoral menor.**

Para ello, se mide la distancia en centímetros entre la cuarta costilla y la apófisis coracoides. Dicha medición se divide por la altura del sujeto y se multiplica por 100, obteniendo así el índice de longitud del pectoral menor (Pectoral Minor Index, PMI). Se considerará acortado cuando el PMI del sujeto sea de 7,65 o menor (Borstad & Ludewig, 2005).

### **2.1.2. Posición y movilidad escapular.**

Debido a la contribución de la escápula para el patrón de movimiento normal y la estabilidad del hombro, evaluar su movimiento y la posición se considera una parte importante del examen clínico (Hickey, Milosavljevic, Bell, & Milburn, 2007; Paula M. Ludewig & Reynolds, 2009).

**a) Posición escapular.**

Como ya se describió en el apartado de biomecánica del hombro, Kibler et al. clasificó la disfunción escapular en 3 anomalías del movimiento. Haciendo una inspección visual, se puede determinar si existe una mayor prominencia de un relieve óseo y si existe asimetría entre la posición de ambas escápulas (W. Ben Kibler et al., 2002).

**b) Asimetría escapular.**

Para ello, se mide la distancia entre la apófisis espinosa de la tercera o cuarta vértebra torácica y el borde medial de la escápula (Nijs, Roussel, Vermeulen, & Souvereyns, 2005).

**b.1. Distancia escapular.**

La asimetría escapular también se puede analizar a través de la “distancia escapular”, la cual se obtiene midiendo la distancia entre ángulo acromial y la apófisis espinosa de la tercera vértebra torácica. Esta distancia se normaliza dividiéndola por la longitud de la escápula (distancia entre la espina escapular y el ángulo acromial) (DiVeta, Walker, & Skibinski, 1990).

**b.2. Lateral Scapular Slide Test (LSST).**

Mide la asimetría escapular en diferentes cargas. Consiste en medir las diferencias de lado a lado de la escápula en 3 posiciones: En reposo, con la articulación glenohumeral en posición neutra; a 45° de abducción en el plano coronal, con el húmero en rotación medial; a 90° en posición de máxima rotación medial. Las mediciones de la posición de la escápula se toman horizontalmente de forma bilateral desde el ángulo inferior de la escápula hasta la espinosa torácica vertebral de referencia (Odom, Taylor, Hurd, & Denegar, 2001).

**c) Rotación superior de la escápula.**

Se mide el componente de rotación escapular en una posición estática de abducción humeral de 45°, 90° y 135° con un inclinómetro. Para calcular el ritmo escapulohumeral, se divide la abducción total del húmero por la rotación externa escapular (F. Struyf et al., 2013).

**2.1.3. Otros test de escápula.**

**Scapular dyskinesis test (SDT)** (P. McClure et al., 2009; Tate et al., 2009).

El SDT es un método observacional válido y fiable para evaluar la diskinesia escapular. Consiste en una única valoración basándose en la observación de las tareas de flexión y abducción de hombro, sin comparar con el lado contralateral. Se centra en la posición de la escápula relativa al tórax para orientar el tratamiento en función de si hay o no presencia de

diskinesia, sin entrar en el tipo específico de disfunción (dysrhythmia or winging) o el test afectado (flexión o abducción).

### Escala de valoración

Cada movimiento de prueba (flexión y abducción) calificado como

- Movimiento normal: no hay evidencia de anormalidad
- Anormalidad sutil: evidencia leve o cuestionable de anormalidad, ya que no está constantemente presente
- Anormalidad evidente: Anomalía claramente presente, evidente en 3/5 de las pruebas (desplazamiento de la escápula de tórax)

El valor final se basa en una combinación de los movimientos de flexión y abducción:

- Normal: los dos movimientos están clasificados como normales; o 1 desplazamiento normal y otro anormalidad sutil.
- Anormalidad sutil: Ambos movimientos poseen alteraciones sutiles.
- Anormalidad evidente: Ambos movimientos son clasificados como anormalidad evidente.

### Realización

Este test consiste en realizar 5 repeticiones activas de flexión de hombro y de abducción del hombro con peso. Partiendo con los miembros superiores a ambos lados del cuerpo, los codos extendidos y los hombros en posición neutra, el sujeto debe elevar sus extremidades superiores de manera simultánea tan rápido como sea posible hacia la posición “pulgares hacia arriba”, para posteriormente descender.

La carga se realiza con mancuernas, cuyo peso varía en función del peso corporal: 1.4 kg para aquellos que pesan menos de 68.1 kg y 2.3 kg para aquellos que pesen más.

### Validez y fiabilidad

Fiabilidad inter-observador moderada (weighted k entre 0.54 y 0.57). Posee un porcentaje de acuerdo de entre el 75% y el 82%.

A continuación, se detallan 2 test (y sus modificaciones) para determinar si la escápula está relacionada con el dolor que presenta el paciente.



### ***Scapular Assistance Test (SAT)***

El SAT es un test de reproducción de síntomas que se usa para identificar un movimiento escapular aberrante que puede influir en el dolor de hombro, ayudando a identificar a sujetos en los que la compresión subacromial produce síntomas independientemente de la diskinesia escapular presente (A. L. Seitz, McClure, Lynch, Ketchum, & Michener, 2012).

Este test fue principalmente descrito por Kibler et al como *Muscle assistance test* para saber si el pinzamiento es debido a una pérdida de elevación activa del acromion. Para ello, el terapeuta o examinador desplaza la escápula lateralmente y la rota hacia arriba desde el borde medial para simular la actividad del serrato anterior y el trapecio inferior cuando el paciente eleva el miembro superior. Se consideraba positivo si los síntomas disminuían (W. B. Kibler, 1998).

### **Modified Scapular Assistance Test (mSAT)**

Más adelante, este test pasó a denominarse SAT, y Rabin et al. lo modificaron (modified SAT) añadiendo el componente de inclinación posterior (Rabin, Irrgang, Fitzgerald, & Eubanks, 2006). Dicho test presenta una fiabilidad inter-observador aceptable (Rabin et al., 2006) tanto con como sin peso (Kopkow, Lange, Schmitt, & Kasten, 2015).

### ***Scapular Retraction Test (SRT)***

SRT se describe como la estabilización de la escápula en una posición de retracción en relación con el tórax mediante la aplicación manual de fuerza a lo largo del borde medial de la escápula (W. Ben Kibler, Sciascia, & Dome, 2006). Cuando fue propuesto por Kibler et al. En 2006, se midió el dolor y la fuerza isométrica de elevación del miembro superior en el plano escapular en la posición natural de la escápula y retrayéndola manualmente. Mediante este procedimiento, sujetos sintomatológicos mostraron un aumento de la fuerza (W. Ben Kibler et al., 2006).

### **Scapular Repositioning Test (SRT)**

Debido a limitaciones en la metodología y a que otros estudios previos encontraron una disminución de la fuerza en la retracción completa escapular (J. Smith, Kotajarvi, Padgett, & Eischen, 2002), en 2008 Tate et al. modificaron el test haciendo hincapié en la inclinación posterior y la rotación externa de la escápula, pero evitando la retracción completa, denominándolo SRT (J. Smith et al., 2002).

Otros test para escápula son: winging scapula, tilting scapula o kinetic medial rotation. A pesar de la gran batería de pruebas existentes, una reciente revisión sistemática no recomienda su uso clínico en el diagnóstico de dolor o patología de hombro, aunque sí pueden ser útiles para pronosticar riesgo futuro de lesión o dolor crónico del hombro (Wright, Wassinger, Frank, Michener, & Hegedus, 2013).

#### **2.1.4. Test Clínicos de hombro.**

Existen numerosos test clínicos orientados al diagnóstico de distintas lesiones de hombro. A continuación se presentan algunos de los más destacados enfocados a la lesión de distintas estructuras del hombro.

##### ***Compromiso subacromial.***

**Test de Neer:** Se basa en reproducir el “signo de pinzamiento” al forzar el hombro hacia la flexión, bloqueando de esta manera la tuberosidad mayor del húmero contra la superficie anteroinferior del acromion (C. S. Neer, 1983). La sensibilidad y especificidad media del signo de Neer es de  $76\% \pm 11\%$  y  $36\% \pm 22\%$ , respectivamente (Papadonikolakis et al., 2011).

**Test de Hawkins-Kennedy:** Dicho test busca reproducir dolor en la rotación interna del hombro cuando el brazo se encuentra elevado a  $90^\circ$  (Hawkins & Kennedy, 1980). La sensibilidad y especificidad media del test de Hawkins Kennedy es de  $80\% \pm 11\%$  y  $41\% \pm 19\%$ , respectivamente (Papadonikolakis et al., 2011).

**Test de estrés de rotación interna:** En este test, el brazo se coloca en  $90^\circ$  de abducción y aproximadamente  $80^\circ$  de rotación externa. Una prueba muscular isométrica manual se lleva a cabo para la rotación externa y luego se compara con la rotación interna en la misma posición. Dicho test se considera positivo si un paciente con signo de pinzamiento positivo tiene una buena resistencia a la rotación externa en esta posición y aparente debilidad en la rotación interna, prediciendo un pinzamiento o choque interno. Si el test resulta negativo (más debilidad en la rotación externa) sugeriría pinzamiento externo clásico. Posee un valor predictivo positivo del 88%, un valor predictivo negativo del 96%, sensibilidad del 88%, especificidad del 96% y una precisión del 94,5% (Zaslav, 2001).

### ***Manguito rotador***

**Test de Jobe:** evalúa la fuerza y el dolor de la respuesta de la unidad musculotendinosa del supraespinoso (Jobe & Jobe, 1983). Mediante este test, el paciente coloca el brazo a en 90° de abducción, 30° de flexión anterior y en rotación interna con el pulgar hacia abajo. Posteriormente, el terapeuta empuja el brazo hacia abajo mientras el paciente intenta mantener la posición inicial. Si se produce dolor, indica tendinitis, y si el brazo cae por debilidad puede tratarse de una rotura del supraespinoso (Jobe & Moynes, 1982). La sensibilidad de esta maniobra varía entre el 41–89% y la especificidad entre el 50–98% respecto a la cirugía (Silva Fernández, Otón Sánchez, Fernández Castro, & Andréu Sánchez, 2010).

**Test de Patte:** Evalúa la fuerza de la rotación externa. Para ello, paciente eleva brazo en abducción de 90° con el codo en flexión de 90° e intenta hacer una rotación externa contra la resistencia del terapeuta. Este test ha demostrado tener una sensibilidad del 92% y una especificidad de 30% para el diagnóstico de tendinitis del infraespinoso (Leroux, Thomas, Bonnel, & Blotman, 1995)

**Test de Gerber:** Evalúa la presencia de rotura del músculo subescapular. El paciente debe llevar el hombro hacia la rotación interna, colocando la mano sobre la espalda, separándola del plano dorsal. El terapeuta, fuerza la rotación interna, soltando de repente la mano. Si existe rotura, la mano golpea contra la región dorso-lumbar (C. Gerber & Krushell, 1991). A lo largo de la literatura, la sensibilidad varía entre el 17–92% , y la especificidad entre el 60–98% (Silva Fernández et al., 2010).

### ***Otras estructuras***

**Test de O'Brien:** Diferencia entre los desgarros del labrum y anomalías en la articulación acromioclavicular. Consiste en realizar una flexión del hombro de 90°, aducción horizontal y rotación interna máxima. Se le pide al paciente que resista la fuerza uniforme descendente del terapeuta. Después, el paciente supina el antebrazo al máximo y la maniobra se repite. El test se considera positivo si el dolor aparece con la primera maniobra y se reduce o elimina con la segunda. Un dolor localizado en la articulación acromioclavicular o región superior del hombro indica anomalía en dicha articulación. Si por el contrario el dolor ocurre dentro de la articulación glenohumeral, indica lesión del labrum. Para la afectación del labrum,

tiene una sensibilidad del 100%, una especificidad del 98,5%, un valor predictivo positivo de 94,6%, y un valor predictivo negativo del 100%; para la afectación acromioclavicular, tiene una sensibilidad del 100%, especificidad, 96,6%, valor predictivo positivo del 88,7% y un valor predictivo negativo del 100% (O'Brien, Pagnani, Fealy, McGlynn, & Wilson, 1998).

**Prueba de longitud de la cápsula posterior:** evalúa la extensibilidad de la cápsula glenohumeral posterior. El paciente se sitúa en decúbito supino con los hombros a ras de la camilla. El terapeuta, coloca el hombro y el codo en 90° de abducción y flexión. Estabilizando la escápula, se mueve pasivamente el húmero hacia adducción horizontal y se mide el rango de movimiento. Posee un coeficiente de correlación intraclass altos para la validez intraobservador (0,93, SEM = 1,64 °) e interobservador (0,91, SEM = 1,71 °) (Laudner, Stanek, & Meister, 2006).

### **2.1.5. Pruebas diagnósticas de imagen**

La mayoría de las pruebas de imagen usadas para diagnosticar lesiones de hombro son la ecografía (ultrasound imaging, US) y la resonancia magnética nuclear (Magnetic Resonance Imaging, MRI). Un reciente metaanálisis ha revelado que tanto la US como la MRI pueden ser considerados herramientas altamente específicas para diagnosticar alteraciones en el manguito rotador, siendo altamente sensible para la mayoría de roturas completas (Roy et al., 2015).

### **2.1.6. Cuestionarios**

Tradicionalmente, la evaluación del impacto que genera la lesión de hombro se ha centrado en aspectos funcionales de la patología mediante el rango del movimiento, la fuerza o el dolor. Sin embargo, debido a la importancia de “los resultados informados por el paciente” (patient-reported outcome, PRO), las investigaciones tienen a analizar el impacto que se genera de manera global en la vida del paciente, y cómo se afecta el bienestar psicológico (Beaton & Richards, 1996). Actualmente existen varios PRO para medir la discapacidad en la disfunciones del hombro (Angst, Schwyzer, Aeschlimann, Simmen, & Goldhahn, 2011).

### ***Simple Shoulder Test (SST)***

Es una herramienta diseñada para evaluar las limitaciones funcionales del hombro dañado que compromete las actividades diarias del sujeto y unas de las más fáciles de usar en menos tiempo (Lippitt et al., 1993). Ha demostrado ser altamente fiable, válido y sensible (Schmidt et al., 2014). Su versión española ha sido validada en 2014, mostrando ser una variable resultado del hombro válida y con características psicométricas similares a la versión original (M. D. Membrilla-Mesa, Tejero-Fernández, Cuesta-Vargas, & Arroyo-Morales, 2014).

### ***Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH).***

El cuestionario DASH es una medición estandarizada de los síntomas del miembro superior y el estado funcional del paciente (Hudak, Amadio, & Bombardier, 1996) que consiste principalmente en una escala de discapacidad/síntomas formada por 30 ítems. Ha mostrado ser válido y fiable en pacientes afectados por distintas alteraciones en el miembro superior (2002), y posee una excelente consistencia interna (alfa de Cronbach= 0,96). Su versión española fue validada en 2006 (Hervás et al., 2006).

### ***Upper Limb Functional Index (ULFI).***

El cuestionario ULFI es una medida de resultado de la extremidad superior que consiste en una escala 25 ítems, que puede ser transferida una escala de 100 puntos. También se ha demostrado que tiene fuertes propiedades psicométricas de fiabilidad y validez (C Philip Gabel, Michener, Burkett, & Neller, 2006). Fue validado al español en el 2013 (Antonio I Cuesta-Vargas & Gabel, 2013).

### ***The Shoulder Pain Disability Index (SPADI).***

SPADI es una medida PRO que se ha desarrollado para su uso en un entorno ambulatorio. Se diseñó para medir el impacto de la patología hombro en términos de dolor y discapacidad, tanto para la intensidad del estado, como para el cambio del estado en el tiempo. SPADI es un cuestionario autoadministrado que consiste en 2 dimensiones (dolor y actividad funcional). La dimensión del dolor consiste en cinco preguntas con respecto a la gravedad del dolor de un individuo, mientras que las actividades funcionales se evalúan con ocho preguntas (K. E. Roach, Budiman-Mak, Songsiridej, & Lertratanakul, 1991). Su versión

española ha sido validada en 2015 (Membrilla-Mesa et al., 2015) y 2016 para personas con dolor musculoesquelético de hombro (Luque-Suarez, Rondon-Ramos, Fernandez-Sanchez, Roach, & Morales-Asencio, 2016).

### **2.1.7. Limitaciones en la evaluación.**

#### ***Test Clínicos de hombro.***

Los tests para evaluar musculoesqueléticamente el hombro se basan en la premisa de que es posible aislar estructuras individuales, comprimiendo o estirando el tejido de interés. Sin embargo, esto no es posible sin afectar el estado de estructuras adyacentes (J. S. Lewis, 2009). Por ejemplo, un estudio electromiográfico dirigido a implicar la patología del supraespinoso ha demostrado activar igualmente otros 8 o 9 músculos más (Boettcher, Ginn, & Cathers, 2009). Es por todo esto que estudios recientes ponen en duda la sensibilidad, especificidad y exactitud de este tipo de pruebas (Hegedus et al., 2008).

Investigaciones recientes apuntan a que alteraciones en el sistema nervioso central pueden contribuir a la baja fiabilidad y validez de los test clínicos en el hombro. Según la teoría de sensibilización central (CS), una hipersensibilidad en el área de lesión mantenida en el tiempo puede dar lugar a la estimulación y nocicepción de otras áreas sobre las que no existe lesión (Filip Struyf et al., 2015). Aunque se estima que entre un 65% y un 90% de los sujetos con dolor unilateral de hombro diagnosticados con síndrome de pinzamiento subacromial padecen CS, son necesarios más estudios para informar sobre la evidencia de la prevalencia de CS en diagnósticos de hombro (Sanchis, Lluch, Nijs, Struyf, & Kangasperko, 2015).

#### ***Pruebas de imagen.***

En contraste con el metaanálisis mencionado que respalda la especificidad de las pruebas de imagen, hay investigaciones en las que se informa de un gran número de personas asintomáticas que tienen afectación estructural del manguito, lo cual invalidaría estas pruebas de imagen que son consideradas gold-standard. En relación con los test clínicos, cabe mencionar que su sensibilidad, especificidad y valores predictivos se basan en los fallos estructurales de pruebas de imagen, invalidando también estas pruebas. (J. S. Lewis, 2009).

***Implicaciones clínicas.***

La falta de un verdadero gold-standard hace que muchos pacientes con dolor de hombro sean informados de un diagnóstico estructural basado en imagen y pruebas clínicas, siendo incorrecto; también pueden ser operados de una estructura dañada pero que no sea el origen real de los síntomas. Por tanto, en la actualidad, la evaluación y diagnóstico de la patología del complejo articular del hombro se torna incierta (J. Lewis, 2016).

## 2.2. Evaluación funcional del complejo lumbopélvico-femoral.

Tras diferenciar entre las pruebas orientadas a determinar la capacidad física y aquellas que se centran en gestos de las transferencias, se pasará a describir con más detalle el test STS.

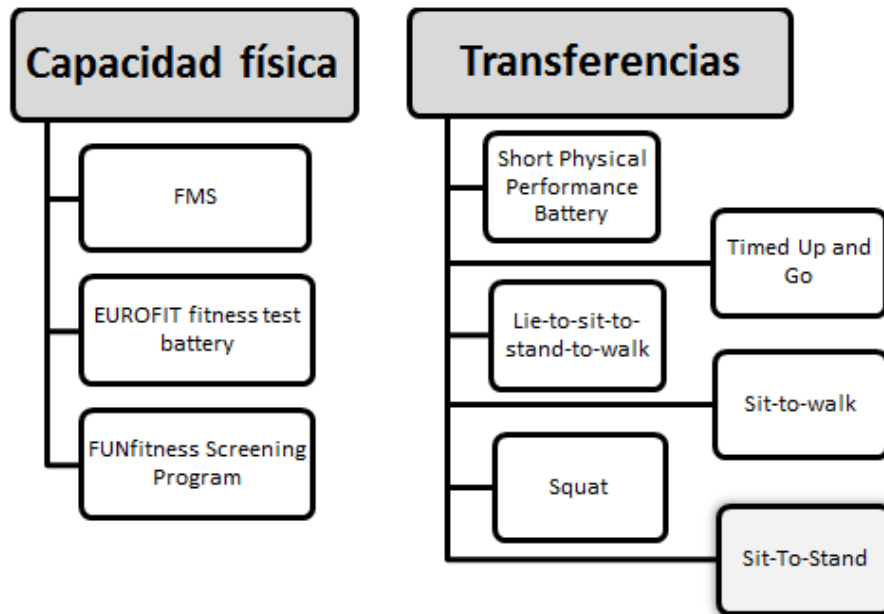


Figura 13. Pruebas funcionales para evaluar el complejo lumbopélvico-femoral.

### 2.2.1. Pruebas funcionales: Capacidad física.

A continuación se describen pruebas centradas en determinar la capacidad física y en las que la funcionalidad de los miembros inferiores juega un papel determinante.

#### Functional Movement Screen™ (FMS™)

FMS™ se desarrolló como una herramienta para mejorar el screening o cribado de personas que participan en actividades físicas mediante la identificación de limitaciones y restricciones en la realización de 7 tareas de movimiento funcionales y dinámicas que incorporan toda la cadena cinética: deep squat (sentadilla profunda), hurdle step, in-line lurch, movilidad del hombro, elevación activa de la pierna recta, estabilidad del tronco en flexión de brazos y estabilidad de rotación. Los individuos que compensan o tienen dolor al completar las tareas FMS™ pueden presentar patrones de movimiento deficitario durante la actividad física o deporte, predisponiendo a lesiones (G. Cook, Burton, & Hoogenboom, 2006a, 2006b, p. 2).



Cada tarea es puntuada de 0 a 3, siendo 21 la puntuación total máxima que un individuo puede recibir. Cuanto menor sea la puntuación, mayor es el riesgo del paciente de sufrir lesiones (G. Cook, Burton, Hoogenboom, & Voight, 2014). Investigaciones anteriores han demostrado una puntuación de  $\leq 14$  es predictivo de lesión en distintas poblaciones (Cuchna, Hoch, & Hoch, 2016).

### **EUROFIT fitness test battery**

La batería de pruebas Eurofit incluye 8 ítems y consiste en la evaluación de las siguientes medidas: el equilibrio de todo el cuerpo, la velocidad de movimiento de las extremidades, la flexibilidad, la fuerza explosiva, resistencia estática, resistencia muscular abdominal, la velocidad de carrera y la resistencia cardiovascular (Council of Europe & Committee of Experts on Sports Research, 1988).

### **FUNfitness Screening Program**

Es una herramienta de screening diseñada para la valoración funcional del deportista con discapacidad intelectual. Sirve para identificar necesidades, ayudar a los atletas a mejorar la flexibilidad, la fuerza, el equilibrio y la condición aeróbica, así como educar a los atletas, entrenadores y sus familias sobre la importancia de estos aspectos de la salud. Además, proporciona una oportunidad práctica para los atletas para aprender ejercicios apropiados de manos del fisioterapeuta ("FUNfitness," n.d.).

Su realización dura aproximadamente 20-30 minutos e incluye: test de flexibilidad utilizando cintas métricas y goniómetros; prueba de resistencia usando agarre de la mano y control de tronco; mantener el equilibrio sobre uno y dos miembros inferiores; prueba de resistencia, donde el atleta da pasos en el mismo lugar durante dos minutos o camina durante tres minutos; educación: programa de ejercicios para casa basado en los resultados de las pruebas ("Special Olympics Oregon - Training for Life," n.d.).

## **2.2.2. Pruebas funcionales: Transferencias.**

Además de las pruebas funcionales orientadas a valorar la capacidad física, hay otras pruebas basadas en las transferencias realizadas durante las AVD, que informan sobre el estado funcional y la dependencia del sujeto, permitiendo, además, diferenciar entre distintas poblaciones. A continuación se describen algunas de las pruebas funcionales basadas en las transferencias.

## **Short Physical Performance Battery (SPPB)**

Este test, descrito en 1994, se usa para medir la funcionalidad de las extremidades inferiores en adultos mayores. Incluye componentes de fuerza, equilibrio y movilidad. Entre las actividades funcionales a realizar durante este test se incluyen: Levantarse 5 veces de la silla (sin apoyo), 8-foot walk test y 3 test de equilibrio. El tiempo en realizar cada tarea se convierte en una escala ordinal de 0 a 4, que se suman para dar un rango de puntuación de 0 a 12 (Guralnik et al., 1994).

## **Timed Up and Go Test (TUG)**

El test Get-Up and Go fue descrito por primera vez en 1986. Se desarrolló como una herramienta de cribado para detectar problemas de equilibrio que afectan a la movilidad de las AVD en pacientes mayores. En esta prueba, el sujeto debe levantarse de una silla, caminar 3 metros, girar sobre sí mismo y volver. En una escala del 1 al 5, los sujetos que puntúan con más de 3 puntos tienen riesgo de caída (Mathias, Nayak, & Isaacs, 1986). Más tarde, en 1991, TUG fue modificado, añadiendo el tiempo en realizarlo como variable de interés: Adultos sanos con independencia para el equilibrio y la movilidad son capaces de realizar este test en menos de 10 segundos, mientras que sujetos con afectación neurológica que tardan más de 30 segundos en realizarlo, son dependientes en la mayoría de las AVD (Podsiadlo & Richardson, 1991). El tiempo en realizar TUG no sólo permite distinguir entre distintas poblaciones (como sanos y pacientes neurológicos) informando sobre el nivel de funcionalidad, sino que también se han establecido valores en función de la edad (Isles, Choy, Steer, & Nitz, 2004, pp. 20–80).

## **Lie-to-sit-to-stand-to-walk transfer (LSSWT).**

Este test mide la duración de transferencias consecutivas desde estar tumbado en la cama a sentarse, desde sentado a bipedestación, y desde de bipedestación, caminar durante 3 metros. La posición de partida es decúbito supino en una cama, con los miembros superiores paralelos al cuerpo. Cruzar una línea situada a 3 metros de distancia de la cama se considera como punto final. Con respecto al test TUG, proporciona información adicional sobre la transición de tumbado a sentado (lie-to-sit), por lo que se usa sobre todo en el ámbito geriátrico (Reicherz et al., 2011).

## **Sit-to-walk (STW)**

Este test, desarrollado en 1996, es una fusión de 2 tareas del aparato locomotor: levantarse desde sentado y comenzar a caminar antes de alcanzar la extensión completa de tronco. Es decir, es una modificación del test STS pero incluyendo el inicio de la marcha (Magnan, McFadyen, & St-Vincent, 1996). Se han definido 4 fases en esta tarea (A. Kerr, Durward, & Kerr, 2004), la cual desafía el equilibrio y la coordinación, permitiendo evaluar déficits funcionales y riesgo de caídas (A. Kerr, Rafferty, Kerr, & Durward, 2007).

## **Squat**

El squat o sentadilla mide la fuerza de los miembros inferiores y el tronco y, en el mundo deportivo, es el primer de los 3 levantamientos en la competición de levantamiento de pesas. Su realización se inicia en posición vertical, con las rodillas y caderas próximas a una extensión completa. Desde ahí, se desciende hasta que una línea imaginaria desde la parte superior de las rodillas hasta las caderas se mueve bajo una posición paralela con respecto al suelo. Con un movimiento continuo, se finaliza volviendo a la posición vertical. El squat se puede dividir en 3 modalidades en función de los grados del movimiento continuo de bajada: Semisquat, hasta los 40°; mediasquat, entre los 70–100°; y squat profundo, con más de 100° (Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001). Esta última versión de la sentadilla se incluye en la batería de ejercicios de FMS™, como se describió en su apartado.

El ejercicio dinámico de squats es un componente importante de varios programas de entrenamiento en fisioterapia y en una variedad de deportes (Dionisio, Almeida, Duarte, & Hirata, 2008). Ya que es una tarea motora que requiere amplio rango de movimiento de la articulación de la rodilla bajo condiciones de carga (Fukagawa et al., 2012) y un ejercicio en cadena cinética cerrada, se emplea en programas de rehabilitación de la rodilla (Escamilla et al., 2001). De manera más concreta, se ha usado en el tratamiento de lesiones ligamentosas, disfunciones patelofemorales, sustitución total de la articulación e inestabilidad del tobillo (Dionisio et al., 2008). También es usada por los cirujanos de rodilla como un método para evaluar la cinemática y función de la rodilla después de una cirugía (Fukagawa et al., 2012). El squat también es un método recomendado para coger peso. Para llevar a cabo la técnica de manera segura, se recomienda sentarse detrás de las caderas manteniendo la lordosis

lumbar y estabilizar las rodillas, evitando el valgo y minimizando el cizallamiento patelofemoral (Liebenson, 2003).

Debido a su amplia utilidad, el squat se ha estudiado desde un punto de vista biomecánico y clínico, el cual se detallará en el apartado de evaluación de esta Tesis.

### **Sit-To-Stand (STS)**

El test STS fue descrito por primera vez en 1985 como un método para medir la fuerza muscular de los miembros inferiores. Para ello, se cuantificó el tiempo necesario para sentarse y levantarse de una silla 10 veces, mostrando correlación con la fuerza de los extensores y flexores de rodilla en hombres y mujeres de distinto rango etario (Csuka & McCarty, 1985). Levantarse de una silla es una actividad que se realiza comúnmente en las actividades de la vida diaria y que ha demostrado ser una de las más biomecánicamente exigentes. Es muy importante en el control del equilibrio, ya que representa la transición desde una posición estática con 3 puntos de apoyo hacia una posición dinámica con 2 puntos de apoyo (P. O. Riley, Schenkman, Mann, & Hodge, 1991). Además, es parte de la función fisiológica humana, ya que sentarse y levantarse es un requisito previo para la marcha (Kralj, Jaeger, & Muni, 1990). De hecho, el gesto de levantarse de una silla se realiza unas 60 veces por día (Dall & Kerr, 2010). Por tanto, su limitación puede disminuir la movilidad individual (Guralnik, Ferrucci, Simonsick, Salive, & Wallace, 1995) y la actividad física, aumentando potencialmente el riesgo de pérdida de independencia y mortalidad (Hirvensalo, Rantanen, & Heikkinen, 2000).

### **2.2.3. Cuestionarios.**

Al igual que en la extremidad superior, existen cuestionarios dirigidos a evaluar la funcionalidad de los miembros inferiores. A continuación, se describen dos de ellos que gracias a sus propiedades psicométricas resultan ser medidas de criterio adecuadas para evaluar la funcionalidad de la extremidad inferior.

#### **Lower Extremity Functional Scale (LEFS).**

Es un instrumento válido y fiable para determinar el estado funcional para disfunciones musculoesqueléticas agudas y crónicas de las extremidades inferiores. Consiste en un cuestionario de 20 ítems cuyos elementos están en una escala a una distancia de 5 puntos,

que va de 0 a 4 con el fin de evaluar la dificultad para realizar diferentes tareas debido a una disfunción física en las extremidades inferiores. La puntuación final de todos los elementos se calcula en una escala de puntuación de 0-80, de menor a mayor nivel funcional (Binkley, Stratford, Lott, & Riddle, 1999). La versión española de este cuestionario fue validada en 2014, mostrando ser válida y fiable en la población española (Cruz-Díaz et al., 2014).

### **Lower Limb Functional Index (LLFI)**

Es un cuestionario breve, de fácil y rápida realización, transferible a una escala de 100 puntos. Emplea una variedad de constructos entre los que se incluyen funciones corporales, estructuras corporales, actividades y participación, y factores medioambientales. Este instrumento ha demostrado tener propiedades clinimétricas preferibles a LEFS (Charles Philip Gabel, Melloh, Burkett, & Michener, 2012). La versión española de este cuestionario fue validada también en 2014, mostrando características psicométricas similares a la versión original y siendo un instrumento de medida de resultado de la extremidad inferior válido en español (Antonio I. Cuesta-Vargas, Gabel, & Bennett, 2014).



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## 3. Tecnología en la evaluación fisioterápica

Este apartado da a conocer la aplicación de la tecnología en la evaluación fisioterápica, informando sobre el equipamiento y procesamiento necesario para llevarla a cabo. Posteriormente, se concreta esta información para la evaluación del hombro y del test STS.

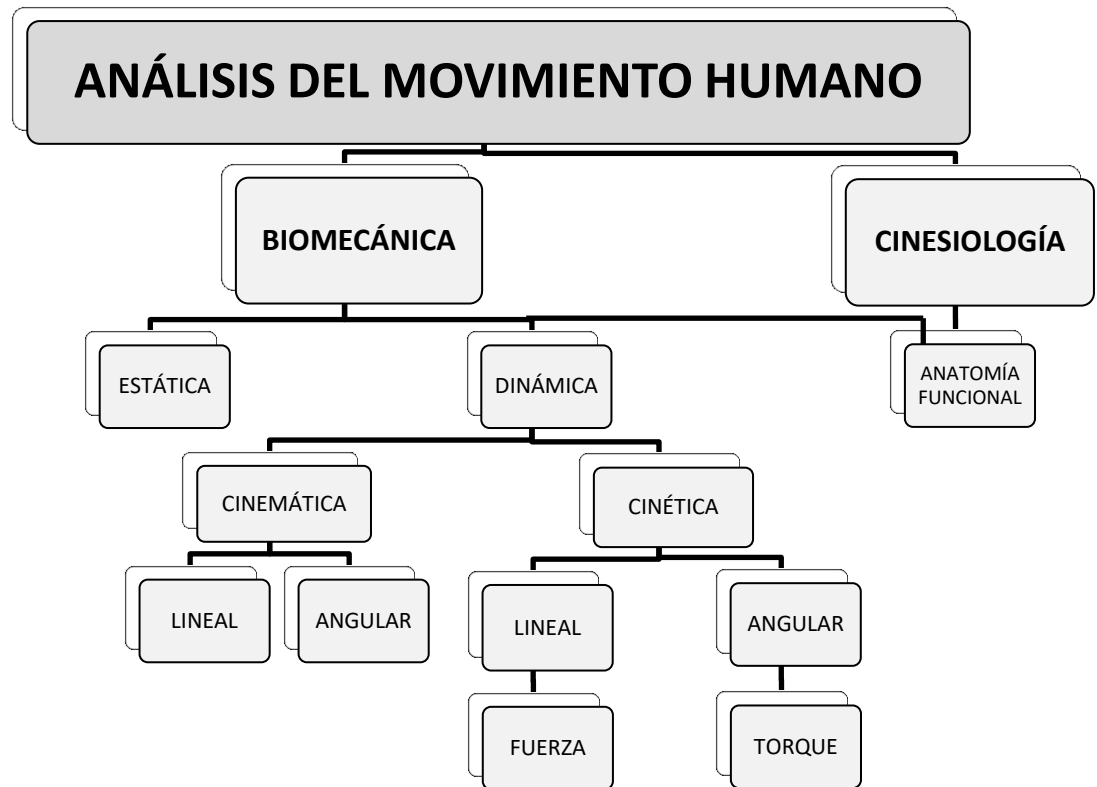
### 3.1. Áreas de interés del laboratorio del movimiento humano.

El concepto de movimiento humano es complejo ya que se construye a través de múltiples factores sociológicos, ambientales, psicológicos, mecánicos, fisiológicos y anatómicos (Everett & Kell, 2010). Es decir, para poder comprenderlo es necesario tener en cuenta aspectos como emociones o el entorno en el que se desarrolla una acción (Godfrey, Conway, Meagher, & ÓLaighin, 2008).



**Figura 14.** Factores que forma parte del movimiento humano.

A continuación se describe los componentes físicos en los que se divide el movimiento humano.

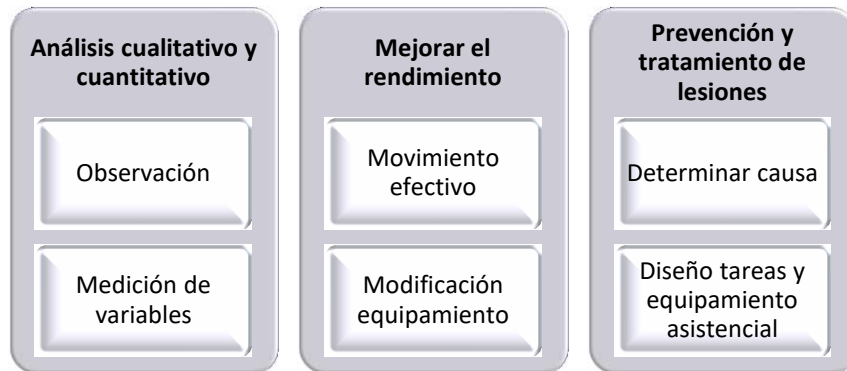


**Figura 15.** Componentes físicos del movimiento humano. Adaptado de (Hamill & Knutzen, 2006)

Se pueden diferenciar dos grandes bloques dentro del movimiento humano: La Biomecánica y la cinesiología. La cinesiología comprende el estudio anatómico, mecánico y fisiológico del movimiento humano, proporcionando un enfoque cualitativo del mismo (Hamill & Knutzen, 2006). La biomecánica comprende el estudio en el que el conocimiento y los métodos de la mecánica se aplican a la estructura y la función del sistema vivo (Kreighbaum, 1996), incorporando elementos cualitativos con un enfoque cuantitativo del mismo. Ambas engloban la anatomía funcional, que consiste en el estudio de los componentes necesarios para llevar a cabo una función o movimiento humano. La biomecánica se divide en dos categorías: estática y dinámica, y dentro de esta última, se diferencia entre la cinemática y la cinética (Hamill & Knutzen, 2006). Por un lado, la cinemática es el estudio del movimiento corporal (traslaciones y rotaciones) sin tener en cuenta las fuerzas que causan el movimiento (Torzilli PA, 1994). La descripción de las características del movimiento incluye desplazamiento angular, velocidades y aceleraciones (Anne Shumway-Cook & Marjorie H. Woollacott, 2007). Por otro lado, la cinética es el estudio de las fuerzas implicadas en crear

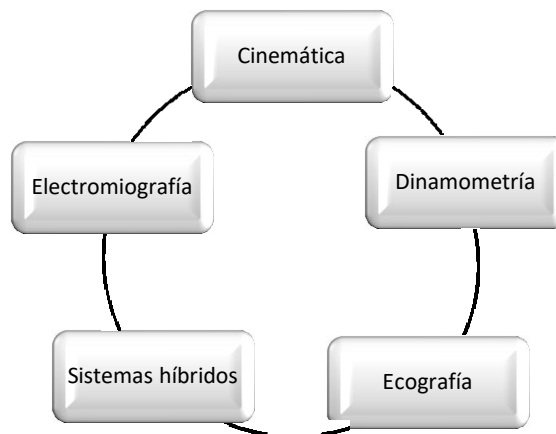


movimiento (Torzilli PA, 1994), incluyendo las fuerza internas y externas. Las fuerzas internas provienen de la actividad muscular, ligamentos, o fricción entre los músculos y las articulaciones; las fuerzas externas provienen del suelo y cargas externas (Anne Shumway-Cook & Marjorie H. Woollacott, 2007). El conocimiento de todos estos componentes tiene numerosas aplicaciones, las cuales se encuentran resumidas en el siguiente gráfico (Knudson, 2013).



**Figura 16.** Principales ámbitos de aplicación del análisis del movimiento humano.

En los siguientes apartados se desarrollará el estudio dinámico de la biomecánica, dividiéndola en cinemática, electromiografía (de superficie), dinamometría, ecografía y sistemas híbridos.



**Figura 17.** Áreas de interés en el laboratorio humano.

### **3.1.1. Cinemática.**

#### **Ámbito de aplicación**

La investigación de la cinemática humana es importante en los campos de rehabilitación y bioingeniería. Dentro de las aplicaciones clínicas, se emplea como diagnóstico de postura y movimientos patológicos, para evaluar la eficacia de un tratamiento, así como comparar protocolos pre y post-tratamiento (Wong, Wong, & Lo, 2007).

#### **Goniometría.**

Uno de los métodos empleados analizar la cinemática es la goniometría manual (Boone et al., 1978). La goniometría es la medición de los ángulos articulares del cuerpo humano. Se usa tanto para medir una determinada posición articular como para conocer el rango del movimiento (ROM) (Norkin & White, 2009). Se usó por primera vez durante la Primera Guerra Mundial para tratar a los soldados heridos (Fox, 1917) y se ha empleado desde entonces (Gajdosik & Bohannon, 1987; Rosén NG, 1922).

El goniómetro universal es el instrumento que se emplea comúnmente para medir la posición y el movimiento articular en el ámbito clínico. Su nombre es debido a su versatilidad, ya que se puede usar en la mayoría de articulaciones del cuerpo. Cuenta con un cuerpo que consiste en un círculo o semicírculo con una escala de grados, y 2 brazos: uno estacionario y otro en movimiento. Pueden ser de plástico o metálicos, y su tamaño depende en función de la articulación a la que está orientada. Los inclinómetros son otro tipo de goniómetro manual que utiliza los efectos de la gravedad sobre indicadores y niveles fluidos para la medición. Entre ellos se encuentra el inclinómetro gravitatorio pendular y el de burbuja. En 1959, se introdujeron los electrogoniómeros, los cuales permiten medir dinámicamente la articulación. Éstos cuentan con un potenciómetro en el cuerpo, de manera que la resistencia creada al cambiar la posición articular produce un cambio en el voltaje que indica la cantidad de movilidad articular (Norkin & White, 2009). Los goniómetros tradicionales están restringidos a un solo plano de movimiento y a la estática. Aunque los inclinómetros y electrogoniómetros permiten medir en más de un plano y de manera dinámica, su diseño restringe el movimiento y la posibilidad de medir articulaciones complejas (A. Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010).

### ***Sistemas optoelectrónicos basados en vídeo.***

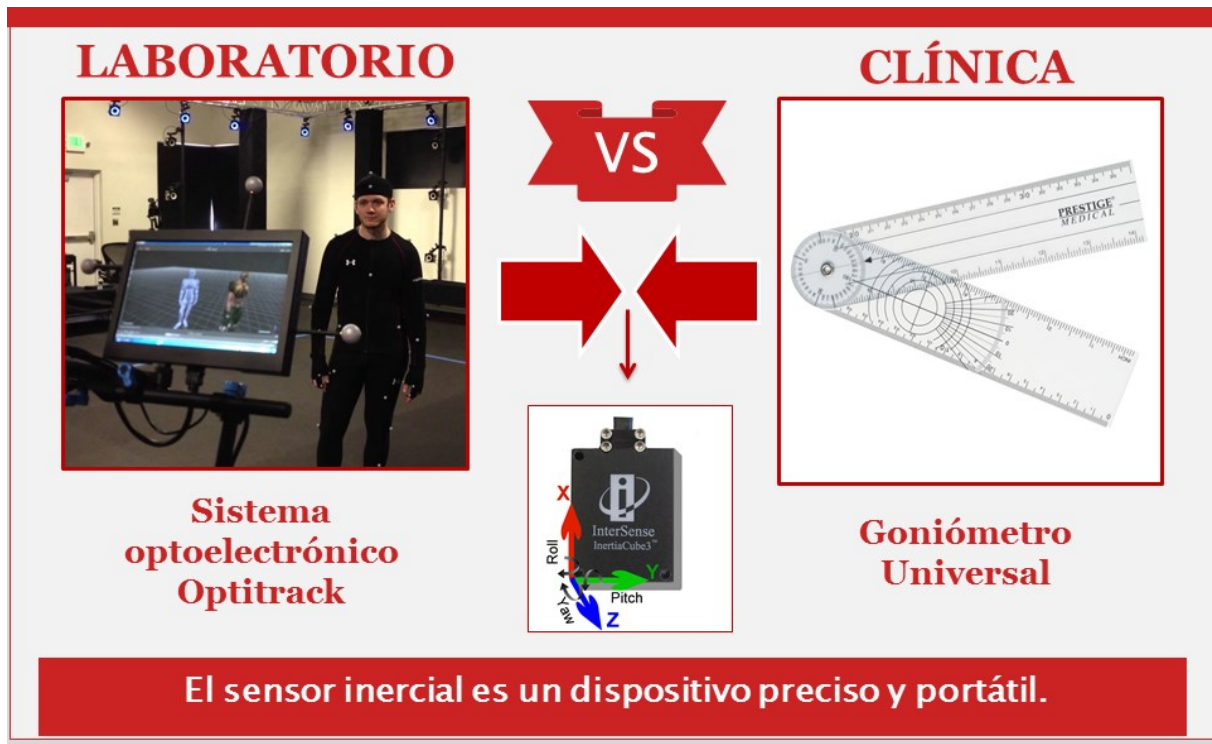
Los sistemas ópticos son considerados el estándar de oro en el análisis del movimiento dentro del laboratorio. Este sistema emplea marcadores esféricos reflectantes que se colocan en el sujeto que va a ser medido, y cámaras con emisores de luz infrarroja que recogen la reflexión sobre los marcadores, permitiendo la grabación tridimensional de múltiples regiones corporales. Sin embargo, sólo pueden emplearse en el entorno del laboratorio, son difíciles de instalar y las mediciones conllevan bastante tiempo (Wong et al., 2007).

### ***Sistemas electromagnéticos***

En los sistemas de captura del movimiento basado en campos electromagnéticos el sujeto que va a ser medido se coloca sensores que perturban controladamente el campo electromagnético generado por una fuente, permitiendo obtener la ubicación y orientación de los mismos. A pesar de ser fiables y precisos, su funcionalidad se ve afectada por presencia de metales, y cualquier alteración es difícil de corregir (A. Cuesta-Vargas et al., 2010).

### ***Sensores inerciales.***

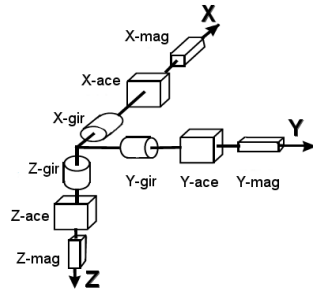
Los sensores inerciales se incorporaron como una tecnología procedente de la industria espacial dispuestos a romper la brecha existente entre los sistemas de laboratorio (muy precisos, pero alto coste y limitación del entorno) y los sistemas empleados en la clínica (bajo coste y pero estudio dinámico limitado). De manera que han mostrado ser una herramienta fiable y precisa en el análisis del movimiento humano, al mismo tiempo que su tamaño los hace portátiles para el uso clínico (A. Cuesta-Vargas et al., 2010).



**Figura 18.** El sensor inercial como puente de unión entre el laboratorio y la clínica.

**a) Funcionamiento de un sensor inercial.**

Los sensores inerciales que cuentan con acelerómetros y giroscopios se denominan *Unidad de Medida Inercial* (Inertial Measurement Unit). Aquellos basados sólo en sensores magnéticos, se denominan *Unidad de medición magnética* (Magnetic Measurement Unit). Por otro lado, aquellos basados en sensores inerciales y magnetómetros son denominados *Unidad de medición inercial y Magnética* (Inertial and Magnetic Measurement Unit) o Sistema de medición Inercial y Magnética (Inertial and Magnetic Measurement System, IMMS). La llegada de la tecnología de los sistemas micro-electro-mecánicos (Micro-Electro-Mechanical Systems, MEMS) permitió la introducción de los IMMS en la comunidad biomédica (Prieto Garofalo, 2010). La explicación de los sensores inerciales descrita a continuación está basada en estos últimos.



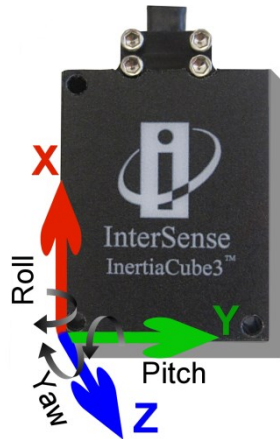
**Figura 19.** Diagrama funcional de un sensor inercial con un giroscopio, magnetómetro y acelerómetro en cada uno de sus ejes (X, Y, Z). Adaptado de (InterSense, LLC, n.d.).

El giroscopio mide el movimiento angular. Se diferencian dos categorías: aquellos que poseen estructura vibratoria y los mecánicos. Estos últimos no se consideran adecuados para el análisis del movimiento debido a su alto coste y gran tamaño, pero en los sensores inerciales se ha transferido la información de los giroscopios mecánicos a los basados en vibraciones, siendo pequeños y económicos.

El acelerómetro posee en su interior una masa que se encuentra suspendida sobre un muelle, y un sensor que mide aceleración. Cuando hay una fuerza externa, como el movimiento, la masa se desplaza hasta que dicha fuerza se equilibre con el muelle. El sensor interno mide este desplazamiento y lo traduce en la aceleración.

El magnetómetro vectorial mide la intensidad del campo magnético en tres ejes, lo cual permite obtener un vector de campo que permite estimar posiciones relativas y orientaciones de los sensores con respecto a otro. Sin embargo, la medición se puede ver influenciada por una perturbación del campo magnético (Daniel Roetenberg, 2006).

De este modo, un sensor inercial puede medir la movilidad angular, la velocidad angular y la aceleración lineal en los 3 ejes del espacio (X, Y, Z), proporcionando 9 propiedades físicas de manera simultánea. A partir de estos ejes, los ángulos de Euler se definen como rotaciones alrededor de cada uno de los ejes, permitiendo obtener datos sobre el movimiento con 3 grados de libertad. Este tipo de IMMS, como Inertiacube3<sup>TM</sup> (Intersense Inc) emplea el filtro de Kalman que estima y corrige desvíos y errores basado en los datos del magnetómetro, lo cual ayuda a mantener la estabilidad y precisión de la medida (InterSense, LLC, n.d.).



**Figura 20.** Ángulos de Euler Yaw, Pitch y Roll girando en torno a los ejes Z, Y y X respectivamente en el sensor inercial Inertiacube3™, de Intersense.

### 3.1.2. Actividad eléctrica muscular: Electromiografía.

El término de electromiografía (EMG) fue introducido en 1890 por Etienne-Jules Marey, quien fue el primero en grabar la actividad eléctrica de la contracción voluntaria de un músculo (Raez, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006). La EMG estudia el movimiento humano evaluando los mecanismos que engloban la fisiología neuromuscular (Kamen & Gabriel, n.d.). Consiste en la grabación del patrón de potenciales de acción de unidades motoras (MUAPs) (Kumar & Mital, 1996). Los MUAPs tienen su origen en la unidad motora, formada por una motoneurona, su axón y las fibras musculares que inerva (Leis & Schenk, 2013). La sinapsis entre la terminación nerviosa y la fibra muscular se denomina unión neuromuscular. Cuando un impulso nervioso alcanza esta unión, se da lugar a procesos químicos que despolarizan la membrana muscular, generando un potencial de acción que se extiende por la membrana muscular y penetra en el músculo, iniciando su contracción (Chicharro & Vaquero, 2006). Por tanto, la señal electromiográfica representa la señal eléctrica generada por los músculos esqueléticos (Merletti, Botter, Troiano, Merlo, & Minetto, 2009), es decir, por las variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares (Luca, 1985), proporcionando información sobre estrategias de control neurales y activación muscular (Merletti et al., 2009), siendo entendida esta última como la distribución de la activación o la fuerza muscular de los músculos individuales para producir un movimiento de la articulación (Prilutsky, 2000). Existen dos tipos de EMG: intramuscular o invasiva y

superficial (EMGs) o no invasiva (Chiang & Kang, 2012), los cuales se describen a continuación.

### **EMG intramuscular.**

En la EMG intramuscular se emplea agujas conductoras para llegar al tejido muscular, lo cual permite orientarse hacia una unidad muscular específica para un examen más exhaustivo. Sin embargo, se necesita una técnica muy exquisita y en ambientes muy controlados para que sea fiable (Chiang & Kang, 2012). Consigue localizar una pequeña cantidad de MUAPs cercanas a la punta de la aguja, aportando información muy localizada de estructuras musculares superficiales o profundas (Merletti & Parker, 2004).

### **Electromiografía de superficie (EMGs)**

La EMGs puede detectar una gran cantidad de MUAPs, aportando información global que proviene principalmente de las unidades motoras más superficiales (Merletti & Parker, 2004). Posee la ventaja de emplear electrodos que se adhieren a la superficie de la piel, aunque esto hace que la distancia entre la origen de la señal eléctrica hasta el punto de detección sea mayor (Merletti & Parker, 2004), lo cual lleva consigo fenómenos como el *crosstalk*, en el que la energía de un grupo muscular interfiere en el campo de grabación de otro músculo. Esto hace imposible en ocasiones aislar la señal electromiográfica de un solo músculo (Criswell, 2011). Otra de las diferencias es que, en contracciones musculares voluntarias, usando una aguja como electrodo, se recoge la actividad de una única unidad motora, mientras que empleando electrodos superficiales situados sobre la superficie muscular se suma la actividad de muchas unidades motoras (Kimura, 2013).

Aunque en las contracciones isométricas (en las que se usa EMG invasiva) las señales electromiográficas son más fáciles de analizar, el estudio electromiográfico se ha ido orientando hacia tareas dinámicas (con uso de EMGs), ya que son más importantes en la función diaria (González-Izal, Malanda, Gorostiaga, & Izquierdo, 2012), como en el caso del test STS.

### ***Variables de interés en la EMGs.***

La información extraída de las señales de EMGs permite una comprensión más profunda de la funcionalidad muscular durante las tareas motoras. Las tres variables que aportan la información más importante son: las señales eléctricas de la fatiga muscular (Luca, 1997), las

cuales se describen en el apartado de fatiga; las relaciones entre la amplitud de EMGs y la fuerza muscular; y la detección momento de la activación muscular (Luca, 1997). El estudio de parámetros relacionados con el *timing* o sincronización aportan información sobre el tiempo de activación y la secuencia de la contracción muscular. Una de las variables más conocidas en electromiografía es el *onset*, el cual se define como el comienzo del potencial de acción de las unidades motoras (Ganesh Naik, 2014).

### ***Ámbito de aplicación de la EMGs.***

Aunque la aplicación de la EMGs es muy amplia y extensa, a continuación se describen algunos de los ámbitos más destacables:

**Ergonomía:** Detectar la actividad muscular durante tareas ocupacionales y monitorizar la actividad de los trabajadores (Barbero, Merletti, & Rainoldi, 2012).

**Ejercicio y deporte:** evaluar el rendimiento deportivo pudiendo analizar gestos durante el entrenamiento (Ortigosa et al., 2010).

**Desarrollo de tecnologías:** La EMGs se puede emplear para desarrollar dispositivos de control remoto, que usan un mapa electromiográfico para ajustar las acciones que realizan en pacientes (Barbero et al., 2012).

**Valoración durante proceso diagnóstico y de tratamiento:** Comparar con la extremidad contralateral, conocer el grado de activación, la coordinación y detección de trastornos musculares (Ortigosa et al., 2010).

**Biofeedback:** Ya que los músculos son controlados y regulados por muchas partes del cerebro y del sistema nervioso, es clínicamente útil incluir la EMGs en las emociones, la postura y el movimiento (Merletti & Parker, 2004).

**Fatiga:** El estudio, análisis y detección de fatiga periférica muscular a veces es el punto de mayor interés en los ámbitos anteriores. Debido a la extensión y complejidad de este concepto, se pasa a describir en el siguiente apartado.



## Fatiga.



**Figura 21.** Infografía sobre la fatiga.

La fatiga es un concepto multidimensional que implica dimensiones psicológicas y fisiológicas (Zwarts, Bleijenberg, & van Engelen, 2008). Su complejidad hizo que ya a comienzos del siglo XX se discutiera que su interpretación era demasiado general para darle un uso científico (Muscio, 1921). Ya en 1943 se hizo una subdivisión en el concepto de fatiga en 3 categorías: Fatiga subjetiva, la cual alteraba factores psicológicos; fatiga objetiva, la cual se manifestaba como una disminución en la producción de trabajo; y fatiga fisiológica, caracterizada por cambios en los procesos fisiológicos (Bills, 1943). Actualmente, se diferencia entre fatiga experimentada y fatiga fisiológica (Zwarts et al., 2008), las cuales se desarrollan a continuación.

### ***Fatiga experimentada o auto-percibida.***

Es definida por el paciente como una abrumadora sensación de cansancio, falta de energía y sensación de agotamiento. En la percepción de fatiga influyen factores psicológicos como

como el bienestar, problemas de concentración o el funcionamiento social. Su subjetividad hace difícil discriminar los niveles de fatiga entre distintos pacientes. Es por ello que existen algunos cuestionarios auto-administrados que permiten cuantificar esta fatiga, los cuales se detallan en este apartado.

### **Cuestionarios.**

Los cuestionarios dirigidos a cuantificar la fatiga pueden estar orientados como medida de cribaje, explorarla de manera más amplia para crear una puntuación global o generar distintas subescalas que diferencian entre las distintas dimensiones de la fatiga. Estos también pueden estar orientados a determinar sólo la severidad de la fatiga o también las consecuencias/impacto que ésta genera en la vida del paciente (Hewlett, Dures, & Almeida, 2011). Entre ellos, cabe destacar Checklist Individual Strength o Abbreviated Fatigue Questionnaire (Zwarts et al., 2008), QuickPIPER (A. I. Cuesta-Vargas et al., 2013), Individual Strength Questionnaire (CIS) (Beurskens et al., 2000), Chalder Fatigue Questionnaire (CFQ) (Chalder et al., 1993) y Fatigue Severity Scale (FSS) (Krupp, LaRocca, Muir-Nash, & Steinberg, 1989)

### ***Fatiga fisiológica***

Ya en 1954, Merton subdividió la fatiga fisiológica en fatiga periférica (en el tejido muscular o unión neuromuscular) y fatiga central (en el cerebro o la médula espinal) (Merton, 1954). Esta diferenciación también puede verse modificada basándose en el mecanismo neuromuscular de la fatiga, lo cual supone tres tipos de fatiga: central (del cerebro), en la unión neuromuscular y en el músculo (periférica) (Merletti & Parker, 2004).

La fatiga periférica es el caso más común de fatiga física y se refiere a la capacidad del músculo para realizar un trabajo físico. Cuando se produce la fatiga, la funcionalidad normal de los nervios y los músculos que se están contrayendo se deteriora debido a una disminución en la capacidad del músculo para ejercer la fuerza, indicando que el cuerpo es incapaz de satisfacer la creciente demanda de energía muscular. Por otro lado, la fatiga central obedece a cambios en varios neurotransmisores en el cerebro que son secundarios a los cambios que ocurren en el cuerpo y el cerebro. En general, la fatiga central se puede describir como la reducción en el comando de motor basado en el nervio que activa los músculos, que resulta en una disminución en la producción de fuerza, es decir, la fatiga total

(Gandevia, Enoka, McComas, Stuart, & Thomas, 1995; Kay et al., 2001). Cuando los músculos se fatigan, éstos contienen ambos componentes (centrales y periféricos) aunque la contribución a la fatiga de cada uno de ellos parece ser dependiente de la tarea (Enoka & Stuart, 1992).

Debido a la complejidad de la fatiga, existen múltiples definiciones, una ellas la define como “un estado de disminución de la capacidad de respuesta consecuencia de la actividad” (Kimura, 2013). Para aproximarnos aún más a este fenómeno o estado, cabe destacar la explicación que proporciona Carlo J de Luca en 1985: “La fatiga no ocurre en un período de tiempo identificable; por ejemplo, es común pensar que un individuo se fatiga, o indica que se está fatigando, cuando una tarea específica no puede ser realizada o sostenida en un tiempo concreto. Tal noción de fatiga es inconsistente frente a la que ha sido empleada con éxito por los ingenieros y científicos físicos, que han considerado que la fatiga es un proceso en el tiempo” (Luca, 1985).

Dentro de la multidimensionalidad de la fatiga, se pasará a describir el análisis de la fatiga muscular localizada (periférica), descrito por primera vez por Chaffin en 1973 (Chaffin, 1973) y el cual se realiza principalmente mediante electromiografía.

### ***Fases de fatiga mediante EMGs***

La fatiga estudiada a través de la señal electromiográfica se divide en tres fases:

- No fatiga: El músculo es capaz de ejercer su máxima fuerza.
- Fatiga: se refiere a la aparición de la fatiga durante una contracción muscular.
- Transición a la fatiga: Es el paso entre las 2 fases mencionadas anteriormente. El inicio de la fase de transición es seguido por un proceso progresivo hasta alcanzar la fase de fatiga. La detección de esta fase permite predecir cuándo se va a producir fatiga, pudiendo prevenir lesiones (Garza-Ulloa et al., 2012).

Ya que las investigaciones llevadas a cabo en el marco empírico emplean EMGs, la explicación de obtención de variables de interés como la fatiga, se explicarán a través del análisis de señal de este tipo de EMG.

### ***Método de análisis de la señal EMGs para la detección de fatiga.***

#### **a) En función del tiempo: Registro de la amplitud de la señal.**

Los parámetros derivados de este proceso informan sobre la fatiga contráctil muscular (Luca, 1985). Bajo una fuerza externa constante, un aumento en el periodo de la señal, la amplitud y la potencia refleja un mayor reclutamiento de fibras musculares (Petrofsky, Glaser, Phillips, Lind, & Williams, 1982).

Los 2 parámetros principalmente utilizados para el estudio de la amplitud EMGs son: el valor medio rectificado (averaged rectified value ,ARV) y el valor cuadrático medio (Root Mean Square, RMS) (González-Izal et al., 2012)

Otro parámetro que analiza la señal en función del tiempo (y no su amplitud) es el análisis de los intervalos de tiempo entre los cruces adyacentes de cero (Intervals of time between adjacent zero crossings, ZCI) (M. A. C. Garcia & Souza, 1998). Algunos estudios sugieren que las propiedades de este parámetro puede contribuir más que RMS en interpretar la función del músculo bajo condiciones fatigantes (Marco A. C. Garcia et al., 2010).

Los parámetros en función del tiempo permiten caracterizar las señales EMGs. Sin embargo, éstas son muy complejas y aleatorias, no siendo ni estacionarias ni lineales (es decir, no hay relación lineal entre la actividad muscular y el patrón de señal) y generalmente, no periódicas. Por tanto, se hace necesario aplicar técnicas en el dominio de las frecuencias con el fin de caracterizar de manera completa los patrones de estas señales (Correa-Figueroa, Morales-Sánchez, Huerta-Ruelas, González-Barbosa, & Cárdenas-Pérez, 2016).

#### **b) En el dominio de las frecuencias: Densidad del espectro de potencia (Power Spectral Density, PSD).**

Los parámetros derivados de este proceso informan sobre la fatiga metabólica, la cual precede a la contráctil muscular (Luca, 1985). En contracciones isométricas, se acumulan subproductos bioquímicos en el músculo (Luca, 1985). La acumulación de metabolitos induce una modificación progresiva del pH del fluido intersticial, que a su vez provoca una reducción de la velocidad de propagación del potencial de acción a lo largo de las fibras musculares (De Luca, 1984). Este fenómeno electrofisiológico sería la fatiga, durante el cual la EMG experimenta una compresión progresiva hacia frecuencias bajas (Piper, 1912) y un cambio de forma (Karlsson, Yu, & Akay, 2000). Esto es debido a la reducción en la velocidad de conducción en relación directa con la excitabilidad de la membrana de fibra muscular y

con adaptaciones neurales, resultando en un aumento del contenido de baja frecuencia de la señal (Stulen & DeLuca, 1981). Dos de los parámetros más comúnmente analizados son:

- Frecuencia Media (Mean frequency, MNF): Es la frecuencia media del espectro de potencia y se define como un momento de primer orden (Asghari Oskoei, Hu, & Gan, 2008).
- Frecuencia Mediana (median frequency, MF) es la frecuencia a la que el espectro se divide en dos partes con la misma potencia (Asghari Oskoei et al., 2008).

Uno de los métodos más comúnmente empleados para calcular el espectro de la señal EMGs es la Transformada de Fourier (Cifrek, Medved, Tonković, & Ostojić, 2009), sobre todo la transformada rápida de Fourier (fast Fourier transform, FFT). Mide la amplitud de la señal sobre los componentes en frecuencia, o la frecuencia media instantánea, que muestra el valor promedio del espectro de frecuencia en un instante de tiempo (Correa-Figueroa et al., 2016).

Aunque los procedimientos de análisis de la amplitud de la señal en el tiempo y del dominio de las frecuencias permiten estudiar la fatiga contráctil y metabólica respectivamente, están limitados a contracciones en condiciones isométricas. Siendo así, existe la necesidad de analizar las contracciones en las que los segmentos corporales cambian, es decir, durante pruebas dinámicas, las cuales representen condiciones “reales” de la vida diaria (Bonato, Gagliati, & Knaflitz, 1996). Es por ello que se desarrollan los procedimientos de análisis tiempo-frecuencia, los cuales se detallan a continuación.

### **c) Procedimientos de análisis tiempo-frecuencia.**

En condiciones dinámicas, el supuesto de estacionariedad no se mantiene debido a que el contenido de frecuencia de la señal de forma cambia continuamente en el tiempo (Bonato, Roy, Knaflitz, & De Luca, 2001). El contenido de la frecuencia también se ve modificada debido a que el movimiento de los segmentos corporales provoca un desplazamiento relativo de los electrodos con respecto a las fibras musculares subyacentes (Luca, 1997).

Una de las transformadas de tiempo-frecuencia a mencionar son: Wigner-Ville, smoothed Wigner-Ville, Cone kernel, reduced interference, y Choi-Williams (Bonato et al., 1996).

Un índice de fatiga basado en estas técnicas es la frecuencia media instantánea, calculada a través de las distribuciones de tiempo-frecuencia y escala de tiempo, que son más adecuados para hacer frente a señales de EMGs no estacionarias. Dicho índice se obtiene

utilizando una ecuación para la frecuencia media en cada instante de tiempo. La fatiga también se expresa como un cambio hacia frecuencias más bajas (Bonato, Roy, et al., 2001). Este tipo de transformadas varían entre ellas en función del tipo de núcleo (kernel), y la elección del tipo de parámetro en el núcleo se hace crítico y debe ser adaptado a cada tipo de señal, lo cual dificulta su empleo en la práctica (Karlsson et al., 2000). Es por ello que, recientemente, se ha abierto paso a otro tipo de análisis: La transformada wavelet (wavelet transform, WT) (Karlsson et al., 2000). WT permite analizar un área localizada de una señal más grande y revela aspectos de datos que faltan otras técnicas (Asghari Oskoei et al., 2008). Otros métodos de análisis para la detección de fatiga que caben mencionar son los parámetros lineales, entre los que destacan la entropía, el análisis fractal o el análisis de cuantificación recurrente (González-Izal et al., 2012).

### ***Otras modalidades de señal para detectar fatiga***

Aunque la electromiografía es la modalidad de señal más frecuentemente usada para detectar fatiga, existen otras menos conocidas que también permiten estudiarla.

#### **a) Mecanomiografía (MMG)**

La MMG refleja las vibraciones musculares mecánicas generadas por la suma espacio-temporal de las contracciones de fibras musculares individuales que son evocados a través de la activación de unidades motoras por las neuronas motoras. Durante contracción muscular, se producen vibraciones mecánicas, debido a tres procesos principales: las vibraciones musculares interiores, que son los componentes intrínsecos de la contracción muscular; las oscilaciones del sistema motor humano (por ejemplo temblor y clonus); y los artefactos. Su empleo es útil en situaciones experimentales, cuando el uso de EMGs no es factible, como en entornos de trabajo complejos, y en áreas con gran contaminación electromagnética (Tarata, 2003).

#### **b) Miografía acústica (Acoustic Myography, AMG)**

La AMG se podría considerar una aplicación especial de la anteriormente mencionada MMG. Mediante la AMG se registran los sonidos producidos por contracciones musculares. Al aumentar la fuerza de contracción del músculo, el nivel de sonido producido aumenta y puede ser registrada usando fonocardiografía (Rodríguez, Agre, Knudtson, Franke, & Ng, 1993).

**c) Sonomiografía (SMG)**

La SMG utiliza el ultrasonido para describir los cambios estructurales y morfológicos de los músculos esqueléticos. Permite detectar con precisión los cambios morfológicos que se producen en el músculo bajo condiciones de fatiga, y junto con la EMG se emplea como método adicional para proporcionar más información (Shi, Chang, & Zheng, 2010).

**d) Espectroscopia de infrarrojo cercano (near-infrared spectroscopy, NIRS).**

NIRS es método no invasivo que utiliza la parte del infrarrojo cercano del espectro electromagnético para medir las propiedades de absorción de la hemoglobina sanguínea, proporcionando así información sobre los niveles de oxígeno en la sangre dentro del músculo.

Se puede utilizar como una medida de los cambios de la oxigenación en un músculo fatigado, a través de la información sobre la circulación sanguínea local, el volumen sanguíneo y los cambios en la hemoglobina oxigenada en el músculo en contracción (Taelman et al., 2011).

**e) Goniometría.**

El goniómetro se ha utilizado en combinación con EMG, MMG y SMG en varios grupos musculares para medir la fatiga muscular localizada. Además, la fatiga biomecánica a menudo se mide por la velocidad y la aceleración, estando estrechamente vinculada a la cinemática y la cinética. En los estudios sobre la fatiga muscular en los que las oscilaciones en el ángulo articular se registran como indicadores de la fatiga (Al-Mulla, Sepulveda, & Colley, 2011).

***Ámbito de aplicación***

La detección de fatiga muscular es de gran interés y tiene una amplia aplicación. Por un lado, la fatiga puede ser síntoma de afectaciones neuromusculares tales como esclerosis múltiple, además de Parkinson, enfermedad cardiovascular y cáncer. Por otro lado, su análisis también es importante en áreas como la prostética, la estimulación eléctrica funcional y biomecánica deportiva (Karthick & Ramakrishnan, 2016).

**3.1.3. Dinamometría.**

La dinamometría es la cuantificación de la fuerza de grupos musculares, del trabajo y la potencia muscular en cada posición. Existen tres tipos: La dinamometría isocinética valora la



fuerza isométrica máxima en diferentes posiciones articulares; La dinamometría dinámica, que puede ser concéntrica o excéntrica; y la dinamometría isocinética mide la fuerza a una velocidad constante y predeterminada.

## **Aparatología**

**Plataformas dinamométricas:** Es un instrumento electrónico que permite medir la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo plantar. Permite estudios estáticos y dinámicos, entre los que destaca el análisis de la marcha.

**Plantillas dinamométricas:** Son sistemas de medición cuantitativa del apoyo plantar mediante sensores piezorresistivos que permiten observar la distribución y secuencia de presiones (Marrero & Rull, 2006).

**Dinamómetros:** Se usan para medir la fuerza y resistencia estática muscular. Entre ellos destacan el dinamómetro de prensión manual de Stoelting y el dinamómetro de espalda y miembros inferiores (Heyward, 2006).

**Dinamómetros isocinéticos:** Actualmente, existen sistemas de evaluación isocinética que, además de contar con un dinamómetro, posee un goniómetro para medir el arco de movimiento y un taquímetro, para indicar la velocidad del mismo (Huesa Jiménez, García Díaz, & Vargas Montes, 2005).

## **Procesamiento de datos.**

En el caso de las plantillas dinamométricas, la información se puede graficar en curva presión/tiempo, barras, o mapas de presiones, así como observar el centro de presiones o cuantificar el tiempo de contacto. Las plataformas dinamométricas realizan curvas fuerza-tiempo expresada en N/s o Kg/cm<sup>2</sup>. La captación de estas fuerzas puede descomponerse en vertical, anteroposterior y mediolateral (Marrero & Rull, 2006).

### **3.1.4. Ecografía.**

Aunque mediante ecografía se puede cuantificar la activación muscular comparando diámetros musculares, su empleo está más enfocado hacia la cinesiología, es decir, el análisis cualitativo del movimiento a través del estudio anatómico de las estructuras. Para ello, la ecografía emplea ultrasonidos, una onda acústica (posee propiedades como amplitud, frecuencia y longitud de onda) con una frecuencia mayor a 20Hz, la cual la hace



imperceptible para el ser humano. La ecografía se fundamenta en la transformación en imágenes de las variaciones que el haz ultrasónico sufre al ir atravesando medios de diferente impedancia acústica (resistencia que un tejido ofrece al paso del sonido). Las partes básicas de un ecógrafo son un transductor, un CPU, un monitor, una unidad de almacenamiento, un teclado y controles. Con el avance de las tecnologías, se ha conseguido la ecografía direccional, la ecografía compuesta, el doppler, la elastografía, la imagen 3D y el campo de visión ampliado. Esto permite no sólo examinar estructuras anatómicas, sino valorar aspectos cualitativos como la consistencia de las mismas y obtener mejor calidad de imagen (SEMG Sociedad Española de Médicos Generales y de Familia, 2015).

### **3.1.5. Sistemas híbridos.**

A lo largo de este apartado, se ha explicado, en menor o mayor profundidad, distintos métodos para evaluar el movimiento humano. Mientras que algunos dispositivos, como los sensores inerciales, cuantifican el movimiento, otros dispositivos, como las EMGs, cualifican y dan explicación al movimiento generado mediante variables como la activación o la fatiga muscular. Sin embargo, en el ámbito del laboratorio, nos encontramos con numerosos estudios que emplean varios de los sistemas empleados en conjunto, lo que permite obtener variables de distinta naturaleza al mismo tiempo y por tanto conocer con aún más profundidad el movimiento humano. A continuación, se exponen brevemente algunos ejemplos encontrados en la literatura en el análisis del complejo articular del hombro y el complejo lumbopélvico-femoral.

En el complejo articular del hombro, se ha estudiado de manera conjunta tanto la cinemática como la actividad muscular en sujetos sanos y sujetos con patología de hombro. Se han empleado sensores inerciales y EMGs (Duc et al., 2014). En otros estudios se han empleado sensores electromagnéticos (Sousa et al., 2014, p. 1) y EMGs para conocer la actividad muscular de trapecio, serrato anterior y deltoides (Sousa et al., 2015).

Con respecto al complejo lumbopélvico-femoral, se exponen 2 ejemplos relacionados con el test STS y el squat. Durante el test STS, se ha empleado plataformas de fuerza, sistema de cámara de vídeo y electromiografía, permitiendo conocer la fuerza de reacción vertical, la cinemática articular de las extremidades inferiores y la actividad muscular de la rodilla en

pacientes que sufren osteoartritis en esta articulación (Bouchouras, Patsika, Hatzitaki, & Kellis, 2015). Con respecto al squat o sentadilla, se ha estudiado el patrón electromiográfico, cinético y cinemático durante la badaja mediante EMGs, sistemas optoelectrónicos y plataformas de fuerza (Dionisio et al., 2008).

## 3.2. Del laboratorio a la clínica

Como ya se explicó en el apartado de cinemática, hay dispositivos, como los sensores inerciales, que permiten transferir a la clínica la precisión de una medida cinemática que se encontraba restringida en un entorno de laboratorio. Por otro lado, la EMGs al no ser intramuscular facilita su uso adhiriendo electrodos en la superficie de la piel. Los otros dispositivos propuestos, como los dinamómetros y los ecógrafos, también están al alcance del fisioterapeuta clínico. La combinación de estos dispositivos no sólo permite crear sistemas híbridos que proporcionen al fisioterapeuta una herramienta eficaz para el conocimiento del movimiento, sino que se pueden dar lugar a herramientas de evaluación clínica. Por ejemplo, se ha desarrollado un índice de calidad muscular basado en la evaluación de la fuerza de presión mediante dinamometría manual, la masa muscular mediante análisis bioeléctrico, y la estimación de la potencia muscular de los miembros inferiores usando el test STS de 30 segundos (Barbat-Artigas, Rolland, Zamboni, & Aubertin-Leheudre, 2012)

### 3.2.1. Telerehabilitación.

Ya que este apartado contempla la influencia de la tecnología en la evaluación fisioterápica, cabe destacar nuevas vertientes en el ámbito sanitario que han surgido para facilitar la evaluación de los pacientes y que, de manera más concreta, ha llegado al mundo de la evaluación del movimiento humano en fisioterapia.

El término telehealth (telesalud) se refiere a la prestación de asistencia sanitaria a distancia por medio de una variedad de herramientas de telecomunicación, incluyendo teléfonos, smartphones, y dispositivos móviles inalámbricos, con o sin conexión de vídeo (Dorsey & Topol, 2016). Como consecuencia de la aparición de nuevas tecnologías, los servicios de rehabilitación convencionales han incorporado el término de *telerehabilitación* como una alternativa para realizar rehabilitación a distancia a través de internet, proporcionando amplios beneficios y mejorando la calidad de los servicios de salud (Trevor G Russell, 2009; Theodoros & Russell, 2008).

### **3.2.2. Análisis del movimiento a través de Internet.**

De forma más concreta, la goniometría a través de internet es considerada una herramienta fiable y válida para medir el ROM articular (T. Russell, 2007). En la goniometría a través de internet, la fotografía digital ha jugado un papel muy importante: se empleó en 2003 para evaluar la goniometría de rodilla en un solo sujeto, siendo comparado con la goniometría tradicional (T G Russell, Jull, & Wootton, 2003). La flexión y extensión máxima de rodilla fue medida en 49 pacientes mediante fotografía digital, mostrando mejores resultados que la goniometría tradicional (Verhaegen, Ganseman, Arnout, Vandenneucker, & Bellemans, 2010) y que la radiografía en sujetos sanos y pacientes (Naylor et al., 2011). Se ha validado en el plano sagital de los movimientos de rodilla y codo, comparándola con el goniómetro universal (Dunlevy, Cooney, & Gormley, 2006). La fotografía digital también se ha empleado para medir a 50 pacientes con problemas de codo, siendo más fiable que la goniometría clínica (Blonna, Zarkadas, Fitzsimmons, & O'Driscoll, 2012). El hallux valgus también se ha medido mediante esta técnica, mostrando ser válida y fiable al compararse con radiografías (Nix, Russell, Vicenzino, & Smith, 2012).

### **3.2.3. Análisis del movimiento a través del Smartphone: mHealth.**

En el ámbito de la *telerehabilitación*, los teléfonos inteligentes o smartphones son a día de hoy dispositivos muy conocidos con fines terapéuticos (Trevor G Russell & Jones, 2011) y las aplicaciones móviles (apps), lo han transformado en un dispositivo para el sanitario ("Medical Apps for Smartphones," 2010). Por tanto, en los últimos años las apps que miden el ROM se han validado en distintas articulaciones. Por ejemplo, apps basadas en imágenes han mostrado ser una alternativa útil para la goniometría del codo (Ferriero et al., 2011) así como tener una alta fiabilidad para medir la rodilla (Ferriero et al., 2013).

Por lo tanto, estudios previos han demostrado que, en algunos casos, la goniometría basada en imagen es más fiable que la goniometría universal evaluando el ROM (Blonna et al., 2012; Dunlevy et al., 2006). Más específicamente, debido a la aparición de las nuevas tecnologías, los estudios se han centrado en la goniometría mediante apps en Smartphones, incluyendo aquellas basadas en imagen, que han mostrado una buena fiabilidad y validez, dependiente

en la articulación y el método empleado (Dunlevy et al., 2006; Ferriero et al., 2011, 2013; Hoffmann, Russell, & Cooke, 2007; Mitchell, Gutierrez, Sutton, Morton, & Morgenthaler, 2014; T G Russell et al., 2003). A pesar de ello, la medición manual y tradicional es uno de los métodos más ampliamente usados (Boone et al., 1978).

En los apartados del laboratorio del movimiento en el complejo articular del hombro y el complejo lumbopélvico-femoral, se detalla brevemente el empleo de la mHealth en ambas regiones anatómicas.

### **3.3. Laboratorio del movimiento en el complejo articular del hombro.**

La movilidad del hombro es una medida de interés en el ámbito clínico, ya que es importante para el diagnóstico, la evaluación del tratamiento y para cuantificar posibles cambios (Muir, Corea, & Beaupre, 2010). Además, la medición durante el movimiento aporta información relevante para técnicas de rehabilitación (Hanratty et al., 2012), el acto deportivo (Meyer et al., 2008) y la prevención de lesiones (Shaheen, Villa, Lee, Bull, & Alexander, 2013).

En este apartado, se contemplarán los tipos de pruebas más frecuentes que se emplean en el análisis del movimiento del hombro, dividiéndolas en analíticas y funcionales. Posteriormente, se explica brevemente el equipamiento que se ha empleado en el laboratorio a lo largo de los años (destacando los sensores inerciales, empleados en el marco empírico), así como los principales métodos de procesamiento de datos. Por último, se da a conocer el concepto mHealth como herramienta actual para el análisis del movimiento del hombro.

#### **3.3.1. Pruebas analíticas.**

El movimiento analítico estudia, plano por plano, los grados de movilidad adecuados en una determinada articulación (Dufour & Pillu, 2006) (en este caso, el hombro). Las pruebas analíticas que se describen a continuación son en cadena cinética abierta, es decir, el segmento distal (mano) se mueve con libertad en el espacio (Kisner & Colby, 2005).

#### **Abducción**

El movimiento de abducción del hombro tiene lugar en el plano frontal y el eje anteroposterior, mediante el cual el miembro superior se aleja del plano de simetría del cuerpo (volviendo a éste mediante la adducción) (I. A. Kapandji, 2006).

#### **Scaption**

La abducción pura descrita en el plano frontal es poco usual. Sin embargo, la elevación del brazo en el plano de la escápula formando un ángulo de 30° con respecto al plano frontal es el movimiento fisiológico más utilizado y se corresponde con la posición de equilibrio del manguito rotador (I. A. Kapandji, 2006).

## **Flexión**

El movimiento de flexión se lleva a cabo en el plano sagital en torno al eje transversal (al igual que el movimiento de extensión) (I. A. Kapandji, 2006).

### **3.3.2. Pruebas funcionales:**

El movimiento funcional se caracteriza por la asociación de diferentes componentes espaciales y de diferentes regiones en el seno de un movimiento más complejo (Dufour & Pillu, 2006) (en este caso, el hombro).

## **Alcances**

### ***Hand-behind-back***

Para que la mano pueda alcanzar la espalda se requiere una rotación interna y extensión de hombro. Este movimiento es indispensable para poder realizar la higiene personal posterior (I. A. Kapandji, 2006).

### ***Hand-behind-neck***

Es una prueba relacionada con la función de hombro que combina la abducción y la rotación externa glenohumeral, combinada con el movimiento de la escápula en las articulaciones escapulotorácica, acromioclavicular y esternoclavicular. Por lo tanto, refleja una acción esencial para las actividades de la vida diaria tales como peinarse o lanzar un objeto (Pascoal & Morais, 2015).

## Empujes

Para un empuje, el hombro adopta una abducción de 90° y se extiende por completo (con el codo en flexión) para posteriormente flexionarse. Para poder aumentar la fuerza y amplitud de movimiento, la escápula se abduce (Palastanga et al., 2007).

### 3.3.3. Equipamiento para evaluar la movilidad.

La goniometría se ha usado durante décadas para estudiar la movilidad activa y pasiva del miembro superior (Boone et al., 1978; Greene & Wolf, 1989; MacDermid, Chesworth, Patterson, & Roth, 1999; Mayerson & Milano, 1984; Riddle, Rothstein, & Lamb, 1987), la cual muestra una fiabilidad aceptable para los movimientos del hombro (Muir et al., 2010). Otro de los métodos empleados, aunque no requiera equipamiento, es la estimación visual (EV) (Terwee et al., 2005). En el complejo del hombro, este método ha mostrado tener una reproductibilidad interobservador baja en la elevación del hombro, haciendo cuestionar este método cuando hay varios examinadores (Terwee et al., 2005). La fiabilidad interobservador varía a través de distintas pruebas para evaluar la cintura escapular, siendo aceptable la fiabilidad sólo en la mitad de ellos (Nomden et al., 2009).

Con el transcurso de los años y el avance de la tecnología, el ROM se ha estudiado mediante una amplia gama de dispositivos. Una de las técnicas empleadas es la fluoroscopia biplana, con la que se ha estudiado la distancia mínima entre el acromion y el húmero durante pruebas clínicas, así como la relación del RSH en movimientos realizados a distintos niveles (Giphart et al., 2013; Giphart, van der Meijden, & Millett, 2012). Polhemus Fastrak es un dispositivo que se ha usado para comparar hombros patológicos con el sano contralateral en actividades funcionales (Roren et al., 2012), así como para describir el ROM necesario en la extremidad superior para realizar actividades cotidianas (Namdari et al., 2012) y el movimiento escapulotorácico en los movimientos del miembro superior (Roren et al., 2014). La relación entre el húmero y la escápula y como contribuyen al movimiento ha sido estudiado mediante otras técnicas, tales como sistemas optoelectrónicos (Garofalo et al., 2009; Shaheen et al., 2013), técnicas de sistema de calibrado anatómico (Ceccon et al., 2013) o tomografía computerizada tridimensional (3D) (Park et al., 2013). Otras de las técnicas empleadas son los sensores electromagnéticos (Braman, Engel, Laprade, & Ludewig, 2009; Paula M Ludewig et al., 2009), los marcadores unidos a agujas intracorticales (Dal Maso et



al., 2014), técnicas de proyección de franjas moiré (Gomes, Sesselmann, Faria, Araújo, & Teixeira-Salmela, 2010) o una técnica basada en captura del movimiento e imagen de resonancia magnética (Charbonnier, Chagué, Kolo, Chow, & Lädermann, 2014). Otros de los dispositivos que se han usado en los últimos años para evaluar el movimiento de la extremidad superior pueden ser los goniómetros digitales (Carey, Laird, Murray, & Stevenson, 2010), los inclinómetros digitales (Kolber & Hanney, 2012; Kolber, Vega, Widmayer, & Cheng, 2011) o los sistemas Kinect (Kurillo et al., 2013).

### **3.3.3.1. Sensores inerciales.**

El estudio 3D de la posición del complejo articular del hombro usando dispositivos magnéticos se remonta a décadas atrás (Browne, Hoffmeyer, Tanaka, An, & Morrey, 1990). Sin embargo, uno de los dispositivos más empleados en los últimos años han sido los sensores inerciales, válidos y fiables para el análisis del movimiento (A. Cuesta-Vargas et al., 2010). Su uso se ha propuesto tanto para medir la cinemática en el ámbito clínico (Coley et al., 2007) o en condiciones de la vida real (Duc et al., 2013).

Una de las principales ventajas de dichos dispositivos es que su empleo permite que el registro de datos se realice con facilidad fuera del laboratorio y que el cálculo de los ángulos son menos sensibles a la colocación exacta del sensor en el segmento corporal (El-Zayat et al., 2011; R. J. Seitz, Hildebold, & Simeria, 2010; van der Pas, Verbunt, Breukelaar, van Woerden, & Seelen, 2011). También se ha demostrado que usar un sistema cinemático como los sensores es bueno en el clínico, ya que ayuda a entender las alteraciones del patrón de movimiento (Spinelli, Wattananon, Silfies, Talaty, & Ebaugh, 2015). Por otro lado, uno de los principales retos es la transición de estos dispositivos como herramienta técnica hacia una herramienta clínica (Ertzgaard, Öhberg, Gerdle, & Grip, 2016). Las investigaciones realizadas en los últimos años están orientadas a superar este reto y acercar estos dispositivos a la clínica. En 2005 Zhou H et al. desarrolló una modelo cinemático basado en sensores inerciales para calcular la posición y orientación del miembro superior a través de un sensor situado en la muñeca (Zhou & Hu, 2005). En 2006 este mismo autor propuso otro sistema para conocer las traslaciones y rotaciones del hombro a través de 2 sensores inerciales situados cerca de la muñeca y el codo (Zhou, Stone, Hu, & Harris, 2008). En 2012 se presentó un método de sensores inerciales y magnéticos que permite calcular los 7

grados de libertad de movimiento del miembro superior durante un largo período de tiempo (Álvarez, Alvarez, González, & López, 2012). También se validó un método mediante sensores inerciales para cuantificar la frecuencia del movimiento y la distribución de la velocidad de ambos brazos en sujetos sanos y aquellos que padecen DMR (Duc et al., 2013). En 2013, se desarrolló una red corporal basada en sensores inerciales que calcula el rango de movimiento del hombro a través de aceleraciones, velocidades angulares y señales magnéticas, que puede ser usado en cualquier sitio y sin necesidad de dispositivos que proporcionen una referencia externa (Y.-L. Hsu et al., 2013). Recientemente, también se han usado nódulos de sensores inerciales para medir y reconocer ejercicios de rehabilitación física empleados en hombros congelados a través de la aceleración, mostrando una buena factibilidad (Lee, Lin, Kan, & Chiang, 2013).

La llegada de los sistemas de medición inercial y magnéticos (IMMS) ha contribuido a la diversidad de técnicas de medición (Parel et al., 2014). Es por ello que se ha intentado buscar un consenso en común para medir el hombro. A continuación se pasa a describir los principales métodos de análisis y protocolos de medición del miembro superior.

### ***Métodos de Procesamiento para evaluar la movilidad.***

En 2005, la Sociedad Internacional de Biomecánica (International Society of Biomechanics, ISB) propuso un sistema de coordinación articular del miembro superior, en el que se incluyó el hombro. Este sistema define cada uno de los ejes de movimiento a partir de un segmento óseo o articulación. Según dicho sistema, la articulación glenohumeral, se define como el movimiento del húmero en relación con la escápula; la articulación escapulo-torácica, se define como el movimiento de la escápula en relación con el esternón; y la articulación toracohumeral, es definida como el movimiento del húmero en relación con el tórax. Por otro lado, el codo es definido como el movimiento del antebrazo en relación con el húmero (Wu et al., 2005).

En 2009, Kontaxis et al. propuso un marco de referencia estandarizado para medir la cinemática del miembro superior, definiendo en qué consiste un protocolo de análisis del movimiento y los pasos a tener en cuenta para construirlo. Aunque se asume que no es posible definir un único protocolo estandarizado, si proporcionan directrices para

desarrollarlo basado en un modelo cinemático. A pesar de clarificar muchos términos, quedó pendiente cuestiones como directrices para grabar la escápula, comparar distintos modelos de análisis del movimiento o la problemática que causan los tejidos blandos como artefactos en el análisis (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009).

A continuación, se profundiza más en dos protocolos de medición: INAIL ISEO y Scapular Tracker.

**a) INAIL ISEO.**

En 2008, Cutti et al. (Cutti et al., 2008) confirmaron la validez del protocolo “INAIL Shoulder and Elbow Outpatient (ISEO)” basado en un sistema de medición inercial y magnético.

Este protocolo permite medir la cinemática de las articulaciones escapulotorácica, humerotorácica y el codo mediante sensores inerciales en un ambiente ambulatorio. Cada sensor o unidad de detención tenía un sistema de referencia definido en base a los ejes de detección de cada sensor con respecto a un sistema de referencia global basado en La Tierra. La cinemática de las articulaciones se obtuvieron a partir de la relación relativa de cada sistema de referencia anatómico, de acuerdo con las recomendaciones de ISB (Wu et al., 2005). Dicho protocolo posee una alta precisión y está altamente correlacionado con el sistema optoelectrónico gold standard. Además, se lleva a cabo en menos de 10 minutos y no requiere algoritmos para fusionar sensores ni acondicionamiento de datos a través de modelos anatómicos (Cutti et al., 2008).

En 2012, Parel et al. estudiaron la concordancia inter e intra observador de dicho protocolo para medir el RSH, mostrando una concordancia alta y haciendo aceptable su uso clínico tanto en sujetos sanos como en aquellos que padecen patología del hombro (Parel et al., 2012).

**b) Scapular Tracker**

El rastreador de escápula (en inglés, Scapular Tracker, ST) es un protocolo desarrollado por Karduna et al. en 2001 para rastrear el movimiento de la escápula a través de la espina de la escápula y el acromion. Consiste en una base con una articulación en bisagra que se ajusta a la espina de la escápula y una patilla que descansa sobre el acromion, la cual es ajustable en altura y se conecta a través de un brazo ajustable (Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001).

En 2014, Parel et al. estudió la repetibilidad y la concordancia entre los protocolos ST e INAIL ISEO para analizar la coordinación escapulohumeral. El primer protocolo emplea un sistema optoelectrónico, mientras que el segundo usa un sistema de medida inercial y magnético. Dicho estudio sugirió que ambos protocolos eran comparables (Parel et al., 2014)

### **3.3.4. mHealth.**

El movimiento del hombro ha sido estudiado mediante varias app. Mediante apps basadas en los sensores inerciales embebidos en los Smartphone, se ha estudiado la movilidad y la aceleración en sujetos 5 sanos mediante la app iShould (Oihénart, Duc, & Aminian, 2012). Estas mismas variables se han estudiado en 10 sujetos sanos (Roldan-Jimenez, Cuesta-Vargas, & Bennett, 2015). La función y la evaluación del hombro también se ha estudiado en 70 pacientes (Jaccard et al., 2014). Mediante apps basadas en goniómetros virtuales como Physio2Go (P2G) se ha comparado el ROM del hombro con el goniómetro universal y la estimación visual (EV), resultando ser una herramienta clínica precisa (Shishani, Flocken, & Gobezie, 2015). A través de apps basadas en inclinómetro virtual se estudió el ROM pasivo y activo en 41 sujetos afectados, comparándola con un goniómetro (Shin, Ro, Lee, Oh, & Kim, 2012). La rotación externa de hombro también ha sido estudiada mediante una app basada en inclinometría y en imagen, siendo ambas fiables al compararlas con goniometría estándar (Mitchell et al., 2014).

Investigaciones recientes nos muestran que la evaluación del hombro en el ámbito clínico se dirige hacia el uso apps, ya sean basadas en imagen (Cuesta Vargas, 2014; Shishani et al., 2015), sensores (Jaccard et al., 2014; Oihénart et al., 2012; Roldan-Jimenez et al., 2015) o inclinómetros (Mitchell et al., 2014; Shin et al., 2012). Dentro del mundo de la telerehabilitación, la goniometría mediante internet ha demostrado ser válida y fiable para medir el hombro (Hoffmann et al., 2007).

## **3.4. Laboratorio del movimiento en el complejo lumbopélvico-femoral.**

En este apartado, se contemplarán los tipos de pruebas más frecuentes que se emplean en el análisis del complejo lumbopélvico-femoral, dividiéndolas en analíticas y funcionales. Dentro de las tareas funcionales, se desarrollará la evaluación de la aceleración mediante el sit-to-stand. Posteriormente, se explica brevemente el papel que desempeña la prueba de Squat en el laboratorio. Por último, se da a conocer el concepto mHealth como herramienta actual para el análisis de la funcionalidad de las extremidades inferiores.

### **3.4.1. Pruebas analíticas.**

El movimiento analítico estudia, plano por plano, los grados de movilidad adecuados en una determinada articulación (Dufour & Pillu, 2006) (en este caso, rodilla y cadera). Las pruebas analíticas que se describen a continuación son en cadena cinética abierta, es decir, el segmento distal (pie) se mueve con libertad en el espacio (Kisner & Colby, 2005).

#### **Extensión de rodilla**

La extensión de rodilla se produce a través del eje transversal y el plano frontal. La orientación exacta de este eje y plano varía en función de la anatomía de cada sujeto (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006).

#### **Extensión de cadera**

Tiene lugar en la articulación coxofemoral a través del eje transversal y el plano frontal. Dicho movimiento está limitado por la tensión del ligamento iliofemoral. El movimiento de extensión de cadera va acompañado de una anteversión pélvica producida por la hiperlordosis de las vértebras lumbares (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006).

### **2.4.2. Pruebas funcionales: Sit-to-Stand y Squat.**

Estas pruebas implican un movimiento funcional, es decir, asocian diferentes componentes espaciales y de distintas regiones en el seno de un movimiento más complejo (Dufour & Pillu, 2006) (en este caso, las articulaciones del complejo lumbopélvico-femoral). Las pruebas funcionales más comúnmente empleadas son el Sit-To-Stand y el squat, las cuales ya fueron descritas anteriormente en el apartado de evaluación fisioterápica tradicional.

Ambas son pruebas en la cadena cinética cerrada, es decir, el cuerpo se mueve sobre un sistema distal fijo (Kisner & Colby, 2005), en este caso, los pies. A continuación, se describe cómo la tecnología ha permitido evaluar ambos tests. De manera más concreta, se desarrolla la importancia de la aceleración durante STS, ya que ha sido una de las principales variables de interés durante este test en el marco empírico.

#### **2.4.2.1. Sit-To-Stand: Aceleración.**

Desde los 60 fueron varios los autores que destacaron la importancia de incluir aceleración en el análisis del movimiento debido a su la capacidad discriminativa de patrones de aceleración para distinguir distintos patrones de marcha (Cavagna, Saibene, Santi, & Margaria, 1964; Hayes, Gran, Nagurka, Feldman, & Oatis, 1983; Smidt, Arora, & Johnston, 1971). Por tanto, medir los patrones de aceleración durante el STS podría aportar información útil (K. Kerr, White, Barr, & Mollan, 1994).

Los acelerómetros ofrecen varias características para monitorizar el movimiento humano: En primer lugar, responden a la intensidad y frecuencia del movimiento, siendo superiores a otros dispositivos que pueden estar afectados por el impacto o la inclinación. En segundo lugar, pueden medir tanto la inclinación como el movimiento corporal, aportándoles la capacidad de medir características estáticas. En tercer lugar, el avance en la tecnología ha permitido mejorar estos dispositivos siendo posible fabricar acelerómetros en miniatura de bajo coste. Por tanto, se han usado con éxito para monitorizar el movimiento humano (Merryn J. Mathie, Coster, Lovell, & Celler, 2004). Ya en los 90, la monitorización de las actividades físicas comenzaron a realizarse mediante el uso de acelerómetros, permitiendo detectar las posturas tanto previas como posteriores que se adquirirían para sentarse y levantarse de una silla (Aminian et al., 1999; Fahrenberg, Foerster, Smeja, & Müller, 1997). También se comenzó a usar para monitorizar el equilibrio, encontrando una correlación moderada entre las características de la aceleración durante sentarse y levantarse y el riesgo de caídas en personas mayores (Troy BS, Kenney DE, & Sabelman EE, 1999). Por tanto, estos dispositivos se pueden usar para monitorizar la actividad humana, incluyendo las transferencias de sentarse y levantarse de una silla (Merryn J. Mathie et al., 2004), cuyo empleo continúa en la actualidad. En la última década, se llevaron a cabo estudios pilotos para establecer la validez de un solo acelerómetro en la cintura para

monitorizar la actividad de sujetos (Chen, Acra, Donahue, Sun, & Buchowski, 2004; M. J. Mathie, Celler, Lovell, & Coster, 2004; Nyan, Tay, Manimaran, & Seah, 2006). En 2006, se estudió la precisión de los acelerómetros para medir la velocidad de las extremidades al levantarse de una silla (Miranda C. Boonstra et al., 2006) y se desarrolló un método basado en aceleración para clasificar este gesto (Costantini, Carota, Maccioni, & Giansanti, 2006).

A continuación, se describe las principales variables de interés durante el STS, las cuales pueden obtenerse mediante aceleración.

### ***Duración.***

Unas de las variables de interés del STS es la duración del mismo. Tanto la duración de la transición (Cheng et al., 1998) como el tiempo de cada una de sus fases se ha analizado tradicionalmente con plataformas de fuerza en el laboratorio (Mazzà, Zok, & Della Croce, 2005). Ya en 2002, Se pudo analizar el tiempo con dispositivos portátiles como giroscopios (Najafi, Aminian, Loew, Blanc, & Robert, 2002) y en 2007 se desarrolló un algoritmo para detectar y calcular las duraciones de las transiciones a través de la aceleración (Bidargaddi et al., 2007). En 2008, Jassen et al validaron la aceleración para calcular la duración del test (Wim G. M. Janssen, Bussmann, Horemans, & Stam, 2008). Se han encontrado diferencias en la duración del gesto entre distintas poblaciones, siendo mayor en ancianos con riesgo de caída (Najafi et al., 2002), frágiles (Ganea, Paraschiv-Ionescu, Büla, Rochat, & Aminian, 2011), adultos mayores (Van Lummel et al., 2013), o después de una artroplastia total de rodilla (M. C. Boonstra, De Waal Malefijt, & Verdonschot, 2008).

### ***Número de repeticiones.***

Otra de las variables de interés es el número de repeticiones completadas durante 30 segundos (30-STs), la cual se ha empleado tanto en el ámbito de rehabilitación (Nyland et al., 2007) como para evaluar los niveles de aptitud funcional mediante valores de referencia clasificados por género y edad (Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014). Se han establecido valores de referencia de esta variable en distintas poblaciones, como pacientes con osteoartritis de cadera (Wright, Cook, Baxter, Dockerty, & Abbott, 2011), pacientes esperando a ser intervenidos de prótesis de cadera en rodilla o tobillo (Gill & McBurney, 2008), ancianos que viven en residencias (Jones, Rikli, & Beam, 1999) o ancianos residentes

en Hong-Kong (Macfarlane, Chou, Cheng, & Chi, 2006) y mujeres sexagenarias (McCarthy, Horvat, Holtsberg, & Wisenbaker, 2004).

### ***Características cinemáticas.***

El interés en cuantificar la duración del gesto ha permitido establecer valores cinemáticos que definen STS, como una velocidad de 5°/s en el tronco para delimitar la transición (W. G. M. Janssen, Bussmann, Horemans, & Stam, 2005), una aceleración de 0.05m/s<sup>2</sup> para identificar el comienzo y el final (Wim G. M. Janssen, Bussmann, et al., 2008; Wim G. M. Janssen, Külcü, Horemans, Stam, & Bussmann, 2008), o el empleo de la aceleración medio-lateral para localizar cada transición (Doheny et al., 2011). A pesar de que la aceleración aporta información para cuantificar la duración, últimamente se ha demostrado interés en aportar información sobre la cualidad del movimiento durante este test, en la cual la cinemática juega un papel muy importante (Millor, Lecumberri, Gomez, Martinez-Ramirez, & Izquierdo, 2014). La primera vez que se evaluó la aceleración durante STS se estudiaron los patrones de transición a través de la medición de los picos positivos y negativos (K. M. Kerr, White, Barr, & Mollan, 1997). Los parámetros de interés durante este test suelen ser la cinemática vertical (Costantini, Carota, Maccioni, & Giansanti, 2007; Ganea et al., 2011) y la antero-posterior (Wim G. M. Janssen, Bussmann, et al., 2008; Millor et al., 2013; Van Lummel et al., 2013). En algunos casos, la aceleración medio-lateral sirve para estudiar el equilibrio (Wim G. M. Janssen, Külcü, et al., 2008; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005).

### ***Otras variables***

Ya que el test STS es de gran interés, en la literatura se ha estudiado mediante diversos dispositivos, tales como sistemas de captura del movimiento (Schofield et al., 2013), plataformas de fuerza (Chorin, Rahmani, Beaune, & Cornu, 2015), sistemas optoelectrónicos (Sibella, Galli, Romei, Montesano, & Crivellini, 2003) y electromiografía (Choi, 2015).

### **3.4.2.1. Squat.**

Como ya se detalló en el apartado de evaluación funcional del complejo lumbopélvico-femoral, el squat es un ejercicio de especial interés en el mundo deportivo, ya que, debido a la participación de la articulación de la rodilla en su ejecución, se emplea con fines terapéuticos en el mundo de la fisioterapia como parte ante gran variedad de lesiones. Al ser un ejercicio en cadena cinética cerrada, la carga de peso involucra a varias articulaciones,



aumentando la compresión articular y la co-contracción muscular (McGinty, Irrgang, & Pezzullo, 2000). Por lo tanto, también existen numerosos estudios de laboratorio orientados a conocer su biomecánica. Por ejemplo, se ha comparado las diferencias cinemáticas en la rodilla relacionadas con la edad a través de sistemas de cámara de luz infraroja (Fukagawa et al., 2012). También se ha estudiado la cinemática tridimensional a través de cámaras para estudiar como varía la biomecánica en función de la anchura de la postura (Escamilla et al., 2001). El estudio del squat también se ha analizado en laboratorio mediante sistemas híbridos: Equipados con EMGs, plataformas de fuerza y sistemas ópticos 3D, han permitido estudiar el patrón electromiográfico, la cinética y la cinemática, respectivamente (Dionisio et al., 2008). La EMGs también se ha usado como método para estudiar variables tan interesantes como la fatiga a través de repeticiones de este ejercicio (Bonato, Cheng, et al., 2001).

### **3.4.2. mHealth.**

El mundo de la telerehabilitación también ha conducido a la evaluación de las transferencias mediante Smartphone. Una de las más estudiadas es la marcha, ya que ésta se ve afectada en alteraciones musculoesqueléticas y neurológicas, por lo que su estudio permite conocer la severidad del grado de afectación. Aunque se hacía mediante herramientas sofisticadas como cámaras y plataformas de fuerza, su análisis fue orientándose hacia dispositivos más portátiles como los acelerómetros, desembocando en el empleo del Smartphone. Entre algunos de sus usos en la marcha, cabe mencionar que se ha situado en la región lumbar para conocer el desplazamiento del centro de masa (Furrer, Bichsel, Niederer, Baur, & Schmid, 2015) o formando parte de un sistema basado en imagen que evalúa la marcha en tiempo real (Kim, Kim, Rietdyk, & Ziaie, 2015). Los sensores embebidos en este dispositivo también han permitido obtener variables cinemáticas como la aceleración (Isho, Tashiro, & Usuda, 2015). Uno de los test relacionados con las transferencias que ha sido analizado mediante el Smartphone es el TUG (Galán-Mercant, Barón-López, Labajos-Manzanares, & Cuesta-Vargas, 2014). El estudio de la cinemática de la versión extendida de este test, ten-meter extended Timed-Get-up-and-Go, también ha sido posible a través del Smartphone (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013b). De manera más concreta, el test STS también ha sido objetivo de estudio mediante estos dispositivos: La acelerometría del tronco ha

permitido discriminar entre poblaciones como ancianos frágiles (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013a) y se han validado aplicaciones móviles para cuantificar el movimiento durante este test (Cerrito, Bichsel, Radlinger, & Schmid, 2015). La combinación del Smartphone con otros dispositivos ha permitido desarrollar un sistema híbrido basado en la combinación sinérgica de la inclinación anterior del tronco recogida por un Smartphone y la actividad del cuádriceps mediante EMGs que envía la señal al mismo dispositivo móvil para detectar el STS en pacientes con riesgo de caídas (Borui Li, Qiong Gui, Haneen B. Ali, Huiyang Li, & Zhanpeng Jin, 2016).

# OBJETIVOS



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# OBJETIVOS

---

## **General.**

El objetivo general del presente trabajo consiste en analizar la cinemática del miembro superior mediante sensores inerciales y un Smartphone en personas sanas (jóvenes y mayores) y en aquellas con lesión en el hombro, así como analizar la funcionalidad los miembros inferiores mediante el test funcional Sit-to-Stand mediante de sensores inerciales y electromiografía de superficie en sujetos sanos.

## **Específicos.**

### **Complejo articular del hombro.**

1. Analizar la cinemática del miembro superior en adultos jóvenes sanos mediante sensores inerciales.
2. Estudiar las diferencias entre las variables cinemáticas del miembro superior en personas sanas jóvenes y mayores mediante sensores inerciales.
3. Estudiar las diferencias entre las variables cinemáticas del miembro superior en personas sanas y aquellas con lesión de hombro mediante sensores inerciales.
4. Examinar la cinemática del miembro superior en adultos jóvenes sanos mediante el sensor inercial embebido en un Smartphone.
5. Validar una aplicación de Smartphone basada en imagen para medir la cinemática del hombro en personas sanas y aquellas con lesión de hombro

### **Complejo lumbopélvico-femoral.**

6. Estudiar la actividad y fatiga muscular durante variantes del test Sit-To-Stand en adultos jóvenes mediante electromiografía de superficie.
7. Identificar la fatiga durante el test Sit-To-Stand a través de la cinemática empleando la electromiografía de superficie como gold-standard.
8. Desarrollar un sistema de detección de fatiga durante el test Sit-to-Stand basado en aceleración recogida con un Smartphone.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# MARCO EMPÍRICO



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



# MARCO EMPÍRICO

---

El marco empírico se diferencia en dos grandes bloques: los estudios llevados a cabo para analizar la cinemática del complejo articular del hombro y los estudios llevados a cabo para evaluar el complejo lumbopélvico-femoral.

## COMPLEJO ARTICULAR DEL HOMBRO

En la región del complejo articular del hombro, los estudios se centran en el análisis mediante sensores inerciales de movimientos analíticos del hombro: la flexión y la abducción. Los estudios inerciales se llevaron a cabo en distintas poblaciones. En el Artículo I se describe la cinemática en sujetos jóvenes sanos. En el Artículo II, se describe la cinemática en sanos jóvenes y adultos, para establecer diferencias debidas a la edad. Una vez definida la cinemática en ambos grupos etarios, en el Artículo III se comparara la cinemática del hombro entre adultos sanos y aquellos que presentan patología del hombro, con vistas a establecer diferencias ocasionadas por la presencia de patología.

Tras realizar estudios con sensores inerciales, se analizó la cinemática mediante un Smartphone, para conocer las posibilidades que ofrece este dispositivo de menor coste en la medición del hombro. En el Artículo IV, este análisis se hace en sujetos jóvenes sanos mediante los sensores inerciales embebidos en este tipo de dispositivos. En el Artículo V, se emplea una app basada en imagen instalada en el Smartphone para estudiar la abducción en sujetos sanos y patológicos.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **COMPLEJO LUMBOPÉLVICO-FEMORAL: TEST SIT-TO-STAND**

En el miembro inferior, los estudios se centran en describir el test Sit-To-Stand (STS), el cual se basa en la transferencia de sentarse y levantarse de una silla. En ellos, la fatiga muscular cobra especial protagonismo, comenzando su análisis con la electromiografía como gold-standard y dirigiéndose hacia su estudio a través de una variable cinemática como la aceleración medida a través de un Smartphone. En el Artículo VI, se analiza las diferencias en la actividad muscular y la fatiga de músculos de las extremidades inferiores y tronco entre las distintas variantes de este test. Posteriormente, en el Artículo VII, se estudia la obtención de fatiga a través de aceleración tomando como referencia los resultados de electromiografía durante STS. Por último, en el Artículo VIII, se describe un método de detección de la fatiga basado en la aceleración medida en esternón con un Smartphone.



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# Artículo I

---

***Estudio de la cinemática del miembro superior a través  
de sensores inerciales: un estudio transversal.***

*Studying upper-limb kinematics using inertial sensors: a cross-sectional study*

*Publicado en BMC Research Note: 3 de Octubre del 2015.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo I: Estudio de la cinemática del miembro superior a través de sensores inerciales: un estudio transversal**

### **Abstract.**

*Background:* In recent years, there has been a great interest in analyzing upper-limb kinematics in order to investigate scapulohumeral rhythm, as its alteration has been associated with shoulder joint complex injuries. The use of inertial sensors is presented as a convenient and portable analysis method for studying kinematics in terms of angular mobility and linear acceleration. The aim of this study was to analyze upper-limbs kinematics in the three anatomical axes, obtained by inertial sensors. *Results:* Descriptive graphics of analytical tasks performed were obtained. The main difference in mobility between the scapula and humerus was found in pitch axis for abduction ( $\bar{X} = 107.6^\circ$ ,  $SD = 9.3^\circ$ ) and flexion ( $\bar{X} = 113.1^\circ$ ,  $SD = 9.3^\circ$ ). *Conclusion:* The use of inertial sensors for human kinematics analysis is favorable. Although this study identified movement patterns, and supports inertial sensors as a useful device to analyze upper-limb kinematics, further studies with subjects with shoulder pathology to establish differences in movement patterns and scapulohumeral rhythm between healthy and pathological shoulders should be carried out.

## Resumen

*Introducción:* En los últimos años, ha habido un gran interés en el análisis de la cinemática de la extremidad superior con el fin de investigar el ritmo escapulohumeral, ya que su alteración se ha asociado con lesiones en el complejo articular del hombro. El uso de sensores inerciales se presenta como un método de análisis adecuado y portátil para el estudio de la cinemática en términos de movilidad angular y la aceleración lineal. El objetivo de este estudio fue analizar la cinemática de los miembros superiores en los tres ejes anatómicos, obtenidos mediante sensores inerciales. *Resultados:* Se obtuvieron los gráficos descriptivos de las tareas analíticas realizadas. La principal diferencia en la movilidad entre la escápula y el húmero se encontró en Y para la abducción ( $\bar{X} = 107,6^\circ$ ,  $SD = 9,3^\circ$ ) y la flexión ( $\bar{X} = 113,1^\circ$ ,  $SD = 9,3^\circ$ ). *Conclusión:* El uso de sensores inerciales para el análisis de la cinemática humana es favorable. Aunque en este estudio se identificaron los patrones de movimiento, y respalda los sensores inerciales como un dispositivo útil para analizar la cinemática del miembro superior, debe llevarse a cabo nuevos estudios con sujetos con patología del hombro para establecer diferencias en los patrones de movimiento y el ritmo escapulohumeral entre los hombros sanos y patológicos.



## Introducción.

La complejo articular del hombro consiste en un conjunto de cinco articulaciones: glenohumeral, subdeltoidea, escapulotorácica, acromioclavicular y esternoclavicular, lo cual lo convierte en la articulación más móvil, es decir, en los tres planos y ejes anatómicos (Kapandji & Kapandji, 2006).

En 1934, Codman proporcionó una visión general de la biomecánica de hombro en la que estas cinco articulaciones realizan un movimiento constante y continuo, resaltando que, en el llamado ritmo escapulohumeral, el movimiento de la escápula y el húmero se producen al mismo tiempo, y que en los casos en este ritmo está alterado, se pueden producir lesiones en este complejo articular (Codman, 1934).

Todavía se considera que la alteración del ritmo escapulohumeral desempeña un papel en las lesiones de hombro (Kibler, Sciascia, & Wilkes, 2012). Hay estudios que corroboran que los sujetos que sufren de lesiones en el hombro, como el síndrome de compresión, tienen diferencias en la cinemática escapular en comparación con sujetos sanos, ya que la cinemática escapular anormal implica una reducción del espacio subacromial, produciendo así una compresión del tendón del manguito rotador (Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram, & Meeusen, 2011; Timmons et al., 2012). De esta manera, la fatiga del manguito rotador, la deficiencia del supraespinoso y la activación deltoidea anterior se asocia con la migración superior de la cabeza humeral con relación a la fosa glenoidea durante la elevación del brazo (Castillo-Lozano, Cuesta-Vargas, & Gabel, 2013; Terrier, Reist, Vogel, & Farron, 2007; Teyhen, Miller, Middag, & Kane, 2008). Además, la presencia de desgarro del manguito de los rotadores se ha asociado con una interrupción de la pauta normal de movimiento glenohumeral durante la elevación del brazo en el plano escapular (Yamaguchi et al., 2000). Más recientemente, un estudio encontró que la actividad deltoidea disminuye mientras que la actividad trapecio aumenta durante la elevación del brazo, lo cual puede interpretarse como una mayor movilidad en la articulación escapulotorácica para compensar la movilidad de articulación glenohumeral, que está dolorida (Shinozaki et al., 2014).

Esto conduce a la necesidad de demostrarlo en el ámbito clínico, por eso, en los últimos años, han habido investigaciones sobre la evaluación de la coordinación del ritmo escapulohumeral mediante varios dispositivos.

Una de las técnicas empleadas para analizar la dinámica de la extremidad superior es la fluoroscopia biplana, que ha sido utilizada para estudiar la distancia mínima entre el acromion y el húmero durante la pruebas clínicas, y la relación en el ritmo escapulohumeral en movimientos realizados a diferentes niveles (Giphart et al., 2013; Giphart, van der Meijden, & Millett, 2012). Los sistemas electromagnéticos se han utilizado en el análisis de la cinemática del hombro con el fin de describir el movimiento normal de la cintura escapular (Braman, Engel, Laprade, & Ludewig, 2009; Ludewig et al., 2009), tales como el llamado Polhemus FasTrak, que ha sido utilizado para comparar los hombros patológicos con el hombro contralateral sano en las actividades funcionales (Roren et al., 2012) y para describir el rango de movimiento necesario en la extremidad superior para llevar a cabo las actividades de la vida diaria (Namdari et al., 2012). Además, la relación entre el húmero y la escápula y la forma en la que se mueven ha sido estudiado mediante otras muchas técnicas, tales como sistemas optoelectrónicos (Garofalo et al., 2009), inclinómetros (Braman et al., 2009), tomografía computarizada en tres dimensiones (3D) (Park et al., 2013) y de técnicas de sistemas de calibrado anatómico (Ceccon et al., 2013).

Aunque el estudio 3D en la posición del complejo articular del hombro y el plano de rotación mediante el uso de dispositivos magnéticos se remonta a décadas (Browne, Hoffmeyer, Tanaka, An, & Morrey, 1990), recientemente se ha introducido una nueva tecnología tomada de la industria aeroespacial, la ingeniería mecánica y la robótica, la cual ha demostrado ser un avance prometedor en el ámbito de análisis de movimiento, así como un método preciso y fiable en los estudios de movilidad humana. Consiste en pequeños sensores electromagnéticos que utilizan la tecnología de acelerómetros, giroscopios, y magnetómetros, proporcionando el potencial necesario para el análisis de movimiento dinámico 3D (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010).

Motivado por su pequeño tamaño y su portabilidad, estos sensores podrían ser una opción atractiva para el análisis de movimiento humano, y ya existen revisiones de la literatura alrededor de estos sensores. Hay pruebas de la viabilidad operativa de estas unidades en

diversas aplicaciones clínicas (Wong, Wong, & Lo, 2007), o una revisión de la fiabilidad y validez de estos sensores (Cuesta-Vargas et al., 2010), así como se ha discutido en un estudio las principales ventajas y desventajas de una variedad de sistemas de análisis de movimiento, en el que se incluyeron los sensores inerciales (Wong & Wong, 2008).

Muy recientemente, se presentó un nuevo método que identifica automáticamente sensores inerciales en los segmentos de cuerpo humano durante la bipedestación, incluyendo las extremidades superiores, y es capaz de ser colocado en áreas anatómicas arbitrarias, lo cual los hace más fácil de usar en aplicaciones biomédicas (Weenk, van Beijnum, Baten, Hermens, & Veltink, 2013). Por otra parte, se ha encontrado un fuerte nivel de evidencia para la validez y la fiabilidad intra-evaluador en la digitalización de la palpación de puntos de referencia óseos para definir ejes anatómicos de la cinemática de la articulación de los segmentos articulares, entre las que se encuentran las extremidades superiores (Adhia, Bussey, Ribeiro, Tumilty, & Milosavljevic, 2013).

Además de la movilidad angular, hay tanto interés científico como clínico en otros aspectos cinemáticos, como la velocidad o la aceleración angular, que pueden ofrecer más y nueva información (Cuesta-Vargas et al., 2010). Un método de análisis de un acelerómetro triaxial se ha empleado incluyendo un enfoque de la evaluación de la distribución del tiempo empleado en el uso funcional de las extremidades (Hurd, Morrow, & Kaufman, 2013). La fiabilidad de los sensores inerciales para estas propiedades se ha estudiado en regiones anatómicas, tales como la columna vertebral lumbar, ofreciendo resultados favorables (Williams, Haq, & Lee, 2012).

Debido a la amplia aplicabilidad en las ciencias clínicas, se han realizado estudios de cinemática medida en base a sensores inerciales en el brazo. Varios protocolos ya se han desarrollado para el análisis de las articulaciones escapulotorácica, humerotorácica y del codo (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008), escápula (Parel et al., 2014) y el ritmo escapulohumeral (Parel et al., 2012). Además, se propuso un protocolo estandarizado para la medición de los movimientos de la extremidad superior (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009). Muy recientemente, la fiabilidad y la precisión de cinemática escapular a través del sistema de medición inercial y magnético (IMMS) ha sido estudiado en sujetos sanos (van den Noort et al., 2014). Desde un punto de vista más funcional, un detector de

movimiento basado en sensores inerciales para la estimación de la movilidad se ha desarrollado en los miembros superiores en actividades diarias tales como patrones de escritura en un papel o beber (H. Zhou & Hu, 2010). Centrándose en los pacientes con ictus y su rehabilitación, los sensores inerciales se han incluido en un dispositivo de seguimiento de movimiento (Huiyu Zhou, Hu, & Tao, 2006), así como parte de un sistema de seguimiento híbrido integrando adicionalmente la visión para el movimiento del brazo (Tao, Hu, & Zhou, 2007).

A pesar de los protocolos realizados en el brazo y la cintura escapular, es interesante reforzar los valores cinemáticos de las extremidades superiores en términos de movilidad y la aceleración durante su movimiento en sujetos sanos, teniendo en cuenta la tridimensionalidad que caracteriza el movimiento humano. El propósito de este estudio fue analizar la movilidad angular y la aceleración lineal de los miembros superiores en los tres ejes anatómicos utilizando cuatro sensores inerciales colocados en húmero, escápula, el esternón y el antebrazo en sujetos sanos durante las tareas analíticas de flexión y abducción.

## **Método.**

### **Sujetos.**

En este estudio transversal se reclutaron sujetos jóvenes adultos sanos que cumplían los criterios de inclusión y exclusión, y que estaban interesados en formar parte del proyecto. Se eligieron estudiantes de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga).

Los criterios de inclusión fueron: tener una edad comprendida entre los 18 y 35 años de edad; un índice de masa corporal (IMC) entre 18,5 y 28; y ser diestro. Los sujetos fueron excluidos si se negaban a participar en el estudio o habían consumido analgésicos o antiinflamatorio no esteroideos (AINES). Además, se excluyeron los sujetos con patología del hombro. Se solicitó el consentimiento informado.

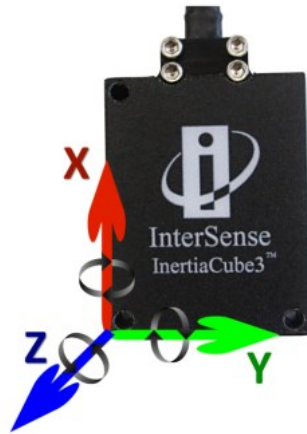
En total, se incluyeron un grupo de 11 sujetos (8 hombres y 3 mujeres). Se obtuvo el consentimiento informado de cada uno de ellos. El estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad de Málaga, España.

### **Aparatos.**

Se incluyeron variables independientes descriptivas y antropométricas relacionadas con la edad, el sexo, el peso, la estatura, y el IMC. Se incluyeron seis propiedades físicas

correspondientes a tres variables dependientes para cada uno de tres ejes espaciales: movilidad angular ( $^{\circ}$ ) y aceleración lineal ( $m/s^2$ ) a lo largo de los ejes X, Y y Z.

Estas propiedades físicas fueron obtenidas a través de los sensores de medición inercial con cuatro sensores inerciales (InertiaCube3™ Intersense Inc., Billerica, MA, EE.UU.) cuyas dimensiones son 26,2 mm x 39,2 mm x 14,8 mm y cuyo peso es de 17 g (Fig. 22). Cada sensor contiene un sistema de seguimiento de orientación inercial de 3 grados de libertad (DOF): X, Y, y Z, con una precisión de  $1^{\circ}$ ,  $0,25^{\circ}$ , y  $25^{\circ}$ , respectivamente, un intervalo angular de  $360^{\circ}$ , capaz de detectar una velocidad angular entre  $0^{\circ}$  y  $1200^{\circ}$  por segundo, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

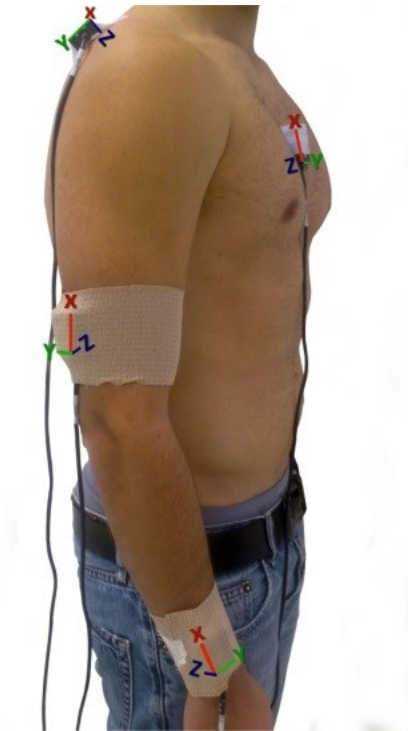


**Figura 22.** Representación de los 3 grados de libertad en el sensor InertiaCube3™.

De manera previa a su colocación, los sensores fueron reiniciados a 0 usando el software Intersense Server. Para ello, se colocaron sobre una superficie plana horizontal y en posición vertical u horizontal en función de su colocación en las partes anatómicas, que se describen a continuación.

Los sensores inerciales fueron colocados en el hemicuerpo derecho de cada sujeto situado en el tercio medio del húmero ligeramente posterior, en el tercio medio de la espina superior de la escápula, en la parte plana del esternón, y la superficie distal del cúbito y el radio (Cutti et al., 2008). Estas superficies se limpiaron con alcohol con el fin de que cada sensor se adhiriese a la piel. Para asegurar la fijación del sensor a la piel del sujeto y evitar su deslizamiento, se utilizó una cinta adhesiva de doble cara, así como una cinta elástica cohesiva de 8 cm de anchura (Rapidex®) para fijar los segmentos cilíndricos del cuerpo

(brazo y antebazo), y una vendaje adhesivo 5 cm de ancho (Strappal®) en las zonas más planas del cuerpo (escápula y el esternón) (Fig. 23).



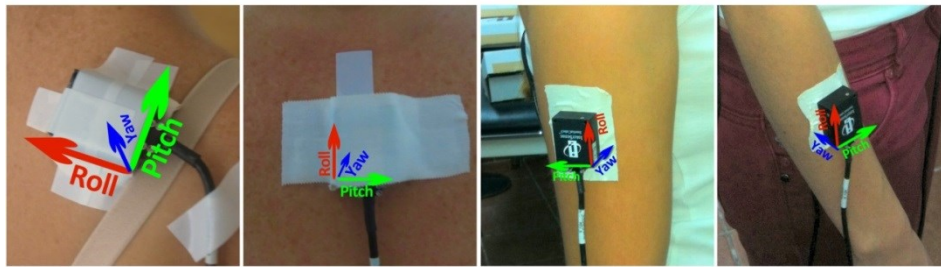
**Figura 23.** Colocación de 4 sensores InertiaCube3™ en el hemicuerpo derecho de un sujeto. Debido a su posicionamiento, los ejes en cada uno de los sensores se corresponden con diferentes planos de movimiento anatómico. El sensor colocado en la superficie del húmero representó la cinemática del húmero, y se expresó en los siguientes términos de movimiento: flexo-extensión (FL-EX) a lo largo del eje X, entendida como de flexo-extensión humeral; la rotación axial (IN-EX) a lo largo del eje Y, entendida rotación interna y externa humeral; y ab-aducción (AB-AD) a lo largo del eje Z, entendida como abducción y la aducción humeral.

El sensor colocado en la superficie del cúbito y el radio representó la cinemática del antebrazo, que se expresó como: flexión-extensión (eFL-EX) a lo largo del eje X, entendida como la flexión del codo; prono-supinación (PR-SU) a lo largo del eje Y, entendida como prono-supinación de codo; y ángulo de porte a lo largo del eje X, entendida como la orientación relativa del valgo cubital.

El sensor colocado en la superficie de la escápula representó la cinemática escapular, recogiendo la cinemática relacionada con los siguientes ejes: inclinación antero-posterior

(AN-PO) a lo largo del eje X, protracción-retracción (PR-RE) a lo largo del eje Y, la rotación de medio-lateral (ME- LA) a lo largo del eje Z.

El sensor situado en el esternón representó la cinemática del tórax, expresando: rotación lateral a lo largo del eje X, entendida como la lateralización del tronco; la rotación axial a lo largo del eje Y, entendida como la rotación del tronco; y flexoextensión lo largo del eje Z, entendida como tronco de flexo-extensión (Fig. 24, Tabla 5).



**Figura 24.** Representación de los ejes de yaw, pitch y yaw, en las cuatro áreas anatómicas donde se colocan sensores inerciales.

**Tabla 5:** Equivalencia de los ejes X, Y y Z con el movimiento que representan

Superficie de colocación	Húmero	Cúbito y radio	Escápula	Esternón
Segmento anatómico representado	Húmero	Antebrazo	Escápula	Tórax
<b>Axis</b>				
<b>X</b>	IN-EX	PR-SU	AN-PO	Rotación axial
<b>Y</b>	AB-AD	EI-FL-EX	PR-RE	Flexión y extensión
<b>Z</b>	FL-EX	Ángulo de porte	ME-LA	Rotación lateral

## Procedimiento

Los valores de actividad se registraron mediante el software de cinemática Intersense Server, los cuales fueron pasados a continuación a una base de datos de Microsoft® Excel 2007. El cableado se colocó de modo que no molestara al participante, para evitar que las tareas a realizar se vieran perjudicadas.

Después de reclutamiento de los participantes del estudio, se les pidió que asistieran para el estudio al Laboratorio de Movimiento Humano, Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga. Las tareas se explicaron de manera concisa y clara para que el participante entendiese la acción a realizar. El investigador indicó mediante orden verbal el principio y el final de la tarea. Los participantes se colocaron de pie, empezando desde la posición neutra, para la realización de las siguientes tareas analíticas:

- 180° de abducción del hombro derecho, con el codo extendido, la muñeca en posición neutra y de la zona palmar de la mano hacia la línea media al inicio y al final del movimiento (ocho repeticiones).
- Después de una pausa de unos 3 minutos, se realizaron otras ocho repeticiones de la misma tarea.
- 180° de flexión del hombro derecho, con el codo extendido, la muñeca en posición neutra y de la zona palmar de la mano hacia la línea media al inicio y al final del movimiento (ocho repeticiones).
- Después de una pausa de unos 3 minutos, se realizaron otras ocho repeticiones de la misma tarea.

#### **Análisis de datos.**

Se utilizó SPSS v15.0 para todos los cálculos estadísticos. La estadística descriptiva (media, desviación estándar, mínimo y máximo) se calculó para la edad, altura, peso, índice de masa corporal, la movilidad angular y la aceleración lineal. La media y las desviaciones estándar (SD) se calcularon mediante los procedimientos estándar. La prueba de Kolmogorov-Smirnov mostró una distribución normal de los datos ( $P > 0,05$ ). Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel  $\alpha$  se fijó en 0,05.

El punto más alto alcanzado por el sensor colocado en el húmero la segunda repetición de la segunda serie por cada tarea analítica se usó como el tiempo de corte, al que se le sustrajo los grados correspondientes obtenidos en el punto más bajo alcanzado por cada sensor con el fin para calcular la movilidad angular, expresado en grados como el rango de movimiento o el desplazamiento del sensor.



Para el cálculo de la aceleración, expresado  $^{\circ}/s^2$ , a los picos máximos obtenidos en la segunda repetición de la segunda serie, para cada tarea analítica, se les restó el pico mínimo obtenido por cada sensor.

Cuando se obtuvo la movilidad angular de cada sensor, la movilidad angular articular se calculó como la diferencia entre dos sensores. Para este propósito, al rango de movimiento obtenido en el eje principal por el sensor colocado en el segmento de interés del cuerpo en su eje principal se le restó amplitud de movimiento obtenida por un sensor diferente, de la siguiente manera: la articulación glenohumeral representó el húmero con respecto a la escápula, la articulación escapulotorácica representó la cinemática de la escápula en relación con el esternón; la articulación del codo representó la cinemática del antebrazo con respecto al húmero. La movilidad angular articular también se calculó teniendo en cuenta el vector resultante ( $R_v$ ) de los tres ejes de movimiento, entendiéndose como  $R_v = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ .

## Resultados.

Se midieron un total de 11 sujetos (8 hombres, 3 mujeres), cuya media de edad fue de 24,7 años (SD =4,2 años) y su IMC promedio fue de  $22,6 \text{ kg}/\text{m}^2$  (SD = 2,2  $\text{kg}/\text{m}^2$ , Tabla 6).

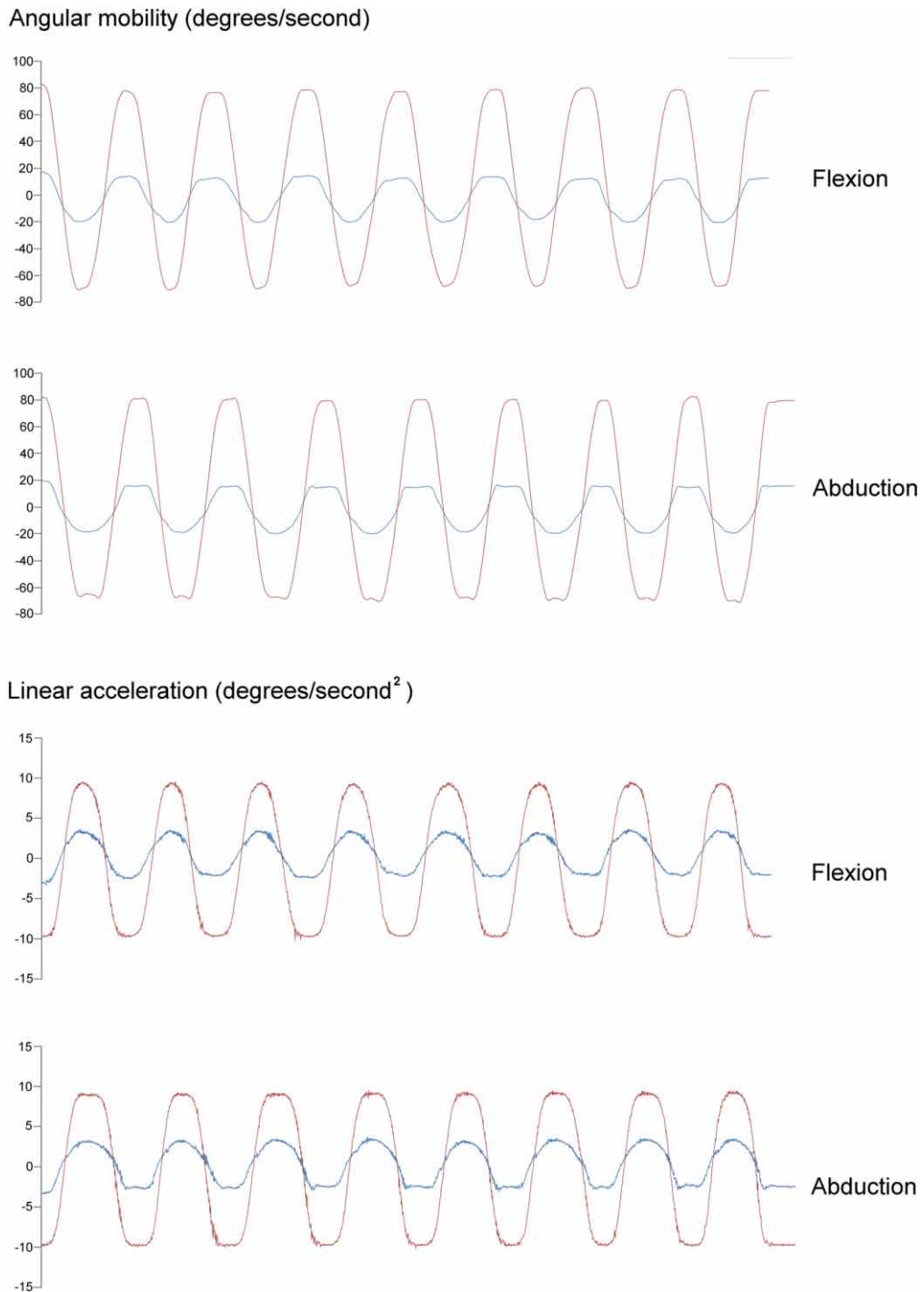
**Tabla 6:** Valores de las variables antropométricas y descriptivas

	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Edad (años)	20,0	34,0	24,7	4,2
Estatura (cm)	156,0	184,0	172,1	9,1
Peso (kg)	48,0	87,0	67,5	11,7
IMC ( $\text{Kg}/\text{m}^2$ )	19,7	27,4	22,6	2,2

IMC: Índice de masa corporal.

El análisis de seis propiedades físicas que corresponden dos variables cuantitativas continuas (movilidad angular y aceleración lineal) nos ha permitido obtener gráficos descriptivos de las tareas analíticas realizadas por cada participante (Fig. 25 ).

**Figura 25.** Patrón cinemático. Cuatro ejemplos de patrones cinemáticos a través de repeticiones se mostraron para la movilidad angular AB-AD en el húmero y PR-RE en la escápula, en ambas tareas analíticas. Húmero *línea roja*, escápula *línea azul*.



Se calcularon las medias y las desviaciones estándar de los picos máximos de aceleración y la diferencia de movilidad angular. Aquellas variables correspondientes a las articulaciones glenohumeral, escapulotorácica y codo se expresan en la Tabla 7 para el movimiento de

abducción-abducción, y en la Tabla 8 para la tarea de flexo-extensión. En cuanto a la articulación glenohumeral, el mayor rango de movilidad se encontró en AB-AD para ambas tareas analíticas, y se encontró un valor de rotación más alta en la abducción. Con respecto a la articulación escapulotorácica, se encontró un mayor desplazamiento escapular en todos sus componentes durante el movimiento de flexión. En lo que respecta la articulación del codo, los resultados fueron similares para ambos movimientos, pero se encontró una mayor PR-SU en flexión, y una mayor FL-EX en la abducción.

**Tabla 7.** Media (SD) de grados de movilidad angular de las articulaciones glenohumeral, escapulotorácica y codo registradas en la tarea de abducción.

Ejes	Articulación glenohumeral	Articulación escapulotorácica	Articulación del codo
Z	94,8 (36,7) FL-EX	-5,9 (9,5) ME-LA	29,3 (39,9) Ángulo de porte
Y	107,6 (9,3) AB-AD	36,6 (10,2) PR-RE	1,6 (5,9) elFL-EX
X	70,2 (31,1) IN-EX	-5,5 (12,3) AN-PO	16,9 (35,3) PR-SU
Rv	168,0 (36,8)	40,9 (7,7)	54,5 (29,7)

**Tabla 8.** Media (SD) de grados de movilidad angular de las articulaciones glenohumeral, escapulotorácica y codo registradas en la tarea de flexión.

Ejes	Articulación glenohumeral	Articulación escapulotorácica	Articulación Del codo
Z	67 (36,7) FL-EX	-7,7 (48,6) ME-LA	24,8 (46) Ángulo de porte
Y	113,1 (9,3) AB-AD	37,8 (6,3) PR-RE	1,4 (11,9) elFL-EX
X	64,6 (31,1) IN-EX	4,2 (16,9) AN-PO	20,1 (32) PR-SU
Rv	154,9 (42,2)	53,5 (34,6)	56,9 (29,2)

Teniendo en cuenta  $R_v$ , se encontró un mayor rango de movilidad en la articulación glenohumeral durante la tarea de abducción, mientras que este rango fue más grande en las articulaciones escapulotorácica y del codo durante la flexión.

Centrándose en los grados proporcionadas por húmero, se encontraron valores más altos en FL-EX en ambas tarea. Incluso en la tarea abducción, el valor medio de FL-EX fue mayor que el AB-AD, aunque el componente AB-AD fue mayor en la tarea de abducción que en la flexión. La rotación fue similar para ambas tareas (véase la Tabla 9 para más detalles).

**Tabla 9:** Movilidad angular del húmero (grados).

Ejes	Tarea analítica	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
AB-AD	Abducción	47,8	156,0	108,0	37,9
FL-EX	Abducción	133,3	167,9	151,7	9,7
IN-EX	Abducción	37,4	142,8	85,6	37,0
AB-AD	Flexión	23,4	168,4	87,8	46,1
FL-EX	Flexión	136,1	169,3	157,2	12,3
IN-EX	Flexión	15,8	145,3	85,4	48,4

Con respecto a la aceleración, el valor medio del pico promedio más alto se encontró en el antebrazo en el movimiento FL-EX:  $20,1^\circ/s^2$  para la abducción y  $19,8^\circ/s^2$  para la flexión seguido por el húmero, la escápula y el esternón (Tabla 10). Ejemplos de patrones cinemáticos a través de repeticiones se muestran en la Fig. 25.

**Tabla 10: Aceleración ( $^{\circ}/s^2$ ) en distintos Movimientos Durante las Tareas de abducción y flexión.**

Tarea analítica	Húmero			Escápula			Antebrazo			Esternón		
	Mvto.	Mean(SD)	Min Max	Mvto.	Mean(SD)	Min Max	Mvto.	Mean(SD)	Min Max	Mvto.	Mean(SD)	Min Max
<b>Abducción</b>	IN-EX	8.6 (1.7)	5.8 11.4	AN-PO	3.7 (1.6)	1.5 6.4	PR-SU	12.6 (2.7)	9.8 17.9	Rotación	2.0 (0.6)	1.4 3.5
	IN-EX	8.7 (2.7)	3.63 12.2	AN-PO	3.1 (1.4)	0.9 5.3	PR-SU	11.3 (2.5)	6.1 14.3	Axial	1.9 (0.4)	0.9 2.5
<b>Flexión</b>	AB-AD	19.4 (0.8)	18.11 21.19	PR-RE	7.8 (1.5)	6.0 11.2	eIFL-EX	19.8 (0.6)	18.5 20.8	Flex y	1.8 (5.6)	0.5 19.7
	AB-AD	18.5 (0.8)	18.2 20.51	PR-RE	7.9 (1.3)	5.7 10.1	eIFL-EX	20.1 (1.0)	18.6 22.0	ext	1.2 (0.5)	0.6 2.4

Se calculó la relación entre la movilidad angular y la aceleración lineal en ambas tareas en cada uno de los ejes anatómicos. Se encontró una correlación fuerte en el eje Y para todos los sensores, así como en el eje X en húmero, correspondiéndose con el movimiento IN-EX, y en el eje Z del antebrazo para la flexión, correspondiéndose con el ángulo de porte. Más detalles se muestran en la tabla 11.

**Tabla 11:** Correlación de Pearson (valor p) entre la movilidad angular y la aceleración lineal.

Eje	Tarea	Húmero	Escápula	Antebrazo	Esternón
X	<b>Abducción</b>	0,72* (0,012)	0,33 (0,310)	0,52 (0,095)	0,84(0,001)
	<b>Flexión</b>	0,72* (0,012)	0,43 (0,172)	0,23 (0,494)	0,41 (0,203)
Y	<b>Abducción</b>	0,91** (0,000)	0,85**(0,001)	0,74**(0,009)	0,17(0,609)
	<b>Flexión</b>	0,92** (0,000)	0,75**(0,007)	0,64*(0,031)	0,82**(0,002)
Z	<b>Abducción</b>	0,31 (0,340)	0,00 (0,993)	0,51 (0,105)	0,06 (0,851)
	<b>Flexión</b>	0,23 (0,493)	0,52 (0,096)	0,61*(0,046)	0,13 (0,685)

## Discusión

El presente estudio ha descrito y analizado la movilidad angular y la aceleración lineal del hombro, mientras se realizaban los movimientos de abducción y flexión a través de cuatro sensores inerciales colocados en húmero, escápula, el antebrazo y el esternón en sujetos sanos.

Los resultados obtenidos en este estudio fomentan el uso de sensores inerciales como un dispositivo para la medición de la cinemática de las extremidades superiores, incluida la movilidad angular y la aceleración lineal en tres ejes anatómicos, proporcionando una vista tridimensional del húmero, escápula, el antebrazo y el tronco y cómo contribuyen a la cinemática del complejo articular del hombro.

En lo que respecta a la movilidad húmero, se obtuvo una movilidad de  $151,7^\circ$  en la abducción y de  $157,2^\circ$  en la flexión por el sensor colocado en el húmero. Sin embargo, un estudio anterior que se centra en la articulación humerotorácica, es decir, el movimiento de húmero en relación con el tórax, encontró una movilidad de  $180^\circ$  para ambas tareas en sujetos sanos (Jolles et al., 2011). Estas diferencias son interesantes porque este estudio encontró valores más bajos sin quitar la compensación tórax. Por un lado, en relación con el movimiento del húmero, hay que destacar que se encontró un componente de flexión más grande que la abducción durante una tarea de abducción, lo que también ocurre en el análisis de la articulación glenohumeral. Por otro lado, el componente de abducción mostró valores más altos en la tarea abducción en la tarea de flexión, como era de esperar.

Hay varios estudios que han estudiado el movimiento de la escápula en relación con el tronco. A través de sensores inerciales, un estudio que usó el mismo protocolo, encontró  $9,1^\circ$  en AN-PO,  $18,5^\circ$  en PR-RE y  $27,7^\circ$  en ME-LA durante la flexión del hombro (Cutti et al., 2008). Un estudio más reciente basado en el protocolo mencionado, encontró como promedio  $9^\circ$ - $15^\circ$  en PR-RE y  $33^\circ$ - $36^\circ$  en ME-LA para la abducción y flexión, respectivamente (Kontaxis et al., 2009). Usando el dispositivo Polhemus Fastrak, se encontraron valores de  $9,5^\circ$  en AN-PO,  $29,64^\circ$  en ME-LA y  $4,0^\circ$  en PR-RE para la abducción, y  $5,0^\circ$  en AN-PO,  $27,06^\circ$  en ME-LA y  $16,8^\circ$  en PR-RE para la tarea de flexión (Roren et al., 2014). Centrándose en el componente medio-lateral de la escápula, los resultados proporcionados por Cutti et al. (Cutti et al., 2008) coinciden con los proporcionados por Parel et al (Parel et al., 2014), un estudio previo que mostró un  $26,1^\circ$  durante la flexión y  $23,2^\circ$  durante la abducción mediante el uso de un rastreador de la escápula mediante un sistema optoelectrónico. Estos resultados fueron similares cuando se compararon con el rastreador espinal de un sistema magnético (Parel et al., 2014). Sin embargo, los sujetos de este estudio mostraron valores negativos en ME-LA, durante ambas tareas, lo que sugiere una gran compensación tronco. Por el contrario, teniendo en cuenta Rv, se encontraron  $40,9^\circ$  y  $52,5^\circ$  para la abducción y flexión, respectivamente. El hecho de obtener resultados diferentes dependiendo del análisis de un plano o movimientos tridimensionales intensifica la importancia de tomar en cuenta el componente 3D de movimiento anatómico, cuyo análisis se permite a través de sensores inerciales. Centrándose en el movimiento tridimensional, se

encontró un mayor rango en la articulación glenohumeral durante la abducción, mientras las articulaciones escapulotorácica y el codo mostraron rango más amplio durante la flexión, apoyando diferentes componentes articulares tridimensionales cuando el movimiento se realiza en distintos planos. Además, se encontró un mayor rango rotacional en la articulación glenohumeral durante la abducción, mientras que los resultados fueron similares cuando se enfoca sólo en grados proporcionados por el señor de húmero. En relación con la movilidad angular, también se debe considerar que se encontraron desviaciones estándar altas en las articulaciones glenohumeral, escapulotorácica y codo (Tablas 7, 8). Esto puede ser debido a la presencia de casos peculiares que dispersan la muestra de datos.

En cuanto a la aceleración, se encontraron valores picos medios más altos en el antebrazo, seguido de húmero, escápula y el esternón, respectivamente. Se encontró una fuerte correlación entre la movilidad y la aceleración en la rotación humeral y el componente de abducción, la flexo-extensión del antebrazo y la protracción y retracción escapular en ambas tareas. La correlación fue también fuerte para el tórax en el componente de flexión-extensión durante la tarea de flexión.

Este estudio amplía el conocimiento sobre el estudio de la cinemática del hombro, ofreciendo valores medios de la movilidad en diferentes partes del cuerpo y en las articulaciones del complejo articular del hombro, así como los valores límites de aceleración en sujetos sanos. Además, los valores proporcionados corresponden a cada uno de los ejes de movimiento, destacando la propiedad tridimensional del movimiento humano. Estudios previos han analizado las propiedades de la extremidad superior mediante la medición inercial. Algunos de ellos estudiaron un par de segmentos corporales como el húmero y el esternón (Jolles et al., 2011) o el húmero y el antebrazo (Körver, Heyligers, Samijo, & Grimm, 2014). Sin embargo, este estudio utiliza cuatro sensores inerciales, lo que proporciona más información acerca de la cinemática complejo del hombro, estando en línea general con los estudios centrados en el húmero, escápula, el antebrazo y el esternón (Cutti et al., 2008; Parel et al., 2012). El presente estudio también proporciona información de las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica, cuya actividad muscular ha sido recientemente estudiada tanto en sujetos asintomáticos y sintomáticos (Shinozaki et al., 2014). A pesar de ello, no se estimó la contribución de las articulaciones esternoclavicular y



acromioclavicular, cuya importancia se ha afirmado anteriormente (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau, & Begon, 2015).

La principal debilidad del estudio es que se trata de un estudio transversal, y por lo tanto, no se puede establecer causa y efecto en los patrones cinemáticos. Además, este estudio se centró en las tareas analíticas, pero no analizó tareas funcionales que son comunes en otros estudios, como peinarse el pelo (mano-cabeza, hand-head) o el lavado posterior (mano a la espalda, hand-back). Por otro lado, contanto con una muestra con un mayor número de participantes y en el que también haya sujetos que presenten patología del hombro, se espera comparar nuestros resultados con los que indican que hay una diferencia en la movilidad del hombro entre sujetos sanos y aquellos con patología del hombro y aquellos artículos que informan sobre otros sistemas de análisis de movimiento de las extremidades superiores.

## **Conclusiones**

Este estudio apoya investigaciones anteriores que describen los sensores inerciales como un dispositivo útil para analizar la cinemática de los miembros superiores. Se identificaron patrones de movimiento que muestran la relación entre el húmero y la escápula en los movimientos de abducción y la flexión del complejo articular del hombro. Se necesitan futuros estudios con una muestra mayor y sujetos que con patología en el hombro para determinar las diferencias en la cinemática del hombro entre sujetos sanos y aquellos que sufren de patología del hombro.

## Bibliografía del Artículo I.

- Adhia, D. B., Bussey, M. D., Ribeiro, D. C., Tumilty, S., & Milosavljevic, S. (2013). Validity and reliability of palpation-digitization for non-invasive kinematic measurement - a systematic review. *Manual Therapy, 18*(1), 26–34. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.06.004>
- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons., 18*(6), 960–967. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.001>
- Browne, A. O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K. N., & Morrey, B. F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, 72*(5), 843–845.
- Castillo-Lozano, R., Cuesta-Vargas, A., & Gabel, C. P. (2013). Analysis of arm elevation muscle activity through different movement planes and speeds during in-water and dry-land exercise. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.04.010>
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., & Fantozzi, S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by means of automatic tracking. *Journal of Sports Sciences, 31*(3), 276–287. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.729134>
- Codman, E. A. (1934). *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*. Krieger.
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews, 15*(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing, 46*(2), 169–178. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0296-5>
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., & Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure

- the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 475–486. <http://doi.org/10.1007/s11517-009-0454-z>
- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(3), 238–245. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01875>
- Giphart, J. E., van der Meijden, O. A. J., & Millett, P. J. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 21(11), 1593–1600. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.023>
- Hurd, W. J., Morrow, M. M., & Kaufman, K. R. (2013). Tri-axial accelerometer analysis techniques for evaluating functional use of the extremities. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(4), 924–929. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.010>
- Jolles, B. M., Duc, C., Coley, B., Aminian, K., Pichonnaz, C., Bassin, J.-P., & Farron, A. (2011). Objective evaluation of shoulder function using body-fixed sensors: a new way to detect early treatment failures? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 20(7), 1074–1081. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.05.026>
- Kapandji, A. I., & Kapandji, I. A. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Miembro inferior*. Médica Panamericana.
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(6), 364–372. <http://doi.org/10.5435/JAAOS-20-06-364>
- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>

- Körver, R. J. P., Heyligers, I. C., Samijo, S. K., & Grimm, B. (2014). Inertia based functional scoring of the shoulder in clinical practice. *Physiological Measurement*, 35(2), 167–176. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/167>
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. <http://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr, & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(9), 1177–1183. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636–640. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015>
- Parel, I., Cutti, A. G., Kraszewski, A., Verni, G., Hillstrom, H., & Kontaxis, A. (2014). Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulo-humeral coordination. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 271–282. <http://doi.org/10.1007/s11517-013-1121-y>
- Park, J.-Y., Hwang, J.-T., Kim, K.-M., Makkar, D., Moon, S. G., & Han, K.-J. (2013). How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography-a new diagnostic modality. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 22(1). <http://doi.org/10.1016/j.jse.2012.10.046>
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2015). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(3), 249–258. <http://doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Poiraudau, S., Fayad, F., Pasqui, V., & Roby-Brami, A. (2014). A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.06.006>

- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., ... Fayad, F. (2012). Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: a comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of Biomechanics*, *45*(7), 1305–1311. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.027>
- Shinozaki, N., Sano, H., Omi, R., Kishimoto, K. N., Yamamoto, N., Tashiro, M., & Itoi, E. (2014). Differences in muscle activities during shoulder elevation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears: analysis by positron emission tomography. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, *23*(3), e61-67. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.009>
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.-P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(3), 352–358. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x>
- Tao, Y., Hu, H., & Zhou, H. (2007). Integration of Vision and Inertial Sensors for 3D Arm Motion Tracking in Home-based Rehabilitation. *The International Journal of Robotics Research*, *26*(6), 607–624. <http://doi.org/10.1177/0278364907079278>
- Terrier, A., Reist, A., Vogel, A., & Farron, A. (2007). Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *22*(6), 645–651. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015>
- Teyhen, D. S., Miller, J. M., Middag, T. R., & Kane, E. J. (2008). Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction. *Journal of Athletic Training*, *43*(4), 352–358. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.352>
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, *21*(4), 354–370.
- van den Noort, J. C., Wiertsema, S. H., Hekman, K. M. C., Schönhuth, C. P., Dekker, J., & Harlaar, J. (2014). Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *52*(11), 921–931. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1186-2>

- Weenk, D., van Beijnum, B.-J. F., Baten, C. T., Hermens, H. J., & Veltink, P. H. (2013). Automatic identification of inertial sensor placement on human body segments during walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10(1), 31. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-31>
- Williams, J. M., Haq, I., & Lee, R. Y. (2012). A novel approach to the clinical evaluation of differential kinematics of the lumbar spine. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.08.003>
- Wong, W. Y., & Wong, M. S. (2008). Trunk posture monitoring with inertial sensors. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 17(5), 743–753. <http://doi.org/10.1007/s00586-008-0586-0>
- Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <http://doi.org/10.1080/03093640600983949>
- Yamaguchi, K., Sher, J. S., Andersen, W. K., Garretson, R., Uribe, J. W., Hechtman, K., & Neviasser, R. J. (2000). Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(1), 6–11.
- Zhou, H., & Hu, H. (2010). Reducing Drifts in the Inertial Measurements of Wrist and Elbow Positions. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59(3), 575–585. <http://doi.org/10.1109/TIM.2009.2025065>
- Zhou, H., Hu, H., & Tao, Y. (2006). Inertial measurements of upper limb motion. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(6), 479–487. <http://doi.org/10.1007/s11517-006-0063-z>

## Artículo II

---

### ***Cambios relacionados con la edad en el análisis de la cinemática del hombro a través de sensores inerciales.***

*Age-related changes analyzing shoulder kinematics by means of inertial sensors.*

*Publicado en Clinical Biomechanics: 22 de Junio del 2015*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



## **Artículo II: Cambios relacionados con la edad en el análisis de la cinemática del hombro a través de sensores inerciales.**

### **Abstract**

Background: Shoulder kinematics alteration has been previously proven in subjects suffering from shoulder damage, which is also related to shoulder degenerative changes as consequence of aging. Because of that, it would be interesting to investigate age-related kinematics. The main objective was to analyse age-related differences in shoulder kinematics by means of inertial sensors in asymptomatic subjects during shoulder abduction and flexion. Methods: Twenty-five right arms were measured (11 from the young adult group and 14 from the older adult group). In the young group, age ranged between 20 and 34 years old, while in the older group age ranged between 45 and 72 years old. Angular mobility and linear acceleration from the scapula, humerus and sternum as well as mobility in the glenohumeral and scapulothoracic joints were calculated by three inertial sensors. Subjects performed shoulder abduction and flexion. Findings: Significant differences in mobility were found in humerus and scapula in mobility and acceleration during both tasks. Those differences varied depending on the plane analysed. A moderate negative correlation between age and humerus and scapula ranged from  $-0.624^{**}$  to  $-0.409^{*}$ . A positive correlation was found in some planes. Interpretation: The results from the present study suggest that humerus elevation and scapular protraction-retraction as well as medio-lateral rotation are more likely to present kinematic age-related differences, i.e. older: age is associated with less mobility and acceleration in some planes and axes. Results provide inertial tridimensional measures from shoulder complex comparing groups of different age. Findings also concur with previous research supporting age-related shoulder changes.

## Resumen.

**Introducción:** La alteración cinemática del hombro se ha demostrado previamente en sujetos que sufren de lesiones en un hombro, lo cual también está relacionado con los cambios degenerativos como consecuencia del envejecimiento. Debido a eso, sería interesante investigar la cinemática relacionada con la edad. El principal objetivo fue analizar las diferencias relacionadas con la edad en la cinemática del hombro por medio de sensores inerciales en sujetos asintomáticos durante la abducción y flexión del hombro. **Métodos:** Se midieron veinticinco brazos derechos (11 del grupo de adultos jóvenes y 14 del grupo de adultos mayores). En el grupo de jóvenes, la edad osciló entre 20 y 34 años de edad, mientras que en el grupo de mayor edad, ésta estuvo comprendida entre 45 y 72 años. La movilidad angular y la aceleración lineal de la escápula, húmero y el esternón, así como la movilidad en las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica se calcularon con tres sensores inerciales. Los sujetos realizaron la abducción y flexión del hombro. **Resultados:** Se encontraron diferencias significativas en la movilidad y la aceleración del húmero y la escápula durante ambas tareas. Esas diferencias variaron dependiendo del plano analizado. Una correlación negativa moderada entre la edad y el húmero y la escápula osciló entre  $-0,624^{**}$  y  $-0,409^{*}$ . Se encontró una correlación positiva en algunos planos. **Interpretación:** Los resultados del presente estudio sugieren que la elevación del húmero y la protracción-retracción escapular, así como la rotación medio-lateral escapular son más propensos a presentar diferencias cinemáticas relacionadas con la edad, es decir: una mayor edad se asocia con una menor movilidad y aceleración en algunos planos y ejes. Los resultados proporcionan medidas tridimensionales inerciales del complejo articular del hombro comparando grupos de diferentes edades. Los resultados también coinciden con investigaciones anteriores que apoyan cambios en el hombro relacionados con la edad.

## Introducción.

El hombro está expuesto a cambios fisiológicos degenerativos causados por el envejecimiento. Esto afecta a varias estructuras que están relacionadas con el movimiento del hombro, como los ligamentos glenohumerales, que tienen una función de estabilización. Al aumentar la edad, las articulaciones del hombro desarrollan signos de osteoartritis (Prescher, 2000). Además, se han encontrado cambios histopatológicos en el labrum glenoideo (Pfahler et al., 2003). La mayoría de la literatura se centra en los cambios degenerativos en el manguito de los rotadores, cuya pobre vascularización puede conducir a rupturas (Prescher, 2000). La patología del manguito rotador se asocia comúnmente con el envejecimiento y a menudo es asintomática (Hsu & Keener, 2015). La calcificación y proliferación fibrovascular en los tendones del manguito rotador, se pueden encontrar incluso en poblaciones de ancianos asintomáticos (Kumagai, Sarkar, & Uhthoff, 1994). De hecho, la rotura completa de estos tendones está presente en aproximadamente el 25% de las personas de sesenta años de edad y en el 50% de los individuos con ochenta años (Tashjian, 2012). Hace décadas, se demostró que la prevalencia del DMR aumentaba con la edad en los hombros asintomáticos (Tempelhof, Rupp, & Seil, 1999). Más recientemente, se ha encontrado un aumento de la probabilidad de esta patología en asociación con la edad avanzada (Moor et al., 2014). Debido a estos cambios, la capacidad funcional se ve afectada con el envejecimiento corporal: tanto la fuerza isométrica (Hughes, Johnson, O'Driscoll, & An, 1999) como la actividad en los hombros asintomáticos disminuyen con la edad (Hepper, Smith, Steger-May, & Brophy, 2013).

La cinemática de hombro ha sido evaluada por varios métodos, tales como la fluoroscopia biplana (Giphart et al., 2013; Giphart, van der Meijden, & Millett, 2012), Polhemus Fastrak (Namdari et al., 2012; Roren et al., 2012, 2014), los sistemas optoelectrónicos (Garofalo et al., 2009; Shaheen, Villa, Lee, Bull, & Alexander, 2013) y los sensores electromagnéticos (Braman, Engel, Laprade, & Ludewig, 2009; Paula M Ludewig et al., 2009). Varios estudios han destacado la importancia de la movilidad escapular en el desarrollo de la lesión en el hombro: McClure et al. (McClure, Michener, Sennett, & Karduna, 2001) analizó la elevación del brazo en el plano escapular en sujetos sanos con un sensor electromagnético unido al hueso. Los resultados sugieren que la inclinación posterior de la escápula es importante para

evitar que la cabeza humeral comprima los tendones del manguito rotador. Lukaseiwicz et al. (Lukasiewicz, McClure, Michener, Pratt, & Sennett, 1999) encontró mayor movilidad en la inclinación posterior escapular en sujetos que sufren de síndrome de compresión (impingement syndrome, IS) en comparación con sujetos sanos. Endo et al. (Endo, Ikata, Katoh, & Takeda, 2001) encontró diferencias en la inclinación posterior escapular y la rotación superior o lateral cuando se comparan hombros afectados por IS con su contralateral asintomático. Hebert et al. (Hébert, Moffet, McFadyen, & Dionne, 2002) encontró diferencias entre sujetos sanos y aquellos que sufren de IS en los movimientos de inclinación anterior de la escápula en distintas posiciones estáticas durante la abducción. En cuanto a las diferencias relacionadas con la edad, se comparó la cinemática del hombro entre niños y adultos debido a diferencias en la musculatura escapulotorácica y la osteología escapular. En 2005, se encontró diferencias en la cinemática escapular entre ambas poblaciones (Dayanidhi, Orlin, Kozin, Duff, & Karduna, 2005). Más recientemente, se encontraron diferencias en el ritmo escapulohumeral entre niños y adultos sanos (Habechian, Fornasari, Sacramento, & Camargo, 2014). Centrándose en distintos rangos etarios, las diferencias en la cinemática del hombro entre la población de edad avanzada y población general asintomática se estudió por primera vez en las actividades de la vida diaria a través del dispositivo MotionMonitor en 2011 (Rundquist, Bratton, Fasano, Grant, & Mattioda, n.d.). Muy recientemente, un estudio ha analizado las diferencias cinemáticas entre poblaciones asintomáticas joven y anciana usando un sistema de captura de movimiento 3D electromagnético en tareas funcionales y analíticas (Sarkar, 2014). Además, en 2014, Cutti et al. probó un sistema de clasificación usando un análisis de validación cruzada para analizar la coordinación escapulohumeral en tres grupos basados en la edad a través de sensores inerciales y magnéticos (A. G. Cutti et al., 2014). Estos dispositivos han demostrado ser un método preciso y fiable para evaluar la movilidad humana (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). Más concretamente, un protocolo para el análisis de los movimientos de la extremidad superior ha sido validado (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009), y se ha determinado su fiabilidad intra e inter-operador (Andrea Giovanni Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008).

Hay evidencia de alteraciones cinemáticas escapulares asociadas a patologías de hombro (Paula M. Ludewig & Reynolds, 2009), las cuales también están relacionadas con cambios degenerativos del hombro a consecuencia del envejecimiento (Moor et al., 2014; Tashjian, 2012; Tempelhof et al., 1999). Por lo tanto, existe la necesidad de centrarse en las diferencias cinemáticas del hombro relacionadas con la edad, reforzando investigaciones anteriores y aportando nuevos datos descriptivos que permitan contrastar la información relativa a los cambios relacionados con la edad en los hombros. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue analizar las diferencias en la escápula, húmero y el esternón, así como las articulaciones escapulotorácica y las glenohumeral, en términos de movilidad angular y aceleración lineal entre adultos asintomáticos jóvenes y mayores usando tres sensores inerciales durante la abducción y la flexión del hombro. La hipótesis de este estudio es que se encontrarán diferencias en la movilidad y la aceleración entre ambos grupos.

## **Métodos.**

### **Descripción de los participantes.**

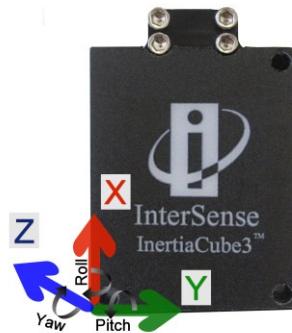
Este estudio transversal reclutó a jóvenes y adultos mayores sin dolor en el hombro. La aprobación ética para el estudio fue concedida por el Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga. El estudio cumplió con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki. Los sujetos cumplieron todos los criterios de inclusión y exclusión, y dieron su consentimiento informado para la participación en el estudio.

Los adultos jóvenes se incluyeron si tenían edades comprendidas entre los 18 y 35 años de edad y los adultos mayores se incluyeron si eran mayores de 40. En ambos grupos, los sujetos tenían que tener un índice de masa corporal (IMC) entre 18,5 y 35 y no debían presentar ningún antecedente de lesión en el hombro o dolor. Los sujetos fueron excluidos si se negaban a participar en el estudio o si presentaban algún síntoma en el hombro.

El grupo de adultos jóvenes estaba formado por 11 sujetos (hombres: mujeres = 3: 8), todos diestros. El grupo de adultos mayores estaba formado por 14 sujetos (hombres: mujeres = 5: 9), todos ellos diestros. Se midieron veinticinco brazos derechos.

## Aparatos

Las mediciones inerciales se obtuvieron con tres sensores inerciales (InertiaCube3™, Intersense Inc., Billerica, MA, EE.UU.). Cada sensor pesa 17 g y mide 26,2 mm x 39,2 mm x 14,8 mm. Cada sensor contiene un sistema de seguimiento de orientación inercial de 3 grados de libertad (DOF): yaw, pitch y roll (Ángulos de Euler RPY), con una precisión de 1° para yaw y 0,25° para pitch y roll, según el fabricante (InterSense, LLC, n.d.). La movilidad angular (grados, °) se midió para los ángulos yaw, pitch y roll, los cuales giran en torno a los ejes Z, Y y X respectivamente. La aceleración lineal (metros/segundos<sup>2</sup> m/s<sup>2</sup>) se midió para cada uno de los ejes anatómicos (Fig. 26). El software InertiaCube3™, Intersense Server, usa el filtro de Kalman, que estima y corrige desvíos y errores basados en datos del magnetómetro y ayuda a mantener la estabilidad y la precisión.



**Figura 26.** Representación de los ángulos de Euler en un sensor inercial InertiaCube3™.

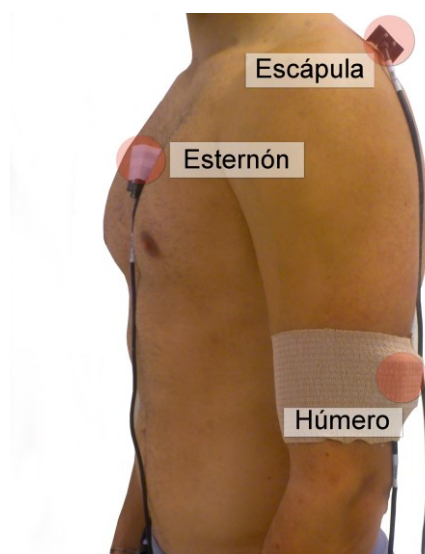
Antes de su colocación, los sensores inerciales fueron reiniciados a 0 con el software Intersense Server. Además, se limpiaron las superficies corporales con alcohol para una mejor adherencia. Los sensores fueron colocados en el hemicuerpo derecho de cada sujeto, situados en: el tercio medio del húmero, ligeramente posterior con el eje Z apuntando en sentido opuesto al cuerpo; la mitad superior de la espina de la escápula con el eje X alineado con el borde craneal de ésta; y la parte plana del esternón con el eje Z apuntando en sentido opuesto al cuerpo (Fig. 27). Esta colocación fue descrita en el protocolo establecido por Cutti et al. (Andrea Giovanni Cutti et al., 2008).

Debido a su posicionamiento, los ángulos en cada uno de los sensores corresponden a diferentes ejes y planos de movimiento anatómico, que se muestran en la Tabla 12.

**Tabla 12.** Equivalencia de los ángulos y ejes con el movimiento que representan.

Superficie de colocación	HÚMERO	ESCÁPULA	ESTERNON
Segmento anatómico representado	Húmero	Escápula	Tórax
Ángulo (eje)			
Roll (X)	IN-EX	AN-PO	Rotación axial
Pitch (Y)	AB-AD	PR-RE	Flexión y extensión
Yaw (Z)	FL-EX	ME-LA	Rotación lateral

Abreviaciones: AB-AD, abducción-adducción; AN-PO, inclinación anterior-posterior; FL-EX, flexión-extensión; IN-EX, rotación axial; ME-LA, rotación medio-lateral; PR-RE, protracción-retracción.



**Figura 27.** Ilustración de la colocación del sensor inercial en el hemicuerpo derecho de un sujeto.

## Procedimiento.

Los sujetos participaron en el estudio en el Laboratorio de Movimiento Humano, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga. Las tareas se explicaron claramente. El principio y el final de la tarea fue señalada oralmente a todos los participantes por el investigador. Se les indicó que realizaran los movimientos hasta la posición más alta que pudieran llegar a la

velocidad que prefirieran. Se colocaron de bipedestación en posición neutra para realizar la abducción del hombro (ABD) en el plano coronal y la flexión del hombro (FLEX) en el plano sagital. Se les dijo que llevaran a cabo ambas tareas con el codo extendido, la muñeca en posición neutra, y la palma de la mano hacia la línea media al inicio y al final del movimiento. Se realizaron dos series de ocho repeticiones de ambas tareas, con un descanso de unos tres minutos entre cada serie.

Para el cálculo de la movilidad angular (grados,°), se utilizó el punto más alto alcanzado por el sensor colocado en el húmero en la segunda repetición de la segunda serie de ambas tareas como el punto de corte al que se le restó los ángulos correspondientes obtenidos en el punto más bajo alcanzado por cada sensor.

Cuando se obtuvo la movilidad angular de cada sensor, esta misma variable se calculó en dos articulaciones distintas, representando el movimiento entre dos segmentos del cuerpo: glenohumeral, definida como el húmero con respecto a la escápula y escapulotorácica, definida como la escápula respecto al esternón, de acuerdo a las recomendaciones de la ISB (Wu et al., 2005). La movilidad angular articular se calculó utilizando el principal ángulo de movimiento de cada segmento corporal. En la articulación glenohumeral, los principales movimientos eran AB-AD humeral y la ME-LA escapular para ambas tareas. En el caso de la articulación escapulotorácica, los movimientos eran ME-LA escapular y rotación lateral del esternón para la tarea ABD, y AN-PO escapular y flexión-extensión del esternón para la tarea FLEX.

Se utilizó SPSS v22.0 para todos los cálculos estadísticos. La estadística descriptiva (media, desviación estándar, mínimo y máximo) se calcularon para la edad, la altura, el peso y el IMC. Se utilizaron los procedimientos estándar para calcular las medias y desviaciones típicas (SDs). La prueba de Kolmogorov-Smirnov mostró una distribución normal de los datos ( $p > 0,05$ ). Medias e intervalos de confianza del 95% se calcularon para el pico de la movilidad angular y la aceleración lineal. Las diferencias en estas variables entre los dos grupos se compararon con la prueba ANOVA de un solo factor (F, P). La correlación entre las variables de edad y cinemáticas se calculó con la correlación de Pearson (r) y el valor p.

## Resultados.

Las variables descriptivas y antropométricas se muestran en la Tabla 13.



**Tabla 13.** Variables descriptivas y antropométricas del grupo de adultos jóvenes y mayores.

	MEDIA $\pm$ SD		Min-Max	
	Joven (n=11)	Mayor (n=14)	Joven (n=11)	Mayor(n=14)
Edad (años)	24,7 $\pm$ 4,2	55,7 $\pm$ 9,4	20-34	45-72
Peso (Kg)	67,5 $\pm$ 11,7	73,46 $\pm$ 13,47	48-87	54-100
Estatura (m)	1,72 $\pm$ 0,91	1,65 $\pm$ 0,09	1,56-1,84	1,55-1,86
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	22,6 $\pm$ 2,2	26,7 $\pm$ 3,81	19,7-27,4	20-33,9

En cuanto a la movilidad angular en las articulaciones, el valor más alto se encontró en la articulación glenohumeral en el grupo joven durante ABD (141,5°), seguido de FLEX en el mismo grupo (138,2°). En la articulación escapulotorácica, los valores fueron negativos durante ABD en ambos grupos y más alto en el grupo mayor durante FLEX. Sin embargo, no hubo diferencias significativas entre los grupos para ambas articulaciones (véase la Tabla 14).

**Tabla 14:** Media (IC 95%) de la movilidad angular (°) en cada articulación durante ABD y FLEX.

Tarea	Glenohumeral		Escapulotorácica			
	Joven	Mayor	ANOVA (F, P)	Joven	Mayor	ANOVA (F, P)
<b>ABD</b>	141,5 (135,1-147,8)	133,3 (124,6-142,1)	2,958; 0,102ns	-5,9 (-12,3-0,4)	-8,7 (-17,1-0,4)	0,380; 0,545ns
<b>FLEX</b>	138,2 (128,8-147,6)	137,6 (128,9-147,6)	0,010; 0,922ns	4,5 (0,8-8,2)	9,3(4,1-14,6)	2,930; 0,103ns

ns= no significativo.

En cuanto al húmero, durante ABD, el valor más alto de movilidad se encontró en AB-AD (151,7° y 128,6°), seguido de FLE-EX e IN-EX, respectivamente. El grupo joven mostró valores más altos en los picos de movilidad y aceleración, excepto en el eje X. Todas estas diferencias fueron significativas a excepción de la movilidad en IN-EX. Durante FLEX, el grupo de jóvenes mostraron valores más altos de la movilidad en FL-EX y AB-AD, mientras que el grupo de mayor edad tenía valores más altos para IN-EX. En cuanto a la aceleración, los

valores fueron mayores para el grupo de jóvenes en todos los ejes. Las diferencias fueron significativas en AB-AD, así como en los ejes X y Z (tabla 15).

**Tabla 15** Media (IC 95%) de la movilidad angular (°) y la aceleración (m/s<sup>2</sup>) en el húmero durante ABD y FLEX.

Tarea	Movimiento	Movilidad Angular			Ejes	Aceleración lineal		
		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)
ABD	FL-EX	108 (82,5-133,5)	54,5 (31,1-77,8)	11,612; 0,003**	Z	9,1 (8,1-10,2)	6,4 (4,4-8,3)	6,619; 0,017*
	AB-AD	151,7 (145,2-158,2)	128,6 (108,1-149)	4,783; 0,040*	Y	19,4 (18,9-20)	17,8 (16,7-19)	6,950; 0,015*
	IN-EX	85,6 (60,7-110,5)	37 (34,1-96,8)	1,155; 0,294ns	X	8,6 (7,4-9,7)	10,9 (9,1-12,6)	5,208; 0,033*
FLEX	FL-EX	87,8 (56,8-118,8)	58,9 (37,3-80,5)	2,995; 0,098ns	Z	7 (5,7-8,2)	4,6 (3,6-5,6)	11,006; 0,003* *
	AB-AD	157,2 (148,9-165,8)	142,7 (134,6-150,8)	7,545; 0,012*	Y	19,5 (18,9-20)	18,1 (16,6-19,5)	3,319; 0,082ns
	IN-EX	85,4 (52,9-118)	86,4 (45,4-127,4)	0,002; 0,969ns	X	8,7 (6,9-10,6)	11,2 (9,4-12,9)	4,308; 0,050*

ns= no significativo

\* = p < 0,05

\*\* = p < 0,01

Con respecto a la escápula, durante ABD, el grupo joven mostró una mayor movilidad ME-LA (10,1°) y PR-RE (42,1°), mientras que AN-PO fue mayor en el grupo de mayor edad (15,6°). Esas diferencias sólo fueron significativas en PR-RE. Durante FLEX, la movilidad también fue mayor en el grupo de jóvenes en ME-LA (19°) y PR-RE (44°), con diferencias significativas. AN-PO fue más bajo que en el grupo de mayor edad, aunque las diferencias no eran significativas en este movimiento. En cuanto a la aceleración, las diferencias sólo fueron significativas en Y. Este eje fue el que tuvo mayores valores de aceleración (véase la tabla 16).

**Tabla 16:** Media (IC 95%) de la movilidad angular (°) y la aceleración (m/s<sup>2</sup>) en la escápula durante ABD y FLEX.

Tarea	Mvto	Movilidad angular			Ejes	Aceleración lineal		
		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)
ABD	ME-LA	10,1 (6,14-14,2)	5,73 (2,52-8,95)	3,631; 0,072ns	Z	2,9 (2,1-3,7)	2,7 (2,1-3,4)	0,082; 0,777 ns
	PR-RE	42,1 (36,3-47,9)	33,8 (27,5-40,1)	4,788; 0,041*	Y	7,8 (6,7-8,8)	6 (4,8-7,1)	6,566; 0,019*
	AN-PO	10,7 (5,6-15,8)	15,6 (11,2-19,9)	2,612; 0,123ns	X	3,7 (2,5-4,8)	4 (2,2-5,7)	0,094; 0,762 ns
FLEX	ME-LA	19 (9,3-28,6)	5,4 (3,5-7,4)	11,048; 0,003**	Z	3,7 (2,8-4,6)	3,7 (3,1-4,3)	0,000; 0,993 ns
	PR-RE	44 (39,2-48,8)	29 (25-33,1)	28,074; 0,000**	Y	7,9 (7-8,8)	5,4 (4,7-6,1)	23,596; 0,000**
	AN-PO	17,8 (8,9-26,7)	23,2 (18,7-27,7)	1,586; 0,221ns	X	3,1 (2,2-4,1)	4,1 (2,8-5,4)	1,644; 0,213 ns

ns= no significativo

\* = p < 0,05

\*\* = p < 0,01

En cuanto el esternón, la movilidad fue mayor en la rotación lateral y rotación axial, dependiendo del rango en función de la tarea analizada. En todos los casos, la movilidad fue mayor en el grupo de jóvenes. En cuanto a la aceleración, los valores también varían dependiendo de la tarea realizada, y fue mayor en el grupo de adultos durante FLEX. Sin embargo, ambas variables en todos los ángulos y ejes no mostraron diferencias significativas (tabla 17).

**Tabla 17:** Media (IC 95%) de la movilidad angular (°) y la aceleración (m/s<sup>2</sup>) en el esternón durante ABD y FLEX.

ns= no significativo

\* = p < 0,05

\*\* = p < 0,01

Tarea	Mvto	Movilidad angular			Ejes	Aceleración lineal		
		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)		Joven	Mayor	ANOVA (F, P)
<b>ABD</b>	Rotación lateral	16,2 (11,2-21,1)	14,6 (11,3-17,91)	0,185; 0,671ns	Z	1,7 (-0,4-3,5)	1,7 (0,6-2,7)	0,005; 9,994 ns
	Flexión y extensión	5,4 (2,2-8,7)	4,4 (2,4-6,5)	0,350; 0,560ns	Y	2,8 (-0,9-6,5)	1,8 (0,5-3,1)	0,338; 0,556 ns
	Rotación axial	16,1 (11,5-20,7)	14,8 (10-19,6)	0,377; 0,456ns	X	2 (1,6-2,4)	2 (1,6-2,4)	0,006; 0,941 ns
<b>FLEX</b>	Rotación lateral	26,7 (-3,7-57,3)	12,7 (8-17,4)	1,291; 0,267 ns	Z	1,3 (0,9-1,6)	1,6 (0,8-2,4)	0,534; 0,473 ns
	Flexión y extensión	6,1 (3,6-8,6)	5,3 (3,4,7,2)	0,381; 0,543 ns	Y	1,2 (0,9-1,6)	1,6 (0,9-2,4)	0,908; 0,351 ns
	Rotación axial	13,6 (6,6-20,6)	12,2 (8,5-16)	0,157; 0,695 ns	X	1,9 (1,6-2,2)	2 (1,5-2,4)	0,068; 0,797 ns

Los resultados de la correlación de Pearson se presentan en la Tabla 18. Se encontraron correlaciones moderadas entre la edad y la movilidad húmero en FL-EX ( $r=-0,409$ ) durante ABD y en AB-AD ( $r=-0,535$ ) durante FLEX. En la movilidad de la escápula, sólo se encontraron correlaciones moderadas significativas durante FLEX en ME-LA ( $r=-0,426$ ) y PR-RE ( $r=-0,560$ ). La edad también se correlacionó negativamente con la aceleración de húmero en ABD y FLEX. Las correlaciones fueron significativas, excepto en AB-AD durante FLEX. En la escápula, se encontraron correlaciones positivas en el los ejes Z y X en ambos movimientos, aunque no fue significativo. Se encontraron correlaciones moderadas en Y durante ABD ( $r=-0,492$ ) y

FLEX ( $r=0,624$ ). Esos resultados indican que los sujetos de mayor edad tienen menos movilidad y una aceleración inferior del húmero y la escápula.

**Tabla 18:** Correlaciones de Pearson ( $r$ ) entre la edad y las variables cinemáticas en húmero y escápula durante ABD and FLEX.

Tareas	Húmero				Escápula			
	Mvto.	Movilidad	Ejes	Acel.	Mvto.	Movilidad	Ejes	Acel.
<b>ABD</b>	FL-EX	-,409*	Z	-,466*	ME-LA	-,321	Z	-,016
	AB-AD	-,315	Y	-,438*	PR-RE	-,284	Y	-,492*
	IN-EX	-,140	X	,468*	AN-PO	,277	X	,089
<b>FLEX</b>	FL-EX	,185	Z	-,485*	ME-LA	-,426*	Z	-,005
	AB-AD	-,535**	Y	-,321	PR-RE	-,560**	Y	-,624**
	IN-EX	-,189	X	,460*	AN-PO	,199	X	,272

\* =  $p < 0.05$

\*\* =  $p < 0,01$ .

## Discusión.

En este estudio se analizó tanto la movilidad la movilidad angular como la aceleración lineal del hombro, describiendo las diferencias en las variables cinemáticas entre los adultos jóvenes y mayores asintomáticos mediante el uso de sensores inerciales. Por lo tanto, los resultados proporcionan medidas tridimensionales inerciales de húmero, escápula y el esternón, así como las articulaciones escapulohumeral y glenohumeral, comparando la cinemática del complejo articular del hombro entre grupos de diferente edad.

La cinemática del hombro se ha relacionado previamente con el envejecimiento (Rundquist et al., n.d.; Sarkar, 2014) y también se ha medido utilizando dispositivos sensores inerciales (A. G. Cutti et al., 2014). Sin embargo, este estudio proporciona, además de información sobre la movilidad, datos sobre la aceleración, y ambos parámetros se correlacionan con la edad, lo que permite que se obtengan nuevos datos cuando se comparan diferentes grupos etarios.

Los principales resultados de este estudio sugieren que la elevación del húmero (AB-AD o FL-EX) y que PR-RE y ME-LA escapular son los movimientos de las extremidades superiores con

más posibilidades de presentar diferencias entre los sujetos jóvenes y mayores: por un lado, se encontraron diferencias altamente significativas en la movilidad para ambas tareas, y estaban moderadamente y negativamente asociadas con el movimiento dependiendo de la tarea realizada. Es decir, los sujetos presentaron menos movilidad humeral y escapular conforme aumentaba la edad. El hecho de obtener diferencias centrándose en distintos planos de movimiento destaca la importancia de considerar el componente 3D del movimiento anatómico porque el plano de movimiento del hombro oscila a lo largo de la acción (Finley, Jelinek, & Misamore, 2015), y el movimiento 3D es fácil de medir utilizando sensores inerciales.

Este estudio está en línea con aquellos que sugieren diferencias relacionadas con la edad en la cinemática del hombro. Rundquist et al. (Rundquist et al., n.d.) encontró menos movimiento en el complejo articular del hombro en adultos mayores que en los adultos más jóvenes durante varias actividades de la vida diaria mediante el uso de MotionMonitor. Sarkar et al. (Sarkar, 2014) comparó la cinemática del hombro entre la población asintomática de jóvenes y los ancianos utilizando un sistema de captura de movimiento 3D electromagnético. Se encontraron diferencias cinemáticas en la movilidad escapular y la articulación humertorácica tanto en tareas analíticas como funcionales. Cuando el rango de movimiento del hombro en FLEX y ABD se midió goniométricamente, se encontraron 165° y 175° para la abducción, y 161° y 169° para la flexión en los grupos de ancianos y jóvenes, respectivamente. En nuestro estudio, el grupo de mayor edad también mostró menos movimiento que el más joven: la articulación glenohumeral mostró 133,3° y 141,5° para ABD, y 137,6° y 138,2° para FLEX, respectivamente, aunque las diferencias no fueron significativas. En el presente estudio, el grupo de mayor edad también mostró menor elevación del húmero en ambas tareas a pesar de tener una edad media menor (media = 55,7, SD= 9,4 años) que en el grupo de ancianos del estudio mencionado (media= 70,88, SD=0,77 años) (Sarkar, 2014). El hecho de presentar menor movilidad a pesar de ser más jóvenes puede ser debido a que los sensores inerciales permiten evaluar diferentes articulaciones por separado en el caso de la articulación glenohumeral, en la que se eliminó el componente de la escápula, lo cual no se puede hacer con goniometría clásica. Los resultados del sistema de captura de movimiento electromagnético y MotionMonitor no

pueden compararse directamente con los resultados del presente estudio debido a que los sujetos realizaron diferentes tareas. De lo contrario, las diferencias en los datos cinemáticos concuerdan con estudios anteriores que han encontrado cambios degenerativos en el hombro relacionados con el envejecimiento (Moor et al., 2014; Tashjian, 2012; Tempelhof et al., 1999).

Con respecto al movimiento escapular, estudios anteriores han establecido que aumenta en los sujetos sintomáticos como resultado de la mayor actividad de los músculos paraescapulares. Esto ocurre para compensar una menor actividad del deltoides, que causa menos movimiento en la articulación glenohumeral, que está a su vez relacionada con el dolor (Shinozaki et al., 2014). También se ha encontrado una reducción en la actividad serrato anterior y un aumento en la actividad de trapecio inferior en la comparación con los sujetos que sufren de síntomas de pinzamiento del hombro, así como sujetos asintomáticos (P. M. Ludewig & Cook, 2000). Aunque el presente estudio no se centró en la actividad muscular, las diferencias significativas de la escápula podrían estar relacionadas con una alteración en la actividad muscular paraescapular, como lo sugiere la investigación previa en patologías de hombro (Paula M. Ludewig & Reynolds, 2009). La posición y la orientación escapular se estudiaron mediante un digitalizador 3D electromecánico en sujetos que sufren de IS, los cuales mostraron menor inclinación posterior ( $25,1^\circ \pm 9,1^\circ$ ) que los sujetos sanos (Lukasiewicz et al., 1999); esto es un potencial discriminador entre sujetos asintomáticos y pacientes. La importancia de la inclinación posterior también se demuestra a través de clavos óseos en sujetos sanos, sugiriendo que puede permitir la distancia entre la cabeza humeral y los tendones del manguito rotador bajo la cara anterior del acromion durante la elevación (McClure et al., 2001). En cambio, en el presente estudio, no hubo diferencias significativas en AN-PO en ambas tareas, aunque los resultados de otros estudios son durante el movimiento de scaption en lugar de ABD y FLEX. Un estudio anterior que empleó radiografías para analizar rotaciones escapulares encontró que PR-RE escapular fue la rotación alterada que mostró diferencias más aparentes en el hombro contralateral (Endo et al., 2001). Estos resultados concuerdan con los de este estudio, en los que PR-RE mostró diferencias significativas en ABD ( $p = 0,041$ ) y FLEX ( $p = 0,000$ ). Además de las diferencias en la AN-PO y PR-RE encontradas previamente en pacientes con IS, un estudio que comparó el

movimiento escapular entre adultos y niños encontraron diferencias en ME-LA durante la elevación en scaption (Habechian et al., 2014). En nuestro estudio, las diferencias en ME-LA sólo se encontraron en FLEX. Otro estudio llevado a cabo en pacientes con IS encontró que los principales contribuyentes al movimiento total escapular fueron la inclinación anterior (48,2% -51,3%) durante FLEX, y la rotación externa (40,3%-42,4%) durante ABD, con mayor movilidad en ABD que en FLEX (Hébert et al., 2002). Esto está en contraste con los resultados de nuestro estudio, en el que el valor más alto de movilidad durante ambas tareas fue PR-RE escapular. Además, la obtención de los valores más altos durante ABD o FLEX depende del plano de movimiento analizado.

A pesar de las diferencias o coincidencias encontradas debido a la metodología utilizada en cada estudio, el uso de sensores inerciales permite obtener y comparar el movimiento de la escápula en diferentes planos, especialmente PR-RE y AN-PO escapular, que son menos evidentes visualmente para el clínico mediante inspección visual y más difícil de cuantificar. Además, estos dispositivos proporcionan datos de aceleración, que también han resultado estar correlacionados con la edad en algunos planos.

Por último, hay varias limitaciones en este estudio. Se centró en la influencia del húmero, escápula y el esternón en la cinemática de las extremidades superiores. Sin embargo, otros segmentos del cuerpo, como las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular, cuya contribución al movimiento del hombro es muy importante, no se incluyeron (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau, & Begon, 2013). Además, se centró en el movimiento analítico, mientras que estudios similares se centraron en tareas funcionales, por lo que los resultados no son comparables. En consecuencia, sería interesante estudiar la cinemática del hombro mientras que los participantes realizan las mismas tareas que los de la literatura anterior. Por otra parte, si el estudio hubiera tenido pruebas de imagen específicas, los datos cinemáticos podrían haber sido comparado con lesiones de hombro relacionadas con la edad. Estas limitaciones deben ser abordadas en futuras investigaciones.

## **Conclusiones.**

Este estudio compara las diferencias en la cinemática del hombro entre adultos jóvenes y mayores asintomáticos mediante el uso de sensores inerciales, lo que confirma las



diferencias cinemáticas en la escápula y húmero entre los adultos jóvenes y mayores asintomáticos durante la abducción y flexión del hombro. Además, se mostró que los sujetos presentan una menor movilidad y aceleración cuando aumenta su edad. Los resultados de este estudio concuerdan con investigaciones anteriores que sugieren cambios relacionados con la edad en el complejo de la articulación del hombro. Los valores cinemáticos deben tenerse en cuenta en la práctica clínica al tratar con pacientes de diferentes edades.

## Bibliografía del Artículo II.

- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 18(6), 960–967. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.001>
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169–178. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0296-5>
- Cutti, A. G., Parel, I., Raggi, M., Petracci, E., Pellegrini, A., Accardo, A. P., ... Porcellini, G. (2014). Prediction bands and intervals for the scapulo-humeral coordination based on the Bootstrap and two Gaussian methods. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1035–1044. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.028>
- Dayanidhi, S., Orlin, M., Kozin, S., Duff, S., & Karduna, A. (2005). Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(6), 600–606. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.002>
- Endo, K., Ikata, T., Katoh, S., & Takeda, Y. (2001). Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 6(1), 3–10.
- Finley, M., Jelinek, J. A., & Misamore, G. (2015). Three-dimensional analysis versus goniometric measurement of total active elevation in normal subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2015.02.005>
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., & Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings.

*Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 475–486.  
<http://doi.org/10.1007/s11517-009-0454-z>

- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(3), 238–245. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01875>
- Giphart, J. E., van der Meijden, O. A. J., & Millett, P. J. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(11), 1593–1600. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.023>
- Habechian, F. A. P., Fornasari, G. G., Sacramento, L. S., & Camargo, P. R. (2014). Differences in scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during elevation and lowering of the arm between typical children and healthy adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(1), 78–83. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.10.013>
- Hébert, L. J., Moffet, H., McFadyen, B. J., & Dionne, C. E. (2002). Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), 60–69.
- Hepper, C. T., Smith, M. V., Steger-May, K., & Brophy, R. H. (2013). Normative data of shoulder activity level by age and sex. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(5), 1146–1151. <http://doi.org/10.1177/0363546513480613>
- Hsu, J., & Keener, J. D. (2015). Natural History of Rotator Cuff Disease and Implications on Management. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 25(1), 2–9. <http://doi.org/10.1053/j.oto.2014.11.006>
- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W., & An, K.-N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 651–7.
- InterSense, LLC. (n.d.). *Product Manual for use with InertiaCube3 and the InertiaCube Processor*.

- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
- Kumagai, J., Sarkar, K., & Uthoff, H. K. (1994). The collagen types in the attachment zone of rotator cuff tendons in the elderly: an immunohistochemical study. *The Journal of Rheumatology*, 21(11), 2096–2100.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276–291.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. <http://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. <http://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>
- Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(10), 574-583-586. <http://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.10.574>
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., & Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 10(3), 269–277. <http://doi.org/10.1067/mse.2001.112954>
- Moor, B. K., Röthlisberger, M., Müller, D. A., Zumstein, M. A., Bouaicha, S., Ehlinger, M., & Gerber, C. (2014). Age, trauma and the critical shoulder angle accurately predict supraspinatus tendon tears. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 100(5), 489–494. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.03.022>
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr, & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living.

- Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(9), 1177–1183. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>
- Pfahler, M., Haraida, S., Schulz, C., Anetzberger, H., Refior, H. J., Bauer, G. S., & Bigliani, L. U. (2003). Age-related changes of the glenoid labrum in normal shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 12(1), 40–52. <http://doi.org/10.1067/mse.2003.3>
- Prescher, A. (2000). Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *European Journal of Radiology*, 35(2), 88–102.
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2013). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <http://doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Poiraudau, S., Fayad, F., Pasqui, V., & Roby-Brami, A. (2014). A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.06.006>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., ... Fayad, F. (2012). Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: a comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of Biomechanics*, 45(7), 1305–1311. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.027>
- Rundquist, P. J., Bratton, J., Fasano, E., Grant, A., & Mattioda, M. (n.d.). A comparison of 3-D shoulder kinematics to perform ADLs between older and younger adults. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 29(4), 300–310. <http://doi.org/http://0-dx.doi.org.jabega.uma.es/10.3109/02703181.2011.635409>
- Sarkar, S. (2014). *Comparison of 3D Shoulder Kinematics, Thoracic Posture and Shoulder Strength between Asymptomatic Elderly and Young Population* (Ph.D.). Ann Arbor, United States. Retrieved from <http://0-search.proquest.com.jabega.uma.es/docview/1625678130/abstract/5D64CB94E2C04BD8PQ/16?accountid=14568>
- Shaheen, A. F., Villa, C., Lee, Y.-N., Bull, A. M. J., & Alexander, C. M. (2013). Scapular taping alters kinematics in asymptomatic subjects. *Journal of Electromyography and*

*Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(2), 326–333. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.005>

- Shinozaki, N., Sano, H., Omi, R., Kishimoto, K. N., Yamamoto, N., Tashiro, M., & Itoi, E. (2014). Differences in muscle activities during shoulder elevation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears: analysis by positron emission tomography. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 23(3), e61-67. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.009>
- Tashjian, R. Z. (2012). Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clinics in Sports Medicine*, 31(4), 589–604. <http://doi.org/10.1016/j.csm.2012.07.001>
- Tempelhof, S., Rupp, S., & Seil, R. (1999). Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 8(4), 296–299.
- Wu, G et al (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>

## Artículo III

---

### **Diferencias en la cinemática tridimensional del hombro entre sujetos asintomáticos y sujetos que sufren desgarro del manguito rotador: un estudio transversal.**

*Differences in Tridimensional Shoulder Kinematics Between Asymptomatic Subjects and Subjects Suffering From Rotator Cuff Tears: a Cross-Sectional Study.*

*Bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación en revista científica.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



## **Artículo III: Diferencias en la cinemática tridimensional del hombro entre sujetos asintomáticos y sujetos que sufren desgarro del manguito rotador: un estudio transversal**

### **Abstract.**

*Background:* The existence of kinematic disturbance in subjects suffering from shoulder injuries has been defended for decades. Shoulder biomechanics has been studied using different devices in the past, and now analysis tends to focus on three-dimensional variables, which can usefully be measured using inertial sensors. The purpose of this study was to analyse the inertial properties of three-dimensional shoulders by measuring angular mobility, angular velocity, and linear acceleration along three axes in order to find kinematic differences between normal and subjects suffering from Rotator Cuff Tears.

*Methods:* Patients and asymptomatic adults were recruited. Data were obtained from three inertial sensors placed on the humerus, scapula and sternum. Kinematic data from glenohumeral and scapulothoracic joints were also calculated. Participants performed shoulder abduction and flexion.

*Findings:* Peaks of movement from humerus, scapula and sternum were higher in asymptomatic group. Differences were significant depending on the axe analysed. Glenohumeral joint showed differences in abduction ( $P = .001$ ) and flexion ( $P = .000$ ), while differences in scapulothoracic joint were only significant during flexion ( $P = .001$ ). Asymptomatic group showed higher velocity values in all sensors for both movements, being differences significant ( $P > .007$ ). Acceleration differences were found in scapula in abduction ( $P = .001$ ) and flexion ( $P = .014$ ), as well as in sternum only during shoulder abduction ( $P = .022$ ).

*Interpretation:* Inertial sensors were successfully used to analyse kinematic parameters, providing differences in mobility, velocity and acceleration.

## Resumen.

**Antecedentes:** La existencia de alteración cinemática en sujetos que sufren de lesiones en el hombro ha sido defendida por décadas. La biomecánica del hombro se ha estudiado en el pasado usando diferentes dispositivos, y ahora el análisis tiende a centrarse en las variables tridimensionales, que se pueden medir de manera útil mediante sensores inerciales. El propósito de este estudio fue analizar las propiedades inerciales tridimensionales del hombro mediante la medición de la movilidad angular, la velocidad angular y la aceleración lineal a lo largo de tres ejes con el fin de encontrar diferencias cinemáticas entre sujetos normales y aquellos que sufren desgarros del manguito rotador.

**Métodos:** Se reclutaron pacientes y adultos asintomáticos. Los datos se obtuvieron a partir de tres sensores inerciales colocados en el húmero, escápula y el esternón. También se calcularon los datos cinemáticos de las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica. Los participantes realizaron la abducción y flexión del hombro.

**Hallazgos:** Los picos de movimiento de húmero, escápula y el esternón fueron mayores en el grupo asintomático. Las diferencias fueron significativas en función del eje analizado. La articulación glenohumeral mostró diferencias en la abducción ( $P = 0,001$ ) y la flexión ( $p = 0,000$ ), mientras que las diferencias en la articulación escapulotorácica sólo fueron significativas durante la flexión ( $P=0,001$ ). El grupo asintomático mostró valores de velocidad más altos en todos los sensores para ambos movimientos, siendo las diferencias significativas ( $P>0,007$ ). Se encontraron diferencias de aceleración en la escápula en abducción ( $P =0,001$ ) y flexión ( $P =0,014$ ), así como en el esternón sólo durante la abducción del hombro ( $P =0,022$ ).

**Interpretación:** Los sensores inerciales se utilizaron con éxito para analizar parámetros cinemáticos, proporcionando diferencias en la movilidad, velocidad y aceleración.

## Introducción.

El complejo articular del hombro consiste en un conjunto de cinco articulaciones que permiten el movimiento del hombro en tres planos y ejes (A. I. Kapandji & Kapandji, 2006). En 1934, Codman introdujo el 'ritmo escapulohumeral' (RSH) como un término para explicar cómo el movimiento del húmero y de la escápula contribuyen simultáneamente al complejo articular del hombro y proponiendo que, en el caso de que se vea perturbado este ritmo, se pueden producir lesiones (Codman, 1934) ya que se necesita para maximizar la estabilidad de la articulación (W. Ben Kibler et al., 2013). Desde entonces, la influencia de la perturbación del RSH en las lesiones de hombro ha sido corroborado en varios estudios (W Benjamin Kibler, Sciascia, & Wilkes, 2012; Ludewig & Reynolds, 2009). Por ejemplo, se han encontrado diferencias en los patrones cinemáticos de la escápula en sujetos que padecen el síndrome de compresión (Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram, & Meeusen, 2011; Timmons et al., 2012), ya que la alteración de la biomecánica de la escápula aumenta posibilidad de compresión del manguito rotador (Paine & Voight, 2013). Además, esta alteración ha sido estudiada mediante electromiografía, y encontrando una relación entre la activación muscular y el movimiento articular durante la elevación del brazo (Castillo-Lozano, Cuesta-Vargas, & Gabel, 2013; Terrier, Reist, Vogel, & Farron, 2007; Teyhen, Miller, Middag, & Kane, 2008).

Se han empleado varios métodos para evaluar el movimiento escapulohumeral: fluoroscopia biplana (Giphart et al., 2013; Giphart, van der Meijden, & Millett, 2012); Polhemus Fastrak (Namdari et al., 2012; Roren et al., 2012, 2014); sistemas optoelectrónicos (Garofalo et al., 2009; Shaheen, Villa, Lee, Bull, & Alexander, 2013); sensores electromagnéticos (Braman, Engel, Laprade, & Ludewig, 2009; Ludewig et al., 2009); marcadores montados sobre agujas intracorticales (Dal Maso, Raison, Lundberg, Arndt, & Begon, 2014); o una técnica basada en la captura de movimiento y la resonancia magnética (RM) (Charbonnier, Chagué, Kolo, Chow, & Lädermann, 2014). Otras técnicas que se han empleado son inclinómetros (Braman et al., 2009), tomografía computarizada en tres dimensiones (3D) (Park et al., 2013), la técnica de proyección de franjas moiré (Gomes, Sesselmann, Faria, Araújo, & Teixeira-Salmela, 2010) y técnicas de sistemas de calibrados anatómicos (Ceccon et al., 2013).

El estudio en 3D de la posición del complejo articular del hombro usando dispositivos magnéticos se ha hecho desde hace décadas (Browne, Hoffmeyer, Tanaka, An, & Morrey, 1990). Sin embargo, recientemente, los sensores inerciales se han introducido de la industria aeroespacial como un método preciso y fiable para los estudios de movilidad humana (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). Hay pruebas de la viabilidad operativa de estas unidades en diversas aplicaciones clínicas (Wong, Wong, & Lo, 2007), y se han revisado su fiabilidad y validez (A. Cuesta-Vargas et al., 2010; McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009).

Cada vez es más importante centrarse en los aspectos cinemáticos del movimiento del hombro, como la velocidad o la aceleración angular, además de la amplitud de movimiento (A. Cuesta-Vargas et al., 2010) y la cinemática 3D explícitas (Veeger, van der Helm, Chadwick, & Magermans, 2003). Varios protocolos se han desarrollado para el análisis de los movimientos de las extremidades superiores (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009), las articulaciones escapulotorácica, toracohumeral y el codo (Andrea Giovanni Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008), la escápula (Parel et al., 2014) y el RSH (Parel et al., 2012). Por lo tanto, es necesario estudiar las variables clave para el control y seguimiento de los pacientes a través de los patrones cinemáticos precisos, ya que en los años de investigación el movimiento del hombro se ha convertido en un análisis más amplio en el que los sensores inerciales juegan un papel principal.

Los hombros son la región de las extremidades superiores que se dañan con más frecuencia después de la mano (Andrea Giovanni Cutti & Chadwick, 2014). En concreto, se ha estimado que el 36% de los sujetos con síntomas de hombros tienen desgarros del manguito rotador (DMR) (Yamamoto et al., 2010), y cuya prevalencia aumenta con la edad (Teunis, Lubberts, Reilly, & Ring, 2014). De hecho, existe una prevalencia de la DMR de espesor total o parcial que oscila entre el 5% y el 11% en sujetos de edades comprendidas entre 40 y 60 años (Milgrom, Schaffler, Gilbert, & Holsbeeck, 1995) y DMR de espesor total está presente en aproximadamente el 25% de las personas en sus sesenta años y el 50% de los individuos en sus ochenta años de edad (Tashjian, 2012). Más recientemente, se ha encontrado un aumento de la probabilidad de esta patología en asociación con la edad avanzada (Moor et al., 2014). Debido a los cambios degenerativos (Prescher, 2000) la capacidad funcional se ve

afectada con el envejecimiento corporal y tanto la fuerza isométrica (Hughes, Johnson, O'Driscoll, & An, 1999) como la actividad en los hombros asintomáticos disminuyen con la edad (Hepper, Smith, Steger-May, & Brophy, 2013). El movimiento del hombro en personas que sufren de DMR ha sido recientemente analizada usando sensores inerciales y electromiografía (Duc et al., 2014; Sousa et al., 2014).

El objetivo de este estudio fue comparar la cinemática 3D del hombro entre sujetos asintomáticos y pacientes con diagnóstico de DMR, usando tres sensores inerciales colocados en el húmero, escápula y el esternón. La hipótesis de este estudio fue se encontrarían diferencias en la movilidad, velocidad y aceleración en los tres segmentos del cuerpo, así como en las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica.

## **Métodos.**

### **Sujetos.**

Este estudio transversal reclutó sujetos adultos que sufren de DMR y adultos sin dolor en el hombro. Los sujetos cumplieron todos los criterios de inclusión y exclusión, y dieron su consentimiento informado para participar en el proyecto. La aprobación ética para el estudio fue concedida por el Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga. Se respetaron los principios de la Declaración de Helsinki.

Los pacientes fueron reclutados de una clínica de ortopedia especializada donde habían sido diagnosticados previamente por resonancia magnética. Los sujetos asintomáticos fueron reclutados a través de anuncios. Estaban interesados en participar en el proyecto y cumplían los criterios de inclusión. Los sujetos se incluyeron si tenían edades comprendidas entre los 18 y 75 años de edad, tenían un índice de masa corporal (IMC) entre 18 y 42. Los sujetos se excluían si se negaban a participar en el estudio. Los pacientes también fueron excluidos si su diagnóstico tenía una etiología distinta a DMR. Los sujetos asintomáticos fueron excluidos si presentaban dolor en el hombro o un resultado positivo en las pruebas de Neer (Neer, 1983) o Hawkins (MacDonald, Clark, & Sutherland, 2000).

El grupo afectado por DMR constaba de 13 sujetos (hombres: mujeres = 4:9, diestro: zurdo = 11: 2), con DMR unilaterales. Se midieron dos brazos derechos y once brazos izquierdos. El

grupo asintomático constaba de 14 sujetos (hombres: mujeres = 5: 9, todos ellos diestros). Se midieron doce brazos rectos y dos brazos izquierdos.

El tamaño de la muestra se calculó a priori en 9 pacientes para un error  $\alpha$  de 0,05, un poder estadístico de 0,8 y error  $\beta$  de 0,7, basado en datos de una revisión sistemática sobre el uso de sensores inerciales para medir el movimiento humano (A. Cuesta-Vargas et al., 2010).

### **Aparatos.**

Se registraron variables independientes antropométricas y descriptivas relacionadas con la edad, el sexo, el peso, la altura y el IMC. Se incluyeron nueve propiedades físicas correspondientes a tres variables dependientes: la movilidad angular ( $^{\circ}$ ), la velocidad angular ( $^{\circ}/s$ ), y la aceleración lineal ( $m/s^2$ ), en cada uno de tres ejes espaciales: X, Y y Z.

Se obtuvieron mediciones inerciales usando tres sensores inerciales (InertiaCube3, Intersense Inc., Billerica, MA, USA). Cada sensor contiene un sistema de seguimiento de la orientación inercial de 3 grados de libertad – yaw, pitch y roll (ángulos de Euler RPY) - con una precisión de  $1^{\circ}$  en yaw, y  $0,25^{\circ}$  pitch y roll, y una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

Antes de la colocación de sensores, las superficies corporales se limpiaron con alcohol para una mejor adherencia a la piel. Los sensores inerciales se pusieron a cero usando el Software Intersense Server sobre una superficie plana horizontal o vertical, de acuerdo con su colocación en el segmento corporal. Se colocó en el hemicuerpo patológico de cada sujeto en el tercio medio del húmero, ligeramente posterior con el eje Z apuntando lejos del cuerpo, en el tercio medio de la espina superior de la escápula con el eje X alineado con el borde craneal de la espina de la escápula y en la parte plana del esternón con el eje Z apuntando lejos del cuerpo (Figura 28), de acuerdo con el protocolo establecido por Cutti et al. que tiene alta precisión y está altamente correlacionado con el sistema optoelectrónico estándar de oro (Andrea Giovanni Cutti et al., 2008).



**Figura 28.** Colocación de los sensores inerciales.

Debido a su posicionamiento, los ejes en cada uno de los sensores corresponden a diferentes ejes y planos de movimiento anatómico, que se muestran en la Tabla 19.

**Tabla 19:** Equivalencia de los ejes X, Y y Z con el movimiento que representan.

Superficie de colocación	HÚMERO	ESCÁPULA	ESTERNÓN
Segmento anatómico representado	Húmero	Escápula	Tórax
Ejes			
<b>X</b>	IN-EX	AN-PO	Rotación axial
<b>Y</b>	AB-AD	PR-RE	Flexión y extensión
<b>Z</b>	FL-EX	ME-LA	Rotación lateral

Abreviaciones: AB-AD, abducción-aducción; AN-PO, inclinación anterior-posterior; FL-EX, flexión-extensión; IN-EX, rotación axial; ME-LA, rotación medio-lateral; PR-RE, protracción-retracción.

## **Procedimiento.**

Después del reclutamiento, los participantes asistieron al estudio realizado en el Laboratorio de Movimiento Humano, Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). Se les pidió que realizaran los movimientos hasta la posición más alta de que pudieran alcanzar, sin aumentar el dolor en casos de DMR. Se colocaron en bipedestación con el cuerpo posición neutra para realizar la abducción del hombro en el plano coronal (ABD) y la flexión en el plano sagital (FLEX), con el codo en extensión, la muñeca en posición neutra, y la palma de la mano hacia la línea media en el de inicio y final del movimiento (cuatro repeticiones de cada tarea).

Para obtener información sobre la discapacidad del hombro en los sujetos patológicos, las versiones españolas de los cuestionarios *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (DASH) (Hervás et al., 2006) y *Upper Limb Functional Index* (ULFI) (A. I. Cuesta-Vargas & Gabel, 2013) fueron rellenados por cada participante antes de realizar las tareas a analizar. El cuestionario DASH es una medida estandarizada del estado funcional del miembro superior y los síntomas (Hudak, Amadio, & Bombardier, 1996) que consiste en una escala de discapacidad / síntomas de 30 ítems. Es válido y fiable para las poblaciones de pacientes que sufren de diversos trastornos de las extremidades superiores (Solways et al., 2002). ULFI es una medida de resultado de la extremidad superior que consiste en una escala de 25 ítems que se pueden transferir a una escala de 100 puntos. También tiene fuertes propiedades psicométricas de fiabilidad y validez (Gabel, Michener, Burkett, & Neller, 2006).

## **Análisis de datos.**

Se utilizó SPSS v22.0 para todos los cálculos estadísticos. La estadística descriptiva (media, desviación estándar) se calcularon para la edad, la altura, el peso y el IMC utilizando procedimientos estándar. Un análisis de la varianza (ANOVA con F y los valores de P) y el IC del 95% se realizaron en las variables inerciales para comprobar las diferencias entre los dos grupos. La prueba de Kolmogorov-Smirnov mostró una distribución normal de los datos ( $P > 0,05$ ). Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel  $\alpha$  se fijó en 0,05.

El punto más alto alcanzado por el sensor colocado en el húmero en la segunda repetición de ambas tareas analizadas se utilizó como punto de corte a partir del cual se sustrajo los



ángulos correspondientes obtenidos en el punto más bajo alcanzado por cada sensor para calcular la movilidad angular. La movilidad angular puede expresarse como pico de movimiento o desplazamiento del sensor (grados, °).

Cuando se obtuvo el pico de la movilidad angular de cada sensor, esta variable también se calculó para dos articulaciones diferentes, representando el movimiento entre dos segmentos del cuerpo: glenohumeral, definida como húmero con respecto a la escápula; y escapulotorácica, definida como escápula relativa al esternón (Wu et al., 2005). La movilidad angular articular se calculó utilizando el ángulo de movimiento principal del movimiento de cada segmento del corporal. En la articulación glenohumeral, los principales movimientos fueron AB-AD humeral y ME-LA escapular para ambas tareas. En el caso de la articulación escapulotorácica, los movimientos fueron ME-LA escapular y el rotación lateral del esternón para la tarea ABD, y AN-PO escapular y flexión-extensión del esternón en la tarea FLEX. Para el cálculo de la velocidad (°/s) y la aceleración lineal (m/s<sup>2</sup>), los picos mínimos obtenidos por cada sensor se restaron de los picos máximos obtenidos en la segunda repetición para ambas tareas analíticas. La norma del vector resultante (Nrv) de los tres ejes de movimiento (x, y, z), calculado como  $Nrv = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$  expresó las variables de velocidad y aceleración.

## Resultados.

Los sujetos de ambos grupos tenían la misma edad, con una media de 55.78 y 52.68 años en el grupo sano y patológico, respectivamente. El grupo patológico obtuvo una media de 70,96 en la escala de puntos ULFI y 63,14 en DASH, mientras que el grupo asintomático obtuvo 0 puntos en ambos cuestionarios. Más detalles con respecto a las variables antropométricas y descriptivas se muestran en la Tabla 20.

**Tabla 20.** Variables descriptivas, antropométricas y puntuación de los cuestionarios (media, SD) in ambos grupos.

	<b>Media</b>		<b>SD</b>	
	Asintomático		Asintomático	
	(n=14)	Pacientes (n=13)	(n=14)	Pacientes (n=13)
Edad (años)	55,78	52,68	9,45	9,78
Peso (Kg)	73,46	75,24	13,47	17,98
Estatura (m)	1,65	1,64	0,09	0,09
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	26,73	28,22	3,81	6,59
ULFI (0-100)	0	70,96	0	20,93
DASH (0-100)	0	63,14	0	19,31

Abreviaciones: IMC, Índice de masa corporal; ULFI, Upper Limb Functional Index; DASH, Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand.

En cuanto al pico de la movilidad angular en las articulaciones, hubo diferencias altamente significativas entre los grupos en la articulación glenohumeral ( $P < 0,01$  en ambas tareas). No hubo diferencias significativas en la movilidad angular de la articulación escapulotorácica durante ABD. Sin embargo, fueron significativos durante FLEX ( $P = 0,001$ ). En ambos grupos, estas dos articulaciones mostraron valores medios más altos de movilidad durante FLEX. En la tabla 21 se muestran más detalles.

**Tabla 21.** Media (95% CI) del pico de máxima movilidad articular (°) del eje principal en los movimientos de abducción y flexión.

Amplitud	Glenohumeral (Media, 95%CI)			Escapulotorácica (Media, 95%CI)		
	Asintomático	Pacientes	ANOVA (F, P)	Asintomático	Pacientes	ANOVA (F, P)
<b>ABD (eje principal)</b>	133,35(124,60 -142,11)	72,97(44,65-101,30)	15,614; ,001	-8,76(-17,10-0,42)	1,12(-5,95-8,19)	4,415; 0,56
<b>FLEX (eje principal)</b>	137,69(128,91 -146,47)	82,10(54,58-109,62)	19,718; ,000	8,01(12,91-22,60)	6(0,80-11,21)	13,212; 0,001

En cuanto a la movilidad angular grabada de forma independiente por cada sensor, se encontraron diferencias altamente significativas ( $P < 0,01$ ) entre los grupos, tanto para para la tarea ABD como FLEX. Los sujetos asintomáticos mostraron un pico más alto de la movilidad angular en el húmero y la escápula que aquellos que sufren de DMR. Estas diferencias fueron significativas en el eje Y de húmero durante ambas tareas. En el caso de la escápula, el eje Z, que representa ME-LA, era el único movimiento escapular sin diferencias significativas. El pico de movilidad también fue mayor para el esternón en sujetos asintomáticos, indicando también una mayor compensación tronco. Estas diferencias fueron significativas en todos los ejes (Tabla 22).

**Tabla 22:** Media (95%CI) del pico máximo de movilidad angular (°) en el sensor y en cada eje durante los movimientos de abducción y flexión.

Eje	Húmero			Escápula			Esternón		
	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)
ABD X	65,48 (34,12-96,85)	38,01 (16,17-59,85)	2,452; ,130	15,60 (11,26-19,94)	8,10 (2,33-13,86)	4,686; ,042	14,65 (11,33-17,91)	5,71 (1,69-9,73)	14,280; ,001
ABD Y	128,60 (108,18-149,02)	77,557 (48,18-106,92)	9,668; ,005	33,83 (27,52-40,14)	12,63 (5,56-19,70)	22,764; ,000	4,48 (2,45-6,51)	1,99 (0,37-3,61)	4,457; ,046
ABD Z	54,52 (31,14-77,89)	35,72 (21,12-50,31)	2,209; ,150	5,73 (2,52-8,95)	4,57 (1,87-7,28)	0,377; ,546	14,58 (10,05-19,64)	3,74 (-2,77-10,26)	9,116; ,006
FLEX X	86,45 (45,45-127,45)	60,88 (17,42-104,34)	0,883; ,358	23,25 (18,75-27,75)	8,30 (1-15,60)	15,883; ,001	12,29 (8,57-16)	3,74 (0,65-6,8)	15,883; ,001
FLEX Y	142,74 (134,66-150,82)	88,48 (60,75-116,21)	20,112; ,000	29,09 (25,05-33,13)	11,53 (5,15-17,91)	28,126; ,000	5,31 (3,42-7,20)	2,29 (0,01-4,56)	5,100; ,034
FLEX Z	58,92 (37,31-80,54)	40,93 (25,61-56,24)	2,066; ,165	5,4 (3,51-7,40)	6,38 (2,98-9,78)	0,293; ,594	12,78 (8,07-17,49)	3,86 (-0,66-8,40)	8,527; ,008

Al comparar la velocidad, se encontraron los valores más altos en el grupo de hombros asintomáticos, y las diferencias fueron muy significativas en todos los sensores analizados ( $p < ,01$ ). En el grupo de pacientes, la velocidad fue mayor durante la prueba ABD en la escápula y el esternón, mientras que se encontraron mayores velocidades durante el ejercicio FLEX en el húmero. Esto difiere del grupo asintomático, en el que la velocidad tendió a ser mayor durante el ABD (tabla 23).

**Tabla 23:** Media (95%CI) de velocidad pico ( $^{\circ}/s$ ) de la norma del vector resultante en los movimientos de abducción y flexión.

Eje	Húmero			Escápula			Esternón		
	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)
ABD	226,63(190,26-263)	109,42(70,80-147,98)	23,051; ,000	56,85 (45,18-68,52)	43,71 (27,97-59,45)	17,875; ,000	32,15 (28,63-35,66)	22,56(15,96-29,17)	8,528; ,007
FLEX	242,10(205,67-278,52)	110,23(70,54-149,93)	29,030; ,000	92,19(83,22-101,16)	40,99(24,25-57,73)	38,813; ,000	39,03(32,90-45,17)	22,39(14,73-30,34)	14,196; ,001

En cuanto a la aceleración, no hubo diferencias significativas entre los grupos en el húmero, en ninguna tarea. Sin embargo, hubo diferencias significativas en la aceleración en la escápula entre los grupos para la tarea ABD ( $P = 0,001$ ) y la tarea FLEX ( $P = 0,014$ ), así como en el esternón durante la tarea de ABD (ver más detalles en la Tabla 24).

**Tabla 24:** Media (95%CI) de aceleración pico ( $m/s^2$ ) de la norma del vector resultante en los movimientos de abducción y flexión.

Eje	Húmero			Escápula			Esternón		
	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)	Asintomático	Paciente	ANOVA (F, P)
<b>ABD</b>	22,30(21,14-23,45)	16,25 (9,86-222,64)	4,119; ,054	8,27(7,51-9,03)	4,48(2,72-6,24)	16,468; ,001	3,56 (2,05-5,07)	1,64 (1,15-2,13)	6,001; ,022
<b>FLEX</b>	22,14 (21,48-22,8)	18,53 (8,92-28,14)	0,828; ,373	8,14(7,51-8,78)	5,01(2,25-7,77)	7,065; ,014	3,26(2,19-4,32)	2,38(0,99-3,76)	1,268; ,272

## Discusión.

Los resultados de este estudio muestran que los sensores inerciales pueden ser utilizados para analizar parámetros cinemáticos como la movilidad angular, la velocidad angular y la aceleración lineal, y para ilustrar las diferencias entre los hombros sin dolor y aquellos afectados por DMR. A pesar de que el movimiento del hombro se ha analizado utilizando diversos métodos, los sensores inerciales representan un método válido para analizar la cinemática de los hombros asintomáticos y patológicos desde un punto de vista 3D en diferentes segmentos corporales y articulaciones que componen el complejo articular del hombro. Se encontraron diferencias significativas en la movilidad de la articulación glenohumeral. Sin embargo, las diferencias en las articulaciones escapulotorácica sólo se encontraron en FLEX. Las diferencias en cada sensor variaron dependiendo del eje analizado. Esto pone de relieve la importancia de considerar el componente 3D del movimiento anatómico. Esto también es importante porque el plano de movimiento en el que se lleva a cabo una tarea en el hombro oscila a lo largo de la acción (Finley, Jelinek, & Misamore, 2015), y el movimiento 3D es fácilmente medible usando sensores inerciales.

Estudios previos han examinado la cinemática del hombro utilizando dispositivos inerciales. Jolles et al. (Jolles et al., 2011) encontraron una amplitud del húmero media de 123° para ABD y de 127,5° para FLEX en una muestra de hombros patológicos con un mayor nivel de funcionalidad de las extremidades superiores (puntuación DASH media = 83,7; SD = 25,1). En nuestro estudio, los picos de húmero fueron 77,55° y 88,48° en ABD y FLEX, respectivamente. Un movimiento más bajo puede deberse a que la muestra patológica de Jolles et al. estaba compuesta por sujetos que sufren de lesiones con distintas etiologías además de DMR y porque los pacientes que forman el presente estudio tienen un nivel menor de funcionalidad de las extremidades superiores (puntuación media DASH = 60,89; SD = 24,54).

Duc et al. (Duc et al., 2013) midieron las variables cinemáticas con dos sensores inerciales colocados en el húmero y el esternón durante las actividades diarias en 41 sujetos sanos y 21 que sufren de DMR (antes y después de la cirugía) para estudiar la actividad funcional en condiciones diarias en los hombros sanos y patológicos. Korver et al. (Körver, Heyligers, Samijo, & Grimm, 2014) pudieron diferenciar con un alto poder de diagnóstico entre sujetos

sanos y aquellos que sufren de patologías de hombro (puntuación DASH media = 51; SD = 20) en las actividades funcionales utilizando un sensor inercial colocado en el húmero. Ese estudio estableció el uso de sensores inerciales para estudiar la cinemática del hombro en los hombros asintomáticos y patológicos, aunque los resultados no son comparables con nuestro estudio debido a diferencias en la recopilación de datos.

Investigaciones anteriores han proporcionado una amplia información sobre la cinemática del hombro. Los sensores electromagnéticos se han utilizado para estudiar las diferencias cinemáticas entre los hombros asintomáticos y sintomáticos (puntuación DASH media = 21,4; SD = 10,8). En cuanto a la articulación escapulotorácica (Lawrence, Braman, Laprade, & Ludewig, 2014), se encontró que los sujetos sintomáticos tienen menos rotacional lateral en la elevación del brazo. Sin embargo, no hubo diferencias significativas durante FLEX. Esto está en contraste con nuestro estudio, en el que no se encontraron diferencias durante ABD. En ese estudio, ME-LA escapular mostró una alta variabilidad entre los participantes. Esto está relacionado con nuestro estudio, ya que el eje Z, que representa ME-LA escapular, fue el único eje en el que no hubo diferencia entre los grupos. En cuanto a la articulación glenohumeral (Lawrence, Braman, Staker, Laprade, & Ludewig, 2014, p. 2), no hubo diferencias en ABD y FLEX, que varió en función de la cantidad de elevación realizada, lo que confirma las diferencias cinemáticas entre los hombros sintomáticos y asintomáticos. Esto coincide con el movimiento glenohumeral en nuestro estudio, en el que se encuentra el pico más alto de movimiento en el grupo asintomático ( $P < 0,001$ ) para los dos movimientos, a pesar de las diferencias en las puntuaciones DASH de los sujetos sintomáticos entre los estudios. La cinemática 3D escapular también se ha estudiado usando Polhemus Fastrak en sujetos sanos y pacientes con artrosis y hombro congelado (puntuación DASH media = 51,8; SD = 13,9) (Roren et al., 2014), mostrando un aumento de la rotación lateral de la escápula como un patrón compensatorio en los hombros patológicos. Esto está en contraste con el presente estudio, en el que los pacientes sólo durante FLEX mostraron un valor mayor de ME-LA que los asintomáticos, aunque las diferencias no fueron significativas ( $p = 0,594$ ). Otro estudio que usó el dispositivo Polhemus Fastrak con una muestra sintomático similar (puntuación DASH media = 70,1; SD = 19,7) (Roren et al., 2012) encontró una mayor amplitud de elevación del brazo en la ABD (media = 128,8; SD = 29,9) que en la FLEX (media



= 112,3; SD = 35,8) en paciente que sufre de DMR, en contraste con Jolles et al. (Jolles et al., 2011) y nuestro estudio.

En cuanto a las diferencias en el movimiento del 3D del, los sujetos asintomáticos mostraron valores más altos que los pacientes. Y, en ambos grupos, los valores fueron mayores durante ABD. Desde hace décadas, se sabe que durante los movimientos unilaterales del brazo, el tronco tiende a realizar una flexión lateral y axial para alcanzar el rango completo de movimiento (I. A. Kapandji, 1970), así como una extensión (Theodoridis & Ruston, 2002). Nagai et al. demostraron que la posición de rotación ipsilateral del tronco facilita la retracción escapular y la inclinación posterior durante la elevación del húmero, aunque la actividad muscular no difirió significativamente cuando la posición del tronco se modificó (Nagai et al., 2013). Más recientemente, Yamacuchi et al. encontraron que, además de un aumento de la retracción escapular y la inclinación posterior, la activación trapecio inferior aumenta cuando el movimiento en scaption del hombro se realiza con la rotación del tronco (Yamauchi et al., 2015). La relación lineal entre la retracción escapular y la rotación axial torácica superior (Crosbie, Kilbreath, Hollmann, & York, 2008) podría explicar que el rango de movimiento más amplio se encuentre en el grupo asintomático, ya que también mostraron mayor movilidad escapular. La cinemática del hombro ha sido estudiada ampliamente en la literatura. Los resultados de este estudio están en línea con los que defienden las diferencias en la cinemática 3D escapular entre los hombros sanos y afectados (Timmons et al., 2012). Uno de los aspectos más destacados de este estudio es que ofrece resultados en cuanto a velocidad y aceleración, lo que proporciona información sobre la calidad del movimiento, además de la cantidad (A. Cuesta-Vargas et al., 2010). En cuanto a la velocidad, los pacientes mostraron valores medios más bajos en el húmero, escápula y el esternón. Este resultado está de acuerdo con los estudios, que han demostrado previamente la velocidad del movimiento es menor en los hombros con DMR (Duc et al., 2013; Jolles et al., 2011).

Para el conocimiento de los autores, este es el primer estudio que proporciona aceleración escapular. Los datos de aceleración permiten hacer un análisis comparativo más especial entre poblaciones. Por ejemplo, las diferencias en la movilidad y la velocidad se encuentran entre los pacientes DMR y los pacientes asintomáticos, tanto en el húmero y la escápula. Sin

embargo, centrándose en la aceleración, sólo se pueden ver diferencias en la escápula. Los resultados destacan la importancia de esta variable cuando se ven afectados los hombros. Las diferencias en la aceleración podrían explicarse por las diferencias en el patrón de activación de los músculos que se insertan en este hueso: se ha demostrado que los pacientes que sufren de DMR tienen una actividad reducida serrato anterior y un aumento de la actividad del trapecio superior (Ludewig & Reynolds, 2009), así como aumento de la actividad del deltoides (Steenbrink, Meskers, Nelissen, & de Groot, 2010).

A pesar de esta fortaleza, este estudio presenta algunas limitaciones: se debe tener en cuenta que, bajo el mismo diagnóstico, los pacientes pueden tener diferencias en la alteración cinemática (Lopes, Timmons, Grover, Ciconelli, & Michener, 2015). Además, bajo el diagnóstico de DMR de espesor completo, la actividad muscular depende de la presencia o ausencia de síntomas (Shinozaki et al., 2014). Lo mismo ocurre con los sujetos con hombros "sanos" o "normales". Es de destacar que la inclusión de los sujetos de edades similares en el grupo de control (media = 55,78; SD = 9,45 años) y el grupo DMR (media = 56,69; SD = 7,76 años) puede haber dado lugar a la inclusión de los sujetos asintomáticos que, de hecho, sufran de DMR, ya que las anomalías como DMR son más frecuentes con la edad (Teunis et al., 2014). Más específicamente, un estudio encontró evidencia de DMR en el 13% de los hombros asintomáticos en sujetos de edades comprendidas entre 50 y 59 años (Tempelhof, Rupp, & Seil, 1999).

Como los sujetos asintomáticos del presente estudio no tenían pruebas de imagen como la resonancia magnética o la ecografía, algunos de ellos podrían haber tenido DMR. En cualquier caso, los hombros asintomáticos presentan factores distintos que se necesitan investigar, como la cinemática (Tempelhof et al., 1999; Yamamoto, Takagishi, Kobayashi, Shitara, & Osawa, 2011). Por otra parte, si el grupo control hubiera sido más joven, las diferencias en la cinemática podrían haber sido influenciados por la edad (A. G. Cutti et al., 2014; Rundquist, Bratton, Fasano, Grant, & Mattioda, n.d.). Debido a eso, podría ser interesante analizar las propiedades cinemáticas diferenciando por edad. Además de la edad, el sexo podría ser otra limitación: el análisis de los datos fue común para todos los participantes, sin embargo, las diferencias encontradas pudieran haber sido debidas a diferencias entre hombres y mujeres, ya que en la literatura se correlaciona el género

femenino con una función menor del hombro en los pacientes afectados por el DMR (Smith et al., 2000), pero el tamaño de la muestra y el equilibrio entre géneros no permitió la garantía de este tipo de análisis.

Otra limitación es que se centra en la influencia del húmero, escápula y el esternón en la cinemática de las extremidades superiores. Sin embargo, no se incluyó la contribución de las rotaciones de las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular en el movimiento del brazo, cuya importancia han sido identificadas previamente (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau, & Begon, 2013). Por otra parte, este estudio se centró en las tareas analíticas, pero no analizó tareas funcionales comunes en otros estudios, como peinar el cabello (mano-cabeza) o el lavado posterior (mano- espalda). Por último, este estudio empleó sensores inerciales. Estos aparatos son herramientas no invasivas, fiables y precisas utilizados para analizar el movimiento (A. Cuesta-Vargas et al., 2010), pero una de sus limitaciones es que la colocación de los sensores sobre la piel puede crear artefactos de los tejidos blandos (Kontaxis et al., 2009).

A pesar de la cinemática del hombro, los factores que implican DMR y la presencia de síntomas permanecen aún desconocidos. Estas limitaciones deben abordarse en futuras investigaciones, como la inclusión de un grupo asintomáticos con pruebas de imagen o la comparación de las diferencias cinemáticas entre los hombros sanos y afectados clasificados por edad y sexo.

## **Conclusiones.**

Este estudio describe las propiedades inerciales del movimiento analítico 3D del hombro en sujetos asintomáticos y aquellos que sufren daño en el manguito del rotador. Se encontraron diferencias cinemáticas entre estos grupos, incluidas las diferencias en la velocidad y la aceleración, lo que pone de relieve la importancia de cualificar el movimiento utilizando estas variables, además de cuantificar el movimiento. Los resultados de este estudio fomentan el uso de sensores inerciales como dispositivos fáciles de usar que proporcionan información del movimiento en 3D que puede ayudar en el diagnóstico de lesiones del hombro.

### Bibliografía del Artículo III.

- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*. 18(6), 960–967. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.001>
- Browne, A. O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K. N., & Morrey, B. F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 72(5), 843–845.
- Castillo-Lozano, R., Cuesta-Vargas, A., & Gabel, C. P. (2013). Analysis of arm elevation muscle activity through different movement planes and speeds during in-water and dry-land exercise. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.04.010>
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., & Fantozzi, S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by means of automatic tracking. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 276–287. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.729134>
- Charbonnier, C., Chagué, S., Kolo, F. C., Chow, J. C. K., & Lädermann, A. (2014). A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.015>
- Codman, E. A. (1934). *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*. Krieger.
- Crosbie, J., Kilbreath, S. L., Hollmann, L., & York, S. (2008). Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 184–192. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.012>
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cuesta-Vargas, A. I., & Gabel, P. C. (2013). Cross-cultural adaptation, reliability and validity of the Spanish version of the upper limb functional index. *Health and Quality of Life Outcomes*, 11(1), 126. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-11-126>

- Cutti, A. G., & Chadwick, E. K. (2014). Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 205–210. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1143-0>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169–178. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0296-5>
- Cutti, A. G., Parel, I., Raggi, M., Petracci, E., Pellegrini, A., Accardo, A. P., ... Porcellini, G. (2014). Prediction bands and intervals for the scapulo-humeral coordination based on the Bootstrap and two Gaussian methods. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1035–1044. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.028>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., & Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- Duc, C., Farron, A., Pichonnaz, C., Jolles, B. M., Bassin, J.-P., & Aminian, K. (2013). Distribution of arm velocity and frequency of arm usage during daily activity: objective outcome evaluation after shoulder surgery. *Gait & Posture*, 38(2), 247–252. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.021>
- Duc, C., Pichonnaz, C., Bassin, J.-P., Farron, A., Jolles, B. M., & Aminian, K. (2014). Evaluation of muscular activity duration in shoulders with rotator cuff tears using inertial sensors and electromyography. *Physiological Measurement*, 35(12), 2389–2400. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/35/12/2389>
- Finley, M., Jelinek, J. A., & Misamore, G. (2015). Three-dimensional analysis versus goniometric measurement of total active elevation in normal subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2015.02.005>
- Gabel, C. P., Michener, L. A., Burkett, B., & Neller, A. (2006). The Upper Limb Functional Index: development and determination of reliability, validity, and responsiveness. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 19(3), 328–348; quiz 349. <http://doi.org/10.1197/j.jht.2006.04.001>

- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., & Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 475–486. <http://doi.org/10.1007/s11517-009-0454-z>
- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(3), 238–245. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01875>
- Giphart, J. E., van der Meijden, O. A. J., & Millett, P. J. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 21(11), 1593–1600. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.023>
- Gomes, P. F., Sesselmann, M., Faria, C. D. C. M., Araújo, P. A., & Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Measurement of scapular kinematics with the moiré fringe projection technique. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1215–1219. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.015>
- Hepper, C. T., Smith, M. V., Steger-May, K., & Brophy, R. H. (2013). Normative data of shoulder activity level by age and sex. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(5), 1146–1151. <http://doi.org/10.1177/0363546513480613>
- Hervás, M. T., Navarro Collado, M. J., Peiró, S., Rodrigo Pérez, J. L., López Matéu, P., & Martínez Tello, I. (2006). [Spanish version of the DASH questionnaire. Cross-cultural adaptation, reliability, validity and responsiveness]. *Medicina clínica*, 127(12), 441–447.
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., & Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *American Journal of Industrial Medicine*, 29(6), 602–608. [http://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199606\)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L](http://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L)

- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W., & An, K.-N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 651–7.
- Jolles, B. M., Duc, C., Coley, B., Aminian, K., Pichonnaz, C., Bassin, J.-P., & Farron, A. (2011). Objective evaluation of shoulder function using body-fixed sensors: a new way to detect early treatment failures? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 20(7), 1074–1081. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.05.026>
- Kapandji, A. I., & Kapandji, I. A. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Miembro inferior*. Médica Panamericana.
- Kapandji, I. A. (1970). *The Physiology of the Joints: Upper limb*. E. & S. Livingstone.
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “Scapular Summit.” *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 877–885. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(6), 364–372. <http://doi.org/10.5435/JAAOS-20-06-364>
- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
- Körver, R. J. P., Heyligers, I. C., Samijo, S. K., & Grimm, B. (2014). Inertia based functional scoring of the shoulder in clinical practice. *Physiological Measurement*, 35(2), 167–176. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/167>
- Lawrence, R. L., Braman, J. P., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(9), 636–645, A1-8. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5339>



- Lawrence, R. L., Braman, J. P., Staker, J. L., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 2: glenohumeral joint. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(9), 646–655, B1-3. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5556>
- Lopes, A. D., Timmons, M. K., Grover, M., Ciconelli, R. M., & Michener, L. A. (2015). Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(2), 298–306. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.029>
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. <http://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. <http://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>
- MacDonald, P. B., Clark, P., & Sutherland, K. (2000). An analysis of the diagnostic accuracy of the Hawkins and Neer subacromial impingement signs. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(4), 299–301. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.106918>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Milgrom, C., Schaffler, M., Gilbert, S., & Holsbeeck, M. van. (1995). Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 77-B(2), 296–298.
- Moor, B. K., Röthlisberger, M., Müller, D. A., Zumstein, M. A., Bouaicha, S., Ehlinger, M., & Gerber, C. (2014). Age, trauma and the critical shoulder angle accurately predict supraspinatus tendon tears. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 100(5), 489–494. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.03.022>



- Nagai, K., Tateuchi, H., Takashima, S., Miyasaka, J., Hasegawa, S., Arai, R., ... Ichihashi, N. (2013). Effects of trunk rotation on scapular kinematics and muscle activity during humeral elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 679–687. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.012>
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr, & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(9), 1177–1183. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>
- Neer, C. S. (1983). Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 70–77.
- Paine, R., & Voight, M. L. (2013). THE ROLE OF THE SCAPULA. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 617–629.
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636–640. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015>
- Parel, I., Cutti, A. G., Kraszewski, A., Verni, G., Hillstrom, H., & Kontaxis, A. (2014). Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulo-humeral coordination. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 271–282. <http://doi.org/10.1007/s11517-013-1121-y>
- Park, J.-Y., Hwang, J.-T., Kim, K.-M., Makkar, D., Moon, S. G., & Han, K.-J. (2013). How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography-a new diagnostic modality. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 22(1). <http://doi.org/10.1016/j.jse.2012.10.046>
- Prescher, A. (2000). Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *European Journal of Radiology*, 35(2), 88–102.
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2013). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <http://doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>

- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Poiraudau, S., Fayad, F., Pasqui, V., & Roby-Brami, A. (2014). A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.06.006>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., ... Fayad, F. (2012). Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: a comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of Biomechanics*, 45(7), 1305–1311. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.027>
- Rundquist, P. J., Bratton, J., Fasano, E., Grant, A., & Mattioda, M. (n.d.). A comparison of 3-D shoulder kinematics to perform ADLs between older and younger adults. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 29(4), 300–310. <http://doi.org/http://0-dx.doi.org.jabega.uma.es/10.3109/02703181.2011.635409>
- Shaheen, A. F., Villa, C., Lee, Y.-N., Bull, A. M. J., & Alexander, C. M. (2013). Scapular taping alters kinematics in asymptomatic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(2), 326–333. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.005>
- Shinozaki, N., Sano, H., Omi, R., Kishimoto, K. N., Yamamoto, N., Tashiro, M., & Itoi, E. (2014). Differences in muscle activities during shoulder elevation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears: analysis by positron emission tomography. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 23(3), e61-67. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.009>
- Smith, K. L., Harryman, D. T., Antoniou, J., Campbell, B., Sidles, J. A., & Matsen, F. A. (2000). A prospective, multipractice study of shoulder function and health status in patients with documented rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(5), 395–402. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.108962>
- Solway S, , Beaton DE, McConnell S, & Bombardier C. (2002). *The DASH Outcome Measure User's Manual: Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (2<sup>a</sup> ed). Inst. for Work & Health.
- Sousa, C. de O., Camargo, P. R., Ribeiro, I. L., Reiff, R. B. de M., Michener, L. A., & Salvini, T. F. (2014). Motion of the shoulder complex in individuals with isolated acromioclavicular

- osteoarthritis and associated with rotator cuff dysfunction: part 1 - Three-dimensional shoulder kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(4), 520–530. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.015>
- Steenbrink, F., Meskers, C. G. M., Nelissen, R. G. H. H., & de Groot, J. H. (2010). The relation between increased deltoid activation and adductor muscle activation due to glenohumeral cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2049–2054. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.012>
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.-P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(3), 352–358. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x>
- Tashjian, R. Z. (2012). Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clinics in Sports Medicine*, 31(4), 589–604. <http://doi.org/10.1016/j.csm.2012.07.001>
- Tempelhof, S., Rupp, S., & Seil, R. (1999). Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 8(4), 296–299.
- Terrier, A., Reist, A., Vogel, A., & Farron, A. (2007). Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(6), 645–651. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015>
- Teunis, T., Lubberts, B., Reilly, B. T., & Ring, D. (2014). A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 23(12), 1913–1921. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.001>
- Teyhen, D. S., Miller, J. M., Middag, T. R., & Kane, E. J. (2008). Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 352–358. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.352>

- Theodoridis, D., & Ruston, S. (2002). The effect of shoulder movements on thoracic spine 3D motion. *Clinical Biomechanics*, 17(5), 418–421. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00026-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00026-8)
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(4), 354–370.
- Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T., Chadwick, E. K. J., & Magermans, D. (2003). Toward standardized procedures for recording and describing 3-D shoulder movements. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers: A Journal of the Psychonomic Society, Inc*, 35(3), 440–446.
- Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <http://doi.org/10.1080/03093640600983949>
- Wu, G et al (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yamamoto, A., Takagishi, K., Kobayashi, T., Shitara, H., & Osawa, T. (2011). Factors involved in the presence of symptoms associated with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic rotator cuff tears in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 20(7), 1133–1137. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.01.011>
- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H., & Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 19(1), 116–120. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>
- Yamauchi, T., Hasegawa, S., Matsumura, A., Nakamura, M., Ibuki, S., & Ichihashi, N. (2015). The effect of trunk rotation during shoulder exercises on the activity of the scapular muscle and scapular kinematics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 24(6), 955–964. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2014.10.010>

## Artículo IV

---

### **Estudio de la cinemática del miembro superior usando sensores inerciales embebidos en teléfonos móviles.**

*Studying Upper-Limb Kinematics Using Inertial Sensors Embedded in Mobile Phones.*

*Publicado en JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies: 20 de Mayo del 2015.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo IV: Estudio de la cinemática del miembro superior usando sensores inerciales embebidos en teléfonos móviles.**

### **Abstract**

**Background:** In recent years, there has been a great interest in analyzing upper-limb kinematics. Inertial measurement with mobile phones is a convenient and portable analysis method for studying humerus kinematics in terms of angular mobility and linear acceleration.

**Objective:** The aim of this analysis was to study upper-limb kinematics via mobile phones through six physical properties that correspond to angular mobility and acceleration in the three axes of space.

**Methods:** This cross-sectional study recruited healthy young adult subjects. Humerus kinematics was studied in 10 young adults with the iPhone4. They performed flexion and abduction analytical tasks. Mobility angle and lineal acceleration in each of its axes (yaw, pitch, and roll) were obtained with the iPhone4. This device was placed on the right half of the body of each subject, in the middle third of the humerus, slightly posterior. Descriptive statistics were calculated.

**Results:** Descriptive graphics of analytical tasks performed were obtained. The biggest range of motion was found in pitch angle, and the biggest acceleration was found in the y-axis in both analytical tasks. Focusing on tridimensional kinematics, bigger range of motion and acceleration was found in abduction (209.69 degrees and 23.31 degrees per second respectively). Also, very strong correlation was found between angular mobility and linear acceleration in abduction ( $r=.845$ ) and flexion ( $r=.860$ ).

**Conclusions:** The use of an iPhone for humerus tridimensional kinematics is feasible. This supports use of the mobile phone as a device to analyze upper-limb kinematics and to facilitate the evaluation of the patient.

## Resumen

**Introducción:** En los últimos años, ha habido un gran interés en el análisis de la cinemática de la extremidad superior. La medición inercial con los teléfonos móviles es un método de análisis cómodo y portátil para el estudio de la cinemática de húmero en términos de movilidad angular y aceleración lineal.

**Objetivo:** El objetivo de este análisis fue estudiar la cinemática de la extremidad superior por medio de teléfonos móviles a través de seis propiedades físicas que corresponden a la movilidad angular y la aceleración en los tres ejes del espacio.

**Métodos:** Este estudio transversal reclutó adultos sanos y jóvenes. La cinemática del húmero se estudió en 10 adultos jóvenes con el iPhone4. Realizaron las tareas analíticas de flexión y abducción. El ángulo de la movilidad y la aceleración lineal en cada uno de sus ejes (yaw, pitch y roll) se obtuvieron con el iPhone4. Este dispositivo fue colocado en el hemicuerpo derecho de cada sujeto, en el tercio medio del húmero, ligeramente posterior. Se calcularon las estadísticas descriptivas.

**Resultados:** Se obtuvieron gráficos descriptivos de las tareas analíticas realizadas. El mayor rango de movimiento se encontró en el ángulo pitch, y la mayor aceleración se encontró en el eje Y en ambas tareas analíticas. Centrándose en la cinemática tridimensional, la amplitud más grande de movimiento y la aceleración se encontró en la abducción (209,69 grados y 23,31 grados por segundo, respectivamente). También, se encontró una correlación muy fuerte entre la movilidad angular y la aceleración lineal en la abducción ( $r = 0,845$ ) y la flexión ( $r = ,860$ ).

**Conclusiones:** Es factible el uso de un iPhone para la cinemática tridimensional del húmero. Esto apoya el uso del teléfono móvil como un dispositivo para analizar la cinemática del miembro superior y facilitar la evaluación del paciente.



## Introducción.

La movilidad de la extremidad superior es de gran interés en el entorno clínico (Muir, Corea, & Beaupre, 2010), ya que la medición de la amplitud de movimiento (Range of motion, ROM) es crítica en la evaluación del sistema musculoesquelético (McFarland, 2011). Desde la Primera Guerra Mundial, las extremidades superiores se han medido mediante goniometría manual, y su uso se ha ampliado a lo largo del siglo pasado (Boone et al., 1978; Fox, 1917; Gajdosik & Bohannon, 1987; Rosén NG, 1922). Además de la goniometría, el ROM del brazo ha sido estudiado por otros métodos, como el goniómetro digital (Gajdosik & Bohannon, 1987), la estimación visual (Terwee et al., 2005), el inclinómetro digital (Kolber & Hanney, 2012; Kolber, Vega, Widmayer, & Cheng, 2011), el giroscopio 3D (El-Zayat et al., 2011, 2013), Polhemus FasTrak (Namdari et al., 2012), sistemas de técnica de calibrado anatómico (Ceccon et al., 2013), el sistema Kinect (Kurillo et al., 2013), la fluoroscopia biplana (Giphart et al., 2013; Giphart, van der Meijden, & Millett, 2012), marcadores montados sobre agujas intracorticales (Dal Maso, Raison, Lundberg, Arndt, & Begon, 2014), tomografía computarizada 3D (Park et al., 2013) y la técnica de proyección de franjas moiré (Gomes, Sesselmann, Faria, Araújo, & Teixeira-Salmela, 2010).

Recientemente, la telerehabilitation ofrece rehabilitación mediante la comunicación por Internet como resultado de las nuevas tecnologías contemporáneas con fines terapéuticos (T. G. Russell, 2009; Theodoros & Russell, 2008). Por lo tanto, últimamente, la evaluación basada en Internet y la goniometría a través de Internet se han aceptado como una herramienta nueva, válida y fiable para medir ROM (T. Russell, 2007). Esto impulsa el uso de los teléfonos inteligentes o smartphones como una herramienta para la evaluación y medición; por lo tanto, las aplicaciones de smartphones están siendo validadas como herramientas goniométricas (Milani et al., 2014) a través de inclinómetros (Werner et al., 2014) o goniómetros (Seong-wook J & Yon-Sik Y, n.d.). Se han creado aplicaciones basadas en imagen para medir los ángulos del codo y del hallux valgus (Ferriero et al., 2011; Walter, Kosy, & Cove, 2013), y se han creado aplicaciones basadas en inclinómetros para medir el ROM del hombro (Werner et al., 2014). Además, una aplicación de un Smartphone basada en un inclinómetro ha demostrado tener una fiabilidad aceptable en comparación con inclinómetros convencionales que evalúan la articulación del hombro (Shin, Ro, Lee, Oh, &

Kim, 2012). Por otra parte, las medidas de rotación externa activa del hombro se han validado usando aplicaciones basadas en inclinometría a través de imágenes (Mitchell, Gutierrez, Sutton, Morton, & Morgenthaler, 2014). Recientemente, un estudio ha analizado el movimiento del brazo en cinco sujetos a través de variables inerciales proporcionadas por un Smartphone (Oihénart, Duc, & Aminian, 2012).

Una de las técnicas que se han empleado recientemente son los sensores inerciales. Su uso en el análisis humano implica un método válido y fiable que proporciona el potencial necesario para el análisis de movimiento dinámico 3D (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). Se ha determinado su protocolo (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009) y la fiabilidad intra e inter-operador (Parel et al., 2012) en la extremidad superior. Además, se ha estudiado su factibilidad operativa en diversas aplicaciones clínicas (Wong, Wong, & Lo, 2007). También se han desarrollado varios protocolos para el análisis de las articulaciones escapulotorácica, humerotorácica y codo (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008), así como la escápula (Parel et al., 2014). Muy recientemente, se ha estudiado en sujetos sanos la fiabilidad y la precisión de la cinemática escapular a través de sistemas de medición magnéticos e inerciales (IMMS) (van den Noort et al., 2014). Se ha discutido las ventajas y desventajas de estos sensores como parte de una variedad de sistemas de análisis de movimiento (Wong & Wong, 2008). Por lo tanto, los sensores inerciales embebidos en los teléfonos inteligentes se han utilizado para el análisis de movimiento, como en la cinemática del tronco (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013). Más específicamente, se han utilizado para evaluar el movimiento del hombro utilizando puntuaciones cinemáticas para evaluar diferencias entre los hombros sanos y aquellos con dolor (Oihénart et al., 2012).

Por lo tanto, está emergiendo actualmente el uso de los Smartphone con fines terapéuticos (T. G. Russell & Jones, 2011). Esto conduce a la necesidad de investigar el ROM del brazo utilizando estos dispositivos mientras se incorpora las cualidades de sensores inerciales que facilitan a los clínicos una herramienta barata y fácil de usar para la evaluación de las extremidades superiores y la evaluación de resultados.

El propósito de este estudio fue estudiar la cinemática de húmero a través de dos propiedades físicas que corresponden a la movilidad angular y la aceleración en los tres ejes

del espacio, que se obtendría por medio de sensores inerciales embebidos en un Smartphone.

## Métodos.

### Sujetos.

Este estudio transversal reclutó adultos jóvenes sanos de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga) que estaban interesados en participar en el proyecto. Los sujetos cumplían los criterios de inclusión y exclusión. En los criterios de inclusión se incluyó tener una edad comprendida entre los 18 y 35 años, tener un índice de masa corporal (IMC) entre 18,5 y 28 y ser diestro. Los criterios de exclusión eran haber consumido analgésicos o antiinflamatorios no esteroideos (AINES) y padecer de patología de hombro.

Se incluyeron diez sujetos (7 hombres y 3 mujeres). La edad media fue 24,2 años (SD 4,04) y IMC promedio fue de 22,59 Kg/m<sup>2</sup> (SD 2,4 kg/m<sup>2</sup>; ver tabla 25).

**Tabla 25.** Valores de las variables descriptivas y antropométricas.

	Mínimo	Máximo	Media	Desviación Estándar
Edad, años	20,00	34,00	24,20	4,04
Estatura, cm	156,00	184,00	172,20	9,05
Peso, kg	48,00	87,00	66,60	11,88
kg/m <sup>2</sup>	19,72	27,46	22,59	2,40

El comité ético de la Universidad de Málaga, España, aprobó este estudio. El consentimiento informado se obtuvo tras una explicación del procedimiento.

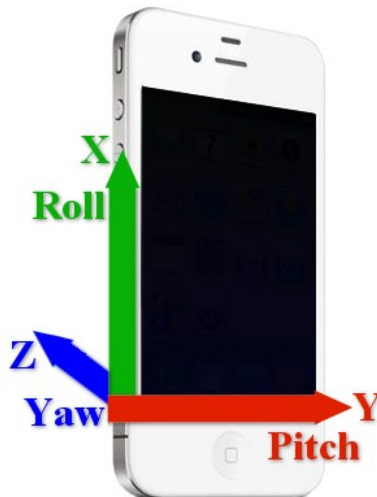
La movilidad angular (grados) y la aceleración se midieron a lo largo de tres ejes ortogonales con el iPhone4 IOS8.2 (LG Electronics INC, Seúl, Corea del Sur), que tiene una capacidad de almacenamiento de 20 MB. Este teléfono se puso en el hemicuerpo derecho de cada sujeto en el pliegue cutáneo del tríceps, situado en la parte posterior del tríceps, a la mitad del nivel acromiale-radiale (definido por ISAK) (A. Stewart, 2011). El Smartphone se unió usando una correa de neopreno en el brazo (Figura 29) y permaneció unido todo el tiempo. La aplicación para obtener datos cinemáticos fue xSensor Pro (Crossbow Technology, Inc.) disponible en Apple AppStore. El muestreo de datos se estableció en 32 Hz, y los datos de cada tarea

analítica fueron transmitidos por correo electrónico para su posterior análisis y procesamiento. Los datos del Smartphone fueron pasados consecutivamente a una base de datos de Microsoft Excel 2007.



**Figura 29.** Colocación del iPhone4 en el hemicuerpo derecho de un sujeto.

Debido a su posicionamiento, los ejes y planos en el Smartphone se correspondieron con diferentes planos de movimiento anatómico: Yaw (z) para el plano de flexo-extensión de hombro, Pitch (y) para el plano de abducción del hombro, y Roll (x) para el plano de rotación del húmero (Figura 30).



**Figura 30.** Representación de yaw, pitch y roll en el Smartphone situado en el húmero.

## Procedimiento.

Se les pidió a los sujetos que asistieran para el estudio al laboratorio del movimiento humano, Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). La tarea analítica a realizar fue explicada claramente. Tanto el principio y como el final de la tarea se indicaron por orden verbal del investigador, que fue idéntica para todos los participantes. Partiendo desde bipedestación en posición neutra, realizaron las siguientes tareas analíticas: abducción de hombro derecho durante ocho repeticiones y, después de un descanso de unos tres minutos, flexión de hombro derecho durante otras ocho repeticiones. Se les dijo a los participantes que realizaran los movimientos hasta la posición más alta que pudieran alcanzar. Ambas tareas fueron realizadas con el codo extendido, la muñeca en una posición neutra y la palma de la mano hacia la línea media al principio y al final del movimiento.

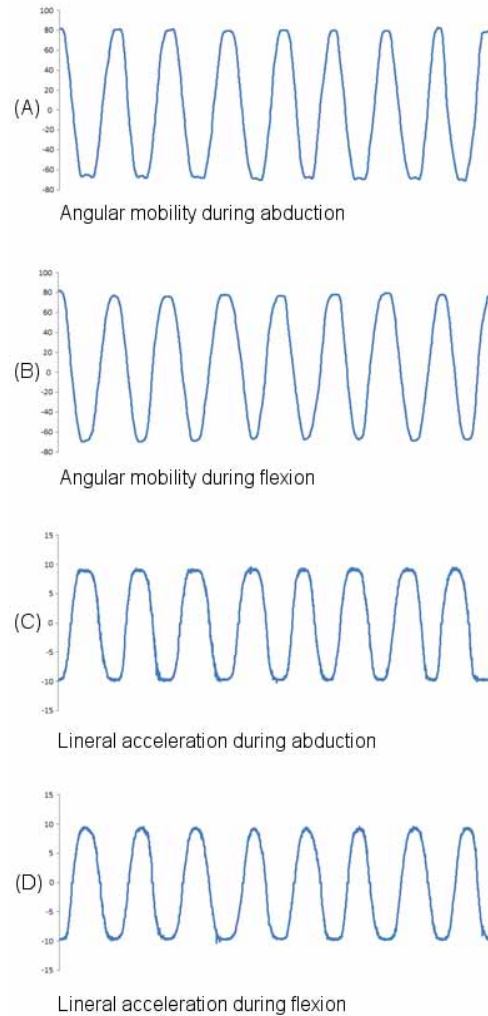
## Análisis de datos

SPSS v15.0 fue utilizado para los cálculos estadísticos. Se calculó la estadística descriptiva (media, desviación estándar, mínimo y máximo) para la edad, altura, peso, IMC, movilidad angular y aceleración lineal. Se usaron los procedimientos estándar para calcular las medias y SDs. La prueba de Kolmogorov-Smirnov mostró una distribución normal de los datos ( $P > 0,05$ ).

La movilidad angular y la aceleración lineal se calcularon de dos maneras diferentes: en cada plano del espacio por separado y teniendo en cuenta el vector resultante de los tres ejes de movimiento, entendido como:  $Vr = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$

## Resultados

El análisis de movilidad angular permitió obtener gráficos descriptivos de las tareas analíticas realizadas por cada participante (Figura 31).



**Figura 31.** Patrón cinemático. Se muestran cuatro ejemplos de patrones cinemáticos a través de 8 repeticiones para la movilidad angular durante la abducción (A) y la flexión (B) en pitch, y la aceleración lineal durante la abducción (C) y la flexión (D) en el eje Y.

Se calcularon las medias y desviaciones estándar de movilidad angular y la aceleración. Para eso, se analizaron los datos de la segunda repetición de la segunda serie de los movimientos de la abducción como de la flexión en cada uno de los ejes del espacio.

En términos de movilidad angular, el rango más grande se encontró en el eje pitch para el movimiento de flexión, seguida por el mismo eje en abducción. Sin embargo, el rango más pequeño fue encontrado en yaw para la flexión y en roll para la abducción. Considerando el vector resultante, el ROM es más grande para la abducción (tabla 26).

**Tabla 26.** Grados de movilidad angular registrados en los movimientos de abducción y flexión.

Ángulos	Abducción, media (SD)	Flexión, media (SD)
Yaw	109,96 (39,44)	79,81 (39,69)
Pitch	151,59 (10,21)	156,15 (12,40)
Roll	87,53 (38,46)	80,09 (47,45)
Vector resultante	209,69 (42,01)	197,89 (42,02)

En cuanto a la aceleración, el valor mayor se encontró en el eje Y, seguido por los ejes Z y X en ambos movimientos. La aceleración de la flexión fue mayor en el eje x en comparación con la abducción mientras que, en la abducción, la aceleración fue mayor en los ejes Z e Y que en la flexión. Con respecto a vector resultante, la aceleración fue mayor en la abducción (Tabla 27).

**Tabla 27.** Metros/s<sup>2</sup> de aceleración registrada en los movimientos de abducción u flexión.

Ejes	Abducción, media (SD)	Flexión, media (SD)
X	8,48 (1,76)	8,53 (2,8)
Y	19,48 (0,85)	19,43 (0,77)
Z	9,41 (1,5)	7,09 (1,9)
Vector resultante	23,31 (1,58)	22,55 (1,73)

Se calculó la relación entre movilidad angular y la aceleración lineal para ambas tareas en cada eje del espacio y el vector resultante. Se encontró una correlación fuerte en X e Y así como en el vector resultante, para ambas tareas. Sin embargo, esta correlación no fue significativa en el yaw. Más detalles se muestran en la tabla 28.

**Tabla 28.** Correlación de Pearson entre la movilidad angular y aceleración lineal.

Tarea	Abducción, Correlación (valor <i>P</i> )	Flexión, Correlación (valor <i>P</i> )
Yaw (z)	,462 (,17)	,380 (,2)
Pitch (y)	,914 (<,01)	,915 (<,01)
Roll (x)	,811 (<,01)	,691 (,02)
Vector resultante	,845 (<,01)	,860 (<,01)

## Discusión

### Hallazgos principales.

Este estudio ha descrito y examinado cinemática 3D del miembro superior utilizando el sensor inercial del iPhone4 durante las tareas abducción y flexión del hombro en sujetos sanos. El mayor rango de movimiento y los valores de la aceleración más altos variaron a lo largo de cada uno de los ejes. Sin embargo, teniendo en cuenta el vector resultante de cada uno de los ejes, se encontró que la movilidad y la aceleración fueron mayores para el movimiento de abducción. Se encontró una fuerte correlación entre la movilidad y la aceleración tridimensional en ambas tareas. Los resultados obtenidos en este estudio permitieron obtener datos descriptivos de la cinemática 3D de la extremidad superior, proporcionando una visión general del empleo de un Smartphone para el estudio del movimiento de las extremidades superiores.

Previamente, la investigación ha tratado de describir la cinemática general de las extremidades superiores mediante Smartphone. Recientemente, una medición inclinométrica de varios movimientos, incluyendo la abducción y la flexión, a través de un teléfono móvil se llevó a cabo en 41 hombros afectados. Los resultados mostraron una puntuación de fiabilidad aceptable cuando se compara con goniómetros convencionales (Shin et al., 2012). De manera muy reciente, se ha proporcionado la evaluación funcional del hombro a través de las variables inerciales de velocidad y aceleración estudiadas en 5 sujetos con un Smartphone (Oihénart et al., 2012). Se ha validado el uso de un inclinómetro



embebido en un Smartphone para los movimientos de abducción y flexión en hombros sanos y asintomáticos (Werner et al., 2014). Últimamente, se han validado mediciones goniométricas de un Smartphone en 5 sujetos sanos, obteniendo 95,2° para la flexión y 155,4° para la abducción (Seong-wook J & Yon-Sik Y, n.d.), que es similar a los grados de abducción obtenidos en el presente estudio. Además, se ha validado una aplicación de imagen basada en inclinometría para medir la rotación externa del hombro (Mitchell et al., 2014).

El movimiento de la extremidad superior se ha estudiado usando varios dispositivos desde hace décadas. Sin embargo, se tiende a profundizar en aspectos cinemáticos (Cuesta-Vargas et al., 2010) y la cinemática 3D (Cutti & Chadwick, 2014; Kontaxis et al., 2009). Es por ello que los dispositivos inerciales tienen especial protagonismo al estudiar la cinemática del hombro en varios estudios (Jolles et al., 2011; Körver, Heyligers, Samijo, & Grimm, 2014). El hecho de obtener resultados distintos dependiendo del análisis de un solo plano/eje o su vector resultante intensifica la importancia de tener en cuenta el componente tridimensional del movimiento anatómico, cuyo análisis es posible a través de los sensores inerciales embebidos en el Smartphone.

Hoy en día, debido al nacimiento de nuevas tecnologías, el concepto de telerehabilitación se ha convertido en una oportunidad atractiva para proporcionar rehabilitación a distancia con Internet, mejorando así la calidad de la atención sanitaria de rehabilitación (T. G. Russell, 2009; Theodoros & Russell, 2008). Proporcionar instrucciones detalladas respecto a la colocación y el uso de los teléfonos inteligentes permitiría a los pacientes medir la cinemática de húmero, lo que facilita un acceso equitativo a todas las personas. En cuanto a las extremidades superiores, ya se ha estudiado el diagnóstico y la evaluación de los trastornos músculo-esqueléticos del hombro a través de Internet (Steele, Lade, McKenzie, & Russell, 2012). Como la telerehabilitación es un sistema conveniente y fácil de usar, ayudaría a los pacientes y sanitarios a cumplir los objetivos relacionados con la salud. Las tecnologías de comunicación como parte de la telesalud también reducirían los costes sanitarios.

Tener valores de referencia de la cinemática de húmero en el futuro sería potencialmente deseable, ya que mostraría la posibilidad de comparar los datos de las nuevas tecnologías,

tales como los teléfonos inteligentes o cámaras inteligentes como Kinect, abriendo un nuevo mundo de posibilidades en la evaluación del hombro en la telesalud.

La tendencia a la cinemática tridimensional, junto con el nacimiento del concepto de telerehabilitación, muestra la necesidad de la evaluación 3D de los movimientos del brazo a través del smartphone. Los resultados de este estudio están en línea con otras investigaciones y muestran que el uso de sensores inerciales embebidos en teléfonos móviles para el análisis cinemática de las extremidades superiores parece factible.

## **Limitaciones**

La principal debilidad del estudio es que se trata de un estudio transversal, lo que significa que no se pueden establecer relaciones de causa y efecto en los patrones cinemáticos. Además, no se ha estudiado la validez de criterio porque no hay ningún criterio estándar. Sin embargo, teniendo una muestra con un mayor número de participantes y en la que también los sujetos presenten patología de hombro, se espera comparar nuestros resultados con los proporcionados por otros estudios sobre otros sistemas de análisis de movimiento de las extremidades superiores. Por otra parte, la medición de las extremidades superiores con un sistema estándar de oro nos permitirá validar los teléfonos móviles como una medida inercial de fácil uso en las extremidades superiores. Cabe mencionar también que este estudio calculó sólo la cinemática de húmero, mientras que no se incluyó la contribución de otras articulaciones del hombro, como la esternoclavicular y la acromioclavicular (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau, & Begon, 2013), cuya importancia se ha reivindicado previamente.

## **Conclusiones.**

Este estudio analiza la cinemática e identifica los patrones de movimiento del húmero. Por lo tanto, apoya el uso de teléfonos móviles como dispositivos para analizar la cinemática del miembro superior. Gracias a este estudio, es posible desarrollar una aplicación sencilla y accesible a todos que facilite la evaluación del paciente en esta área.

## Bibliografía del Artículo IV.

- A. Stewart, M. M.-J. (2011). International Standards for Anthropometric Assessment.
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58(11), 1355–1360.
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., & Fantozzi, S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by means of automatic tracking. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 276–287. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.729134>
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cutti, A. G., & Chadwick, E. K. (2014). Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 205–210. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1143-0>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169–178. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0296-5>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., & Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- El-Zayat, B. F., Efe, T., Heidrich, A., Anetsmann, R., Timmesfeld, N., Fuchs-Winkelmann, S., & Schofer, M. D. (2013). Objective assessment, repeatability, and agreement of shoulder ROM with a 3D gyroscope. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14, 72. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-14-72>
- El-Zayat, B. F., Efe, T., Heidrich, A., Wolf, U., Timmesfeld, N., Heyse, T. J., ... Schofer, M. D. (2011). Objective assessment of shoulder mobility with a new 3D gyroscope--a validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 168. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-168>

- Ferriero, G., Sartorio, F., Foti, C., Primavera, D., Brigatti, E., & Vercelli, S. (2011). Reliability of a new application for smartphones (DrGoniometer) for elbow angle measurement. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 3(12), 1153–1154. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.05.014>
- Fox, R. F. (1917). *Physical Remedies for Disabled Soldiers*. W. Wood.
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 67(12), 1867–1872.
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). Differences in trunk kinematic between frail and nonfrail elderly persons during turn transition based on a smartphone inertial sensor. *BioMed Research International*, 2013, 279197. <http://doi.org/10.1155/2013/279197>
- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(3), 238–245. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01875>
- Giphart, J. E., van der Meijden, O. A. J., & Millett, P. J. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 21(11), 1593–1600. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.023>
- Gomes, P. F., Sesselmann, M., Faria, C. D. C. M., Araújo, P. A., & Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Measurement of scapular kinematics with the moiré fringe projection technique. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1215–1219. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.015>
- Jolles, B. M., Duc, C., Coley, B., Aminian, K., Pichonnaz, C., Bassin, J.-P., & Farron, A. (2011). Objective evaluation of shoulder function using body-fixed sensors: a new way to detect early treatment failures? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 20(7), 1074–1081. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.05.026>

- Kolber, M. J., & Hanney, W. J. (2012). The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 306–313.
- Kolber, M. J., Vega, F., Widmayer, K., & Cheng, M.-S. S. (2011). The reliability and minimal detectable change of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(2), 176–184. <http://doi.org/10.3109/09593985.2010.481011>
- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
- Körver, R. J. P., Heyligers, I. C., Samijo, S. K., & Grimm, B. (2014). Inertia based functional scoring of the shoulder in clinical practice. *Physiological Measurement*, 35(2), 167–176. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/167>
- Kurillo, G., Han, J. J., Obdržálek, S., Yan, P., Abresch, R. T., Nicorici, A., & Bajcsy, R. (2013). Upper extremity reachable workspace evaluation with Kinect. *Studies in Health Technology and Informatics*, 184, 247–253.
- McFarland, E. G. (2011). *Examination of the Shoulder: The Complete Guide*. New York: Thieme.
- Milani, P., Coccetta, C. A., Rabini, A., Sciarra, T., Massazza, G., & Ferriero, G. (2014). Mobile Smartphone Applications for Body Position Measurement in Rehabilitation: A Review of Goniometric Tools. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.05.003>
- Mitchell, K., Gutierrez, S. B., Sutton, S., Morton, S., & Morgenthaler, A. (2014). Reliability and validity of goniometric iPhone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(7), 521–525. <http://doi.org/10.3109/09593985.2014.900593>
- Muir, S. W., Corea, C. L., & Beaupre, L. (2010). Evaluating change in clinical status: reliability and measures of agreement for the assesment of glenohumeral range of motion. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 5(3), 98–110.

- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr, & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(9), 1177–1183. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>
- Oïhénart, L., Duc, C., & Aminian, K. (2012). iShould: Functional evaluation of the shoulder using a Smartphone. *Gait & Posture*, 36, S61–S62. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.284>
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636–640. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015>
- Parel, I., Cutti, A. G., Kraszewski, A., Verni, G., Hillstrom, H., & Kontaxis, A. (2014). Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulohumeral coordination. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 271–282. <http://doi.org/10.1007/s11517-013-1121-y>
- Park, J.-Y., Hwang, J.-T., Kim, K.-M., Makkar, D., Moon, S. G., & Han, K.-J. (2013). How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography—a new diagnostic modality. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 22(1). <http://doi.org/10.1016/j.jse.2012.10.046>
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2013). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <http://doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>
- Rosén NG, N. G. (1922). A simplified method of measuring amplitude of motion in joints. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 4(3), 570–579.
- Russell, T. (2007). Goniometry via the internet. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(2), 136.
- Russell, T. G. (2009). Telerehabilitation: a coming of age. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 55(1), 5–6.

- Russell, T. G., & Jones, A. F. (2011). Implications of regulatory requirements for smartphones, gaming consoles and other devices. *Journal of Physiotherapy*, 57(1), 5–7. [http://doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70001-7](http://doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70001-7)
- Sang Kim Y, Seong-wook J, & Yon-Sik Y. (n.d.). Mobile assessment system for shoulder joint rehabilitation: System development and preliminary study, 6(2), 51–60. <http://doi.org/10.14257/ijbsbt.2014.6.2.05>
- Shin, S. H., Ro, D. H., Lee, O.-S., Oh, J. H., & Kim, S. H. (2012). Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Manual Therapy*, 17(4), 298–304. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.010>
- Steele, L., Lade, H., McKenzie, S., & Russell, T. G. (2012). Assessment and Diagnosis of Musculoskeletal Shoulder Disorders over the Internet. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2012, 945745. <http://doi.org/10.1155/2012/945745>
- Terwee, C. B., de Winter, A. F., Scholten, R. J., Jans, M. P., Devillé, W., van Schaardenburg, D., & Bouter, L. M. (2005). Interobserver reproducibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1356–1361.
- Theodoros, D., & Russell, T. (2008). Telerehabilitation: current perspectives. *Studies in Health Technology and Informatics*, 131, 191–209.
- van den Noort, J. C., Wiertsema, S. H., Hekman, K. M. C., Schönhuth, C. P., Dekker, J., & Harlaar, J. (2014). Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(11), 921–931. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1186-2>
- Walter, R., Kosy, J. D., & Cove, R. (2013). Inter- and intra-observer reliability of a smartphone application for measuring hallux valgus angles. *Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 19(1), 18–21. <http://doi.org/10.1016/j.fas.2012.08.004>
- Werner, B. C., Holzgrefe, R. E., Griffin, J. W., Lyons, M. L., Cosgrove, C. T., Hart, J. M., & Brockmeier, S. F. (2014). Validation of an innovative method of shoulder range-of-motion measurement using a smartphone clinometer application. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2014.02.030>

- Wong, W. Y., & Wong, M. S. (2008). Trunk posture monitoring with inertial sensors. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 17(5), 743–753. <http://doi.org/10.1007/s00586-008-0586-0>
- Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <http://doi.org/10.1080/03093640600983949>



## Artículo V

---

### **Validez y fiabilidad del ángulo de abducción del brazo medido en el Smartphone: un estudio transversal.**

*Validity and reliability of arm abduction angle measured on smartphone:  
a cross-sectional study.*

*Publicado en BMC Musculoskeletal disorders: 20 de Febrero del 2016.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo V: Validez y fiabilidad del ángulo de abducción del brazo medido en el Smartphone: un estudio transversal.**

### **Abstract.**

**Background:** Measuring range of movement is important in clinical shoulder assessment. Over the years, different techniques have been used to analyze upper limbs mobility. Smartphone image-based goniometer offers a noninvasive easy-to-use method of measuring arm abduction angle. However, the validity of this method has not been previously established. The purpose of this study was to investigate the validity and reliability of an Internet and image-based app (mROM) regarding arm abduction angle in both healthy subjects and patients suffering from shoulder damage.

**Methods:** 23 subjects with shoulder pathology (14 female, 9 male) and 14 healthy subjects (8 female, 6 male) were examined (37 shoulders). mROM app was used to measure arm abduction angle. Two examiners measured 37 shoulders on 3 separate occasions over 2 days: 2 measurements on the first day and a third one the following day. Descriptive statistics were calculated for descriptive and anthropometric variables, as well as for the first measure of arm abduction angle by photographs and inertial sensors. Reliability was investigated by intraclass correlation coefficients and p values, and validity by Pearson correlation and P.

**Results:** Intra-rater and inter-rater reliability were high (intraclass correlation coefficients 0.998 and 0.984 respectively) for the total sample, although, for the healthy group, intrareliability was lower and interreliability was no reliable. Measurements from photographs and inertial sensors were highly correlated (Pearson  $r = 0.964$ ) for the total sample. However, it was no significant for the healthy group.

**Conclusion:** Smartphone photographs are a reliable and valid method to measure arm abduction angle, supporting the use of photography obtained through app for measuring joint ROM. This method provides a convenient and precise tool in assessment of arm motion.

## Resumen.

**Introducción:** La medición de la amplitud de movimiento es importante en la evaluación clínica del hombro. A través de los años, diferentes técnicas se han utilizado para analizar la movilidad de las extremidades superiores. El goniómetro basado en imágenes de un Smartphone ofrece un método no invasivo y fácil de usar para medir el ángulo de abducción de brazo. Sin embargo, la validez de este método no se ha establecido con anterioridad. El propósito de este estudio fue investigar la validez y la fiabilidad de una aplicación basada en imágenes de Internet (MROM) en relación con el ángulo de abducción del brazo, tanto en sujetos sanos como en pacientes que sufren de lesión de hombro.

**Métodos:** 23 pacientes con patología del hombro (14 mujeres, 9 hombres) y 14 sujetos sanos (8 mujeres, 6 hombres) fueron examinados (37 hombros). La aplicación MROM se utilizó para medir el ángulo de abducción del brazo. Dos examinadores midieron 37 hombros en 3 ocasiones separadas en 2 días: 2 mediciones en el primer día y una tercera al día siguiente. Se calculó la estadística descriptiva para las variables antropométricas y descriptivas, así como para la primera medida del ángulo de abducción del brazo mediante fotografías y sensores inerciales. La fiabilidad fue investigada por los coeficientes de correlación intraclass y los valores de p, y la validez mediante la correlación de Pearson y P.

**Resultados:** la fiabilidad intra e inter-observador fueron altas (coeficientes de correlación intraclass de 0,998 y 0,984, respectivamente) para la muestra total, aunque, para el grupo sano, la fiabilidad intra-observador fue menor y no hubo fiabilidad inter-observador. Las mediciones fotográficas e inerciales estaban altamente correlacionados ( $r$  de Pearson = 0,964) para la muestra total. Sin embargo, no fue significativa para el grupo sano.

**Conclusión:** Las fotografías del Smartphone son un método válido y fiable para medir el ángulo de abducción de brazo, apoyando el uso de la fotografía obtenida a través de la aplicación para la medición de amplitud del movimiento articular. Este método proporciona una herramienta conveniente y precisa en la evaluación del movimiento del brazo.

## Introducción.

El rango de movimiento (ROM) del brazo es una medida de interés en el entorno clínico ya que es importante para el diagnóstico, la evaluación del tratamiento y la cuantificación de los posibles cambios (Muir, Corea, & Beaupre, 2010). Uno de los métodos más utilizados para evaluar ROM es la goniometría manual (Boone et al., 1978), que fue utilizada por primera vez durante la Primera Guerra Mundial para tratar a los soldados heridos (Fox, 1917), y ha sido desarrollada desde entonces (Gajdosik & Bohannon, 1987; Rosén NG, 1922). Durante décadas, el movimiento activo y pasivo de la extremidad superior se ha estudiado mediante goniometría (Boone et al., 1978; Greene & Wolf, 1989; MacDermid, Chesworth, Patterson, & Roth, 1999; Mayerson & Milano, 1984; Riddle, Rothstein, & Lamb, 1987). Posteriormente, el ROM ha sido estudiado mediante goniómetro digital (Carey, Laird, Murray, & Stevenson, 2010), inclinómetro digital (Kolber & Hanney, 2012; Kolber, Vega, Widmayer, & Cheng, 2011), estimación visual (Terwee et al., 2005), nivel visual (Mullaney, McHugh, Johnson, & Tyler, 2010) y otros dispositivos tales como giroscopios 3D (El-Zayat et al., 2011, 2013) o sistema Kinect (Kurillo et al., 2013). Dado a su tamaño compacto y portabilidad, los sensores inerciales son una opción atractiva, los cuales son un sistema de análisis del movimiento válido y fiable (A. Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). El uso de los sensores inerciales se describe en un protocolo que analiza los movimientos de la extremidad superior (Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009), mientras que su fiabilidad intra e inter-operador se ha determinado en varios planos de movimiento (Parel et al., 2012).

La aparición de nuevas tecnologías ha llevado a los servicios de rehabilitación convencionales a incorporar el concepto de tele-rehabilitación como una alternativa atractiva a los servicios de rehabilitación a distancia a través de Internet. Esto trae una amplia gama de beneficios para los pacientes y los profesionales de la salud, y también mejora la calidad de la atención de la rehabilitación de la salud (Trevor G Russell, 2009; Theodoros & Russell, 2008). Existen varios estudios que han contribuido a la aceptación de tele-rehabilitación como una herramienta viable, como aquellos que analizan los ángulos de la rodilla y la cinemática de la marcha a través de una evaluación desde internet. (T G Russell, Jull, & Wootton, 2003; Trevor G Russell, Jull, & Wootton, 2003), y a aceptar la

goniometría a través de Internet como una herramienta poderosa, válida y fiable para la medición del ROM en las articulaciones (T. Russell, 2007). En este ámbito, los teléfonos inteligentes o smartphones son dispositivos muy populares para fines terapéuticos (Trevor G Russell & Jones, 2011).

Las aplicaciones para Smartphone (apps) han transformado últimamente el teléfono móvil en un dispositivo para proporcionar cuidados sanitarios (“Medical Apps for Smartphones,” 2010). Por lo tanto, en los últimos años, se han validado aplicaciones sanitarias que miden ROM; varias aplicaciones hacen uso de goniometría en la rodilla (Steele, Lade, McKenzie, & Russell, 2012) o el codo (Ferriero et al., 2011). En cuanto al hombro, aplicaciones basadas en sensores (Jaccard et al., 2014; Oihénart, Duc, & Aminian, 2012; Roldan-Jimenez, Cuesta-Vargas, & Bennett, 2015) e inclinómetros (Mitchell, Gutierrez, Sutton, Morton, & Morgenthaler, 2014; Shin, Ro, Lee, Oh, & Kim, 2012) han investigado su movimiento. Los estudios también han investigado goniómetros basados en Internet a través de imágenes de la articulación del codo (Blonna, Zarkadas, Fitzsimmons, & O’Driscoll, 2012; Dunlevy, Cooney, & Gormley, 2006; Ferriero et al., 2011) hallux valgus (Walter, Kosy, & Cove, 2013) o rodilla (T G Russell et al., 2003) . Más específicamente, el goniómetro basado en Internet también ha demostrado ser una herramienta fiable para la medición del ROM del miembro superior en pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular (Hoffmann, Russell, & Cooke, 2007a). Sin embargo, sólo se ha validado recientemente la rotación externa del hombro a través de la aplicación basada en la imagen en una muestra sana (Mitchell et al., 2014). El interés en el análisis de la biomecánica de las extremidades superiores también incluye a las personas que sufren de patología del hombro, dado que el hombro es la región más afectada en los miembros superiores después de la mano (Cutti & Chadwick, 2014). En los pacientes con dolor crónico en el hombro, elROM es limitado, lo cual conduce a una restricción de las actividades de la vida diaria (Bjelle, 1989).

Como consecuencia, es necesario encontrar herramientas simples y eficaces que puedan mejorar el diagnóstico y la evaluación de los resultados (Cutti & Chadwick, 2014). Por otra parte, los servicios de rehabilitación que están centrados en la tecnología, contemplan el término de “rehabilitación basada en imagen” (Trevor G Russell, 2007). En consecuencia, el objetivo de la presente investigación es estudiar la validez y fiabilidad de una app basada en

imagen e Internet en el ángulo de abducción del brazo (Arm Abduction Angle, AAA), tanto en sujetos sanos como en pacientes que padecen lesiones de hombro.

## **Materiales y métodos.**

### **Diseño del estudio.**

En este estudio transversal, se incluyeron las variables independientes descriptivas y antropométricas relacionadas con la edad, el sexo, el peso, el tamaño y el IMC, junto con una propiedad física para una variable dependiente, es decir, el ángulo de abducción del brazo, AAA (grados).

Tras el reclutamiento, se les pidió a los participantes que asistieran al estudio en el Laboratorio de Movimiento Humano, Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). Las tareas se explicaron de manera concisa y clara para que el participante entendiera la acción a realizar. El principio y el fin de la acción se determinaron mediante una orden verbal del investigador. Los participantes se colocaron de pie, partiendo desde la posición neutra, realizando la abducción del brazo.

### **Participantes**

La muestra total consistió en 37 sujetos: 23 en el grupo patológico y 14 en el grupo sano. Los pacientes fueron reclutados de una clínica de ortopedia especializada donde habían sido previamente diagnosticados por resonancia magnética de imagen. Los sujetos asintomáticos fueron reclutados mediante anuncios. Los participantes estaban interesados en participar en el proyecto y cumplían los criterios de inclusión. Los sujetos se incluyeron si tenían una edad comprendida entre los 18 y los 75 años, y tenían un índice de masa corporal (IMC) entre 18 y 42. Los sujetos fueron excluidos si se negaban a participar en el estudio. Los sujetos asintomáticos se excluyeron si tenían algún dolor en el hombro o presentaban la prueba de Neer (Neer, 1983) o Hawkins (MacDonald, Clark, & Sutherland, 2000) positiva.

El tamaño de la muestra se calculó a priori en 9 pacientes para un error  $\alpha$  de 0,05, un poder estadístico de 0,8 y error  $\beta$  de 0,7, basado en datos de una revisión sistemática en el uso de sensores inerciales para medir el movimiento humano (A. Cuesta-Vargas et al., 2010).

## Ética

La aprobación ética para el estudio fue concedida por el Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga. El estudio cumplió con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki. A cada participante se le dio una hoja informativa y se le proporcionó el consentimiento informado por escrito para su participación. Los participantes fueron informados de que la participación era voluntaria y que podían retirarse en cualquier momento. También estaban seguros de que sus datos personales serían tratados de acuerdo con la Ley Orgánica de Protección de Datos Personales.

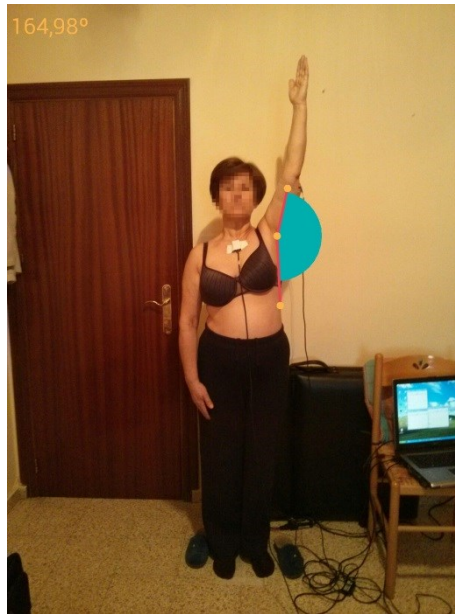
## Aparatos

El AAA se obtuvo a través de dos dispositivos diferentes. Por un lado, como criterio estándar, se obtuvo la medición inercial a través de dos sensores inerciales (InertiaCube3™ Intersense Inc., Billerica, Massachusetts) con unas dimensiones de 26,2 mm x 39,2 mm x 14,8 mm y un peso de 17 gramos. Cada sensor contiene un seguimiento de la orientación inercial de 3 DOF (degrees of freedom, grados de libertad) : yaw, pitch y roll, con una precisión de 1°, 0,25° y 25°, respectivamente, un rango angular de 360°, capaz de detectar una tasa angular de entre 0° y 1200° por segundo, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Por otra parte, los grados también se obtuvieron utilizando el teléfono inteligente Nexus 4® (LG Electronics Inc, Seúl, Corea del Sur) con una cámara principal de 8 megapíxeles y una pantalla táctil Corning Gorilla Glass 2 de 4,7 pulgadas con una resolución de 768 x 1280. La aplicación utilizada fue mROM (Brain Dynamics SL, Málaga, España), disponible en la tienda de Google.

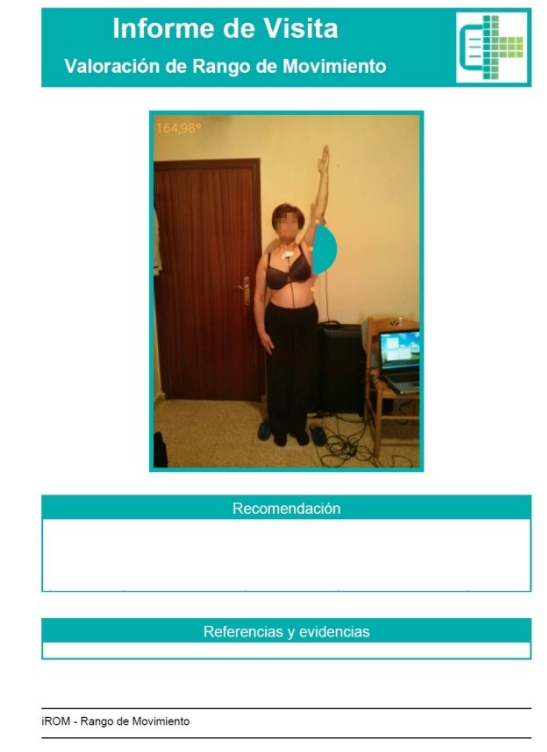
mROM es una aplicación que permite medir el ROM con la cámara de un teléfono inteligente. Cuando la aplicación está abierta, permite al usuario tomar una imagen y dibujar un ángulo tocando la pantalla en tres puntos como referencia. A continuación, la captura (foto) y la medición (fotografía con ángulo) se guardan automáticamente en el dispositivo (formato JPEG, 1.33MB). La imagen capturada y la medición hecha (figura 32) permiten al usuario generar un informe con recomendaciones para el uso clínico de los pacientes (figura 33). La aplicación ha sido diseñada y desarrollada por expertos clínicos con probada experiencia aplicando los criterios de la medicina basada en la evidencia, de manera que todas las recomendaciones clínicas realizadas por la aplicación son compatibles con la



literatura de referencia médica. Tanto el informe como la medición se pueden enviar por correo electrónico desde la aplicación en ejecución.



**Figura 32.** Medición del ángulo de abducción del brazo hecha por la app mRom. En la medida del brazo, se pueden observar 3 puntos de referencia para crear el ángulo. En la esquina superior izquierda, los grados proporcionados automáticamente por la app.



**Figura 33.** Informe con recomendaciones para el uso clínico de los pacientes

En la parte superior, "informe de visita" y "evaluación de la amplitud de movimiento" encabeza el informe. Esto es seguido por la medición, una sección de "recomendación" para el uso clínico para los pacientes. Por último, hay una sección de "Referencias y Evidencias", por lo que la recomendación clínica puede ser apoyada por una referencia médica.

Para obtener información sobre la discapacidad del hombro en sujetos patológicos, la versión española de los cuestionarios Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) (Hervás et al., 2006) y Upper Limb Functional Index (ULFI) (A. I. Cuesta-Vargas & Gabel, 2013) fueron cumplimentados por cada participante antes de realizar tareas cinemáticas. El cuestionario DASH es una medida estandarizada de los síntomas de las extremidades superiores y el estado funcional (Hudak, Amadio, & Bombardier, 1996) que se compone principalmente de una escala de discapacidad / síntomas compuesta por 30 ítems. Ha demostrado ser válido y fiable en una población de pacientes con diversos trastornos de las extremidades superiores (2002). ULFI es una medida de resultado de la extremidad superior que consiste en una escala 25-ítems, que puede ser transferida a una escala de 100 puntos. También se ha demostrado que tiene fuertes propiedades psicométricas de fiabilidad y validez (Gabel, Michener, Burkett, & Neller, 2006).

## Procedimiento

Con el fin de controlar el error potencial debido al posicionamiento de los sujetos y a la colocación de teléfono, se utilizó el siguiente procedimiento para la obtención de imágenes. Los participantes se colocaron de pie sobre una marca en el suelo. Otra marca se colocó a 2 metros de distancia con el fin de mantener la misma distancia entre los sujetos y los investigadores. Además, se midió la altura del hombro, por lo que el teléfono inteligente podría ser colocado a la misma altura. Para este propósito, se utilizó una cinta de métrica rígida para medir la distancia entre el suelo y el hombro. Esta distancia se mantuvo al sostener el smartphone y tomar la fotografía. La app para Smartphone mROM corrige la inclinación anteroposterior por sí sola, por lo que era posible tomar la fotografía cuando el teléfono inteligente se encontraba perpendicular al suelo. La abducción del brazo se realizó en el plano frontal con el codo extendido, la muñeca en una posición neutral, y la palma de la mano hacia la línea media al principio y al final del movimiento. Por lo tanto, la abducción se realizó con la rotación externa, ya impide el roce de los tendones del manguito rotador

(Michener, McClure, & Karduna, 2003). Se les dijo a los participantes que elevaran el brazo tanto como les permitiera su hombro, y que lo mantuvieran en esa máxima abducción; también se les dijo que volviesen a la posición inicial cuando se les tomó la foto. Se midieron tres fotografías tomadas por el examinador principal para la fiabilidad intra-evaluador. Dos de ellas fueron tomadas al primer día, y la tercera al día siguiente. Otro examinador también mide el hombro en 3 ocasiones para la fiabilidad inter-observador. Es decir, cada examinador tomó 3 fotografías de cada sujeto y determinó los puntos de referencia en 2 ocasiones separadas por 1 día de diferencia. Por lo tanto, las mediciones fotográficas se tomaron a partir de 3 conjuntos independientes de imágenes y, en cada ocasión de medición, cada imagen fue examinada y medida independientemente.

Para determinar el AAA partir de las fotografías, los examinadores seleccionaron 3 puntos al tocar la pantalla: cabeza del húmero, tercio medio del húmero, y el tercero de forma paralela a la línea media del cuerpo. mROM usa estos puntos para calcular el AAA, que es el ángulo formado por el elevar la extremidad superior en un plano frontal. Todas las imágenes se guardan en formato JPEG (1224 x 1632 píxeles). Los datos fueron enviados a los investigadores por correo electrónico.

Los sensores inerciales fueron colocados en cada sujeto en el hemicuerpo que presentaba patología del hombro, localizado en el tercio medio del húmero ligeramente posterior y en la parte plana del esternón.

Estas superficies se limpiaron con alcohol de manera que cada sensor estaba adherido a la piel. Para asegurar la fijación del sensor a la piel del paciente y evitar el deslizamiento, se utilizó una cinta adhesiva de doble cara, así como una cinta elástica cohesiva (Rapidex<sup>®</sup>) de 8 cm de ancho para fijar a los segmentos cilíndricos del cuerpo (parte superior del brazo), y una venda adhesiva (Strappal<sup>®</sup>) de 5 cm de ancho en las zonas más planas del cuerpo (esternón). Los valores inerciales fueron registrados mediante el Software cinemático Intersense Server, los cuales fueron transferidos posteriormente a una base de datos de Microsoft<sup>®</sup> Excel 2007. En el sensor colocado en el húmero, los grados proporcionados por el pitch correspondían a la abducción del húmero. En el sensor colocado en el esternón, los grados proporcionados por pitch correspondían al movimiento lateral del esternón. Por lo tanto, con el fin de determinar la abducción del brazo con los sensores inerciales, a los

grados obtenidos en pitch para el esternón se añadieron los grados obtenidos en pitch en el húmero.

Todas las mediciones fotográficas se tomaron al mismo tiempo que la medición inercial. Por lo tanto, se podía hacer una comparación directa entre las mediciones inerciales y las fotografías de los sujetos individuales. Tanto el examinador principal y como el segundo examinador eran fisioterapeutas con 2 o más años de experiencia clínica.

En el primer día, se registraron 2 mediciones para un hombro utilizando sensores inerciales y 2 fotografías tomadas por dos examinadores con un Smartphone. Al segundo día, 1 de medición inercial y fotográfica fue tomada por cada examinador. La repetición de las dos mediciones realizadas por el examinador principal se utilizaron para calcular la fiabilidad intra-observador, mientras que las mediciones realizadas por el investigador principal y el segundo examinador se utilizaron para calcular la fiabilidad inter-observador.

El análisis estadístico se realizó utilizando datos de las fotografías de los miembros superiores y las mediciones inerciales. La estadística descriptiva (media, desviación estándar) utilizando procedimientos estándar se calcularon para las variables antropométricas y descriptivas, así como para la primera medida de AAA mediante las fotografías y los sensores inerciales.

La fiabilidad intra-observador e inter-observador se examinó utilizando los coeficientes de correlación intraclase (ICC<sub>2,1</sub>) y el valor P.

Para la fiabilidad intra-observador, se compararon 3 medidas fotográficas tomadas por el primer examinador. Para la fiabilidad inter-observador, se utilizó para comparar la mejor medida del sujeto de las 3 fotografías de cada examinador, entendida la mejor fotografía como aquella en la que se obtenía la capacidad máxima que cada sujeto podía alcanzar. El coeficiente de correlación intraclase (CCI<sub>2,1</sub>) y el valor de p fueron examinados. Los niveles de fiabilidad eran excelente (CCI > 0,80), bueno (0,80 > ICC > 0,60), moderado (0,60 > ICC > 0,40), y la de escasa fiabilidad (CCI < 0,40). Una correlación muy alta estaba representada por un valor p superior a 0,7, mientras que los coeficientes entre 0,7 y 0,5 indicaban una correlación moderada. Los valores entre 0,5 y 0,3 se consideraron una correlación pobre (Cohen, 1988). Para la validez de criterio, se calcularon los valores de P y los coeficientes de

correlación de Pearson para examinar la asociación entre las mediciones fotográficas del Smartphone y las inerciales.

El análisis se realizó con el programa SPSS versión 22.0 para Windows y Medcalc software, mientras que la recolección de datos utilizó el análisis inferencial entre las variables por tipo y normal. Se utilizaron pruebas no paramétricas de Kolmogorov-Smirnov, según lo determinado por la normalidad de las variables de distribución. El nivel de significación estadística se estableció en  $p < 0,05$ .

## Resultados.

El grupo patológico consistió en 23 sujetos, hombre / mujer = 9/14, diestro / zurdo = 21/2, con dolor unilateral del hombro (11 con desgarros del manguito de los rotadores, 7 con pinzamiento subacromial, 3 con tendinopatía del supraespinoso, y 2 con otra patología). Se midieron 18 brazos derechos y 5 brazos izquierdos. El grupo sano consistió en 14 sujetos, hombre/mujer = 6/8, todos ellos diestros. Se midieron 12 brazos derechos y 2 brazos izquierdos.

En la Tabla 29 se muestran las variables descriptivas y antropométricas.

**Tabla 29:** Características descriptivas y antropométricas de la muestra (n=37)

	Media $\pm$ SD	
	Sano (n=14)	Patológico (n=23)
Edad (años)	56,14 $\pm$ 9,10	52,78 $\pm$ 10,02
Peso (Kg)	75,32 $\pm$ 14,28	75,24 $\pm$ 18,52
Estatura (m)	1,66 $\pm$ 0,09	1,63 $\pm$ 0,09
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	27,12 $\pm$ 3,85	28,15 $\pm$ 6,70
ULFI(0-100)	0	71,82 $\pm$ 20,63
DASH (0-100)	0	63,24 $\pm$ 18,21

En la muestra total de 37 hombros, la media  $\pm$  SD de AAA en la primera medida realizada con un Smartphone fue 169,07°  $\pm$  4,96° para los sujetos sanos y 93,54°  $\pm$  40,88° para los sujetos

patológicos. Cuando se mide con sensores inerciales la media  $\pm$  SD de AAA fue de  $154,22^\circ \pm 19,27^\circ$  para los sujetos sanos y  $87,86^\circ \pm 47,41$  para los sujetos patológicos (tabla 30).

**Tabla 30:** Ángulo de abducción del brazo (grados) obtenidos a través de la medición inercial y fotográfica en el grupo sano y patológico.

	Mínimo		Máximo		Media $\pm$ SD	
	Sano	Patológico	Sano	Patológico	Sano	Patológico
Sensor inercial	128,12	17,53	195,2	186,02	$154,22 \pm 19,27$	$87,86 \pm 47,41$
smartphone	163,87	29,58	179,75	163,37	$169,07 \pm 4,96$	$93,54 \pm 40,88$

Para las mediciones fotográficas, se observaron valores altos elevados de acuerdo (coeficientes de correlación intraclase (CCI) e intervalos de confianza del 95% y P) para la fiabilidad intra-observador, aunque estos valores fueron mayores para el grupo patológico (tabla 31).

La comparación de las mediciones tomadas por 2 examinadores distintos mostró una fiabilidad inter—observador muy alta para el grupo patológico, aunque no era fiable para los sujetos sanos (tabla 31).

El análisis de validez mostró valores de correlación de Pearson muy fuertes para el grupo patológico y la muestra total. Sin embargo, la correlación de Pearson era pobre para el grupo sano y no se encontraron valores significativos (tabla 31).

**Tabla 31:** Fiabilidad intra-observador e inter-observador y validez de criterio de la medición con Smartphone.

	Fiabilidad intra-observador ICC <sub>2,1</sub> (95%CI), valor P	Fiabilidad inter-observador ICC <sub>2,1</sub> (95%CI), valor P	Validez de criterio (Pearson r, valor P)
Grupo sano (n=14)	0,780 (0,399, 0,931) p=0,001**	0,492 (0,083, 0,822) p=0,04*	0,400, p=0,198 ns
Grupo patol (n=23)	0,975 (0,942, 0,989) p<0,001**	0,990 (0,978, 0,996) p<0,001**	0,971, p<0,001**
Muestra total (n=37)	0,988 (0,977, 0,994) p<0,001**	0,994 (0,988, 0,997) p<0,001**	0,964, p<0,001**

Ns = No significativo

\* =  $p < 0,05$

\*\*=  $p < 0,01$

## Discusión.

Desde nuestro conocimiento, este es el primer estudio que analiza la fiabilidad de una medida del ROM utilizando un goniómetro basado en la fotografía de un Smartphone en hombros sanos y patológicos. La fiabilidad intra e inter-observador mostraron un alto ICC en la muestra total. Estos hallazgos coinciden precisamente con los resultados de otros estudios que investigan los goniómetros basados en la fotografía (ICC mayor que 0,93) (Hoffmann, Russell, & Cooke, 2007; O'Neill et al., 2013). Sin embargo, los valores de fiabilidad intra-observador fueron mejores para los sujetos patológicos, y no se encontró fiabilidad inter-observador para los sujetos sanos. Este hecho puede deberse a una muestra más pequeña en este grupo. Además, una gama más amplia de movimiento conduce a una distribución más heterogénea, que puede afectar a los resultados de fiabilidad. En cuanto a la validez, no se encontró relación entre la medición inercial y basada en imágenes. Esto puede ser debido al tamaño de la muestra sana ( $n = 14$ ).

Estudios anteriores sobre la movilidad del hombro han utilizado fotografías para obtener el ángulo de abducción. En sujetos que se sometieron a cirugía de hombro, se encontró una excelente fiabilidad para el movimiento de abducción cuando se comparaba con la estimación visual; también se encontró una excelente fiabilidad intra e inter-observador ( $ICC > 0,9$ ) (O'Neill et al., 2013). Se descubrió que el goniómetro basado en Internet era un instrumento válido para medir el rango de movimiento del miembro superior en personas que han sufrido un derrame cerebral en comparación con un goniómetro universal (UG), mostrando una fiabilidad intra e inter-observador (CCI) más alto que  $> 0,93$  (Hoffmann et al., 2007). En nuestro estudio, también se encontró un  $CCI > 0,9$  para la muestra total. Sin embargo, en el presente estudio, como los sensores inerciales son un método preciso y fiable para el análisis de movimiento humano (A. Cuesta-Vargas et al., 2010) y su uso se ha apoyado en las extremidades superiores (Kontaxis et al., 2009; Parel et al., 2012), fueron considerados un estándar criterio apropiado, en lugar de la estimación visual o el UG. En nuestro estudio, también se encontró un  $CCI > 0,9$  en la muestra total.

Como se puede apreciar en la bibliografía, el concepto de la realización de mediciones del ROM articular a partir de fotografías no es nuevo. En la última década, se ha investigado para varias articulaciones. Se han comparado mediciones del hallux valgus mediante radiología e imágenes digitales, mostrando también un  $CCI > 0,9$  para la fiabilidad inter e intra-observador de la medición fotográfica y una fiabilidad aceptable (Nix, Russell, Vicenzino, & Smith, 2012). Los ángulos de hallux valgus a través de radiografía de los pies se han medido por medio de mediciones con ayuda de un ordenador como un criterio estándar y se han comparado con una app basada en acelerómetro un de smartphone. Para la app, la CCI para la fiabilidad inter-observador osciló entre 0,56 y 0,93, mientras que la CCI para la fiabilidad intra-observador varió entre 0,56 y 0,97, dependiendo del ángulo medido o el observador (Walter et al., 2013). En el presente estudio, el ICC también varió, pero mostrando niveles más altos, excepto para la fiabilidad inter-observador en la muestra sana, en la que se encontró el CCI fue de 0,492. En este caso, los valores variaron en función del grupo. Además, las radiografías de la rodilla se compararon con las fotografías digitales para los movimientos de flexión y extensión, mostrando unos coeficientes de correlación de



concordancia casi perfectos, que variaron dependiendo del método empleado o del ángulo medido (Naylor et al., 2011).

Además de utilizar las radiografías, el UG se ha usado como criterio estándar, como por ejemplo para la medición de ángulos de la rodilla, y se comparó con fotografías clínicas tomadas por un goniómetro basado en Internet, para los que el ICC para ambas fiabilidades osciló entre 0,96 y 1,00. No hubo diferencias significativas al comparar el UG y el goniómetro basado en Internet (T G Russell et al., 2003). El UG también se comparó con goniómetros virtuales, que mostraron valores más altos de fiabilidad en la rodilla y las articulaciones del codo (Dunlevy et al., 2006). Un programa de software ha demostrado ser más fiable que el UG en la medición de ROM máximo de la rodilla (Verhaegen, Ganseman, Arnout, Vandenneucker, & Bellemans, 2010). Además, una aplicación basada en Smartphone, mostró un CCI para la fiabilidad intra e inter-observador superior a 0,956 (Ferriero et al., 2013). El ángulo del codo medido con un UG se comparó con fotografías digitales. El método basado en la fotografía mostró un CCI entre 0,96 y 0,98 para su validez, y mejor fiabilidad entre-observadores que la UG (Blonna et al., 2012; Dunlevy et al., 2006). Una app de Smartphone basada en imagen mostró un CCI de entre 0,96 y 0,99 para la fiabilidad intra e inter-observador, respectivamente, y ha demostrado ser una herramienta alternativa fiable y útil para la goniometría de la articulación del (Ferriero et al., 2011). Los resultados de este estudio con aquellos que mostraron mayores niveles de fiabilidad y validez cuando se mide el ROM a través de una app de Smartphone. Centrándose en el ROM proporcionado por la app basada en imagen, el rango de AAA en nuestra muestra de 37 hombros fue de 154,44° a 179,75° ( $X = 169,33^\circ$ ) para los sujetos sanos y de 29,58° a 169,21° ( $X = 92,69^\circ$ ) para los hombros patológicos. Estos resultados son consistentes con estudios previos que han investigado AAA: que van desde 20° a 180° para los pacientes que habían sufrido cirugía de hombro (O'Neill et al., 2013), media = 161° de abducción del hombro medida con un goniómetro y media = 162° cuando se mide con un inclinómetro en sujetos asintomáticos (Kolber & Hanney, 2012), y, en pacientes con patología del hombro, el rango fue de 45° a 180° para la estimación visual, desde 30° a 170° para la goniometría, y de 15° a 160° para la fotografía fija (Hayes, Walton, Szomor, & Murrell, 2001).

La muestra de voluntarios reclutados representaba una población clínica, con hombros sanos y patológicos. Sin embargo, deben considerarse varias limitaciones en nuestro estudio. Por un lado, se investigó el AAA; sin embargo la evaluación de la movilidad del hombro incluye mediciones de otros movimientos, como flexión, extensión, scaption, o rotaciones. Otra limitación es que puede haber errores en la aplicación de estos resultados clínicamente, incluyendo la colocación de teléfono, el posicionamiento sujeto, y la localización de puntos de referencia en la pantalla. Sin embargo, con el fin de controlar estos errores, se midió la altura del hombro y se colocaron marcas en el suelo. Además, una limitación importante es su uso en pacientes obesos cuyos puntos de referencia en la superficie puede ser difícil de determinar con precisión en la fotografía.

Como se ha referenciado, estudios previos han demostrado que, en algunos casos, la goniometría basada en imágenes es más fiable que el UG en la evaluación de ROM. Sin embargo, la medición manual tradicional es uno de los métodos más ampliamente utilizados (Boone et al., 1978). De manera más específica, debido a la aparición de las nuevas tecnologías, los estudios se han centrado en la goniometría a través de las app para Smartphone, incluyendo las mediciones basadas en imágenes, que han demostrado tener una buena fiabilidad y validez, dependiendo en función de la articulación medida y el método empleado.

Una de las ventajas evidentes de la goniometría basada en imagen a través del Smartphone sobre otros dispositivos es que representa una herramienta portátil accesible para todos. Su naturaleza no invasiva y su relación coste-eficacia para los investigadores y los clínicos hacen que sea una herramienta práctica para ayudar en el cumplimiento de la evaluación y el tratamiento.

## **Conclusiones.**

Este estudio demuestra que las fotografías del Smartphone son un método válido y fiable para medir el AAA, apoyando el uso de la fotografía obtenida a través de la app para la medición de amplitud el movimiento articular. Por lo tanto, ofrece una alternativa interesante a otros dispositivos, añadiendo la información objetiva sobre la movilidad del

hombro del paciente. Como implicaciones clínicas, esta aplicación puede ayudar al profesional sanitario a proporcionar un seguimiento del tratamiento, permitiendo obtener una medida fiable del hombro y adjuntar por correo electrónico un informe clínico. Sin embargo, sería interesante llevar a cabo un estudio con una muestra mayor de sujetos sanos y estudiar otros movimientos del brazo.

## Bibliografía del Artículo V.

- Bjelle, A. (1989). Epidemiology of shoulder problems. *Baillière's Clinical Rheumatology*, 3(3), 437–451.
- Blonna, D., Zarkadas, P. C., Fitzsimmons, J. S., & O'Driscoll, S. W. (2012). Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(1), 29–35. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.06.018>
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58(11), 1355–1360.
- Carey, M. A., Laird, D. E., Murray, K. A., & Stevenson, J. R. (2010). Reliability, validity, and clinical usability of a digital goniometer. *Work (Reading, Mass.)*, 36(1), 55–66. <http://doi.org/10.3233/WOR-2010-1007>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. L. Erlbaum Associates.
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cuesta-Vargas, A. I., & Gabel, P. C. (2013). Cross-cultural adaptation, reliability and validity of the Spanish version of the upper limb functional index. *Health and Quality of Life Outcomes*, 11(1), 126. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-11-126>
- Cutti, A. G., & Chadwick, E. K. (2014). Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 205–210. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1143-0>

- Dunlevy, C., Cooney, M., & Gormley, J. (2006). Comparing the reliability of virtual goniometry and universal goniometry. *Gait & Posture, 24*, S31–S32. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.025>
- El-Zayat, B. F., Efe, T., Heidrich, A., Anetsmann, R., Timmesfeld, N., Fuchs-Winkelmann, S., & Schofer, M. D. (2013). Objective assessment, repeatability, and agreement of shoulder ROM with a 3D gyroscope. *BMC Musculoskeletal Disorders, 14*, 72. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-14-72>
- El-Zayat, B. F., Efe, T., Heidrich, A., Wolf, U., Timmesfeld, N., Heyse, T. J., ... Schofer, M. D. (2011). Objective assessment of shoulder mobility with a new 3D gyroscope—a validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders, 12*, 168. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-168>
- Ferriero, G., Sartorio, F., Foti, C., Primavera, D., Brigatti, E., & Vercelli, S. (2011). Reliability of a new application for smartphones (DrGoniometer) for elbow angle measurement. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation, 3*(12), 1153–1154. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.05.014>
- Ferriero, G., Vercelli, S., Sartorio, F., Muñoz Lasa, S., Ilieva, E., Brigatti, E., ... Foti, C. (2013). Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Für Rehabilitationsforschung. Revue Internationale de Recherches de Réadaptation, 36*(2), 146–151. <http://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835b8269>
- Fox, R. F. (1917). *Physical Remedies for Disabled Soldiers*. W. Wood.
- Gabel, C. P., Michener, L. A., Burkett, B., & Neller, A. (2006). The Upper Limb Functional Index: development and determination of reliability, validity, and responsiveness. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists, 19*(3), 328–348; quiz 349. <http://doi.org/10.1197/j.jht.2006.04.001>
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy, 67*(12), 1867–1872.
- Greene, B. L., & Wolf, S. L. (1989). Upper extremity joint movement: comparison of two measurement devices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 70*(4), 288–290.

- Hayes, K., Walton, J. R., Szomor, Z. R., & Murrell, G. A. (2001). Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 47(4), 289–294.
- Hervás, M. T., Navarro Collado, M. J., Peiró, S., Rodrigo Pérez, J. L., López Matéu, P., & Martínez Tello, I. (2006). [Spanish version of the DASH questionnaire. Cross-cultural adaptation, reliability, validity and responsiveness]. *Medicina clínica*, 127(12), 441–447.
- Hoffmann, T., Russell, T., & Cooke, H. (2007a). Remote measurement via the Internet of upper limb range of motion in people who have had a stroke. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 13(8), 401–405. <http://doi.org/10.1258/135763307783064377>
- Hoffmann, T., Russell, T., & Cooke, H. (2007b). Remote measurement via the Internet of upper limb range of motion in people who have had a stroke. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 13(8), 401–405. <http://doi.org/10.1258/135763307783064377>
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., & Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *American Journal of Industrial Medicine*, 29(6), 602–608. [http://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199606\)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L](http://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L)
- Jaccard, H., Pichonnaz, C., Duc, C., Lécureux, E., Ancey, C., Bassin, J.-P., ... Gleeson, N. (2014). Validation d'une application smartphone pour l'évaluation de la fonction et de l'amplitude d'élévation de l'épaule. *Kinésithérapie, La Revue*, 14(150), 17–18. <http://doi.org/10.1016/j.kine.2014.03.019>
- Kolber, M. J., & Hanney, W. J. (2012). THE RELIABILITY AND CONCURRENT VALIDITY OF SHOULDER MOBILITY MEASUREMENTS USING A DIGITAL INCLINOMETER AND GONIOMETER: A TECHNICAL REPORT. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 306–313.
- Kolber, M. J., Vega, F., Widmayer, K., & Cheng, M.-S. S. (2011). The reliability and minimal detectable change of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(2), 176–184. <http://doi.org/10.3109/09593985.2010.481011>

- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
- Kurillo, G., Han, J. J., Obdržálek, S., Yan, P., Abresch, R. T., Nicorici, A., & Bajcsy, R. (2013). Upper extremity reachable workspace evaluation with Kinect. *Studies in Health Technology and Informatics*, 184, 247–253.
- MacDermid, J. C., Chesworth, B. M., Patterson, S., & Roth, J. H. (1999). Intratester and intertester reliability of goniometric measurement of passive lateral shoulder rotation. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 12(3), 187–192.
- MacDonald, P. B., Clark, P., & Sutherland, K. (2000). An analysis of the diagnostic accuracy of the Hawkins and Neer subacromial impingement signs. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(4), 299–301. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.106918>
- Mayerson, N. H., & Milano, R. A. (1984). Goniometric measurement reliability in physical medicine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(2), 92–94.
- Medical Apps for Smartphones. (2010). *Telemedicine and E-Health*, 16(1), 17–22. <http://doi.org/10.1089/tmj.2010.9999>
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(5), 369–379.
- Mitchell, K., Gutierrez, S. B., Sutton, S., Morton, S., & Morgenthaler, A. (2014). Reliability and validity of goniometric iPhone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(7), 521–525. <http://doi.org/10.3109/09593985.2014.900593>
- Muir, S. W., Corea, C. L., & Beaupre, L. (2010). Evaluating change in clinical status: reliability and measures of agreement for assessment of glenohumeral range of motion. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 5(3), 98–110.

- Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Johnson, C. P., & Tyler, T. F. (2010). Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level. *Physiotherapy Theory and Practice*, 26(5), 327–333. <http://doi.org/10.3109/09593980903094230>
- Naylor, J. M., Ko, V., Adie, S., Gaskin, C., Walker, R., Harris, I. A., & Mittal, R. (2011). Validity and reliability of using photography for measuring knee range of motion: a methodological study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 77. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-77>
- Neer, C. S. (1983). Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 70–77.
- Nix, S., Russell, T., Vicenzino, B., & Smith, M. (2012). Validity and reliability of hallux valgus angle measured on digital photographs. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(7), 642–648. <http://doi.org/10.2519/jospt.2012.3841>
- Oïhénart, L., Duc, C., & Aminian, K. (2012). iShould: Functional evaluation of the shoulder using a Smartphone. *Gait & Posture*, 36, S61–S62. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.284>
- O’Neill, B. J., O’Briain, D., Hirpara, K. M., Shaughnesy, M., Yeatman, E. A., & Kaar, T. K. (2013). Digital photography for assessment of shoulder range of motion: A novel clinical and research tool. *International Journal of Shoulder Surgery*, 7(1), 23–27. <http://doi.org/10.4103/0973-6042.109888>
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636–640. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015>
- Riddle, D. L., Rothstein, J. M., & Lamb, R. L. (1987). Goniometric reliability in a clinical setting. Shoulder measurements. *Physical Therapy*, 67(5), 668–673.
- Roldan-Jimenez, C., Cuesta-Vargas, A., & Bennett, P. (2015). Studying Upper-Limb Kinematics Using Inertial Sensors Embedded in Mobile Phones. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 2(1), e4. <http://doi.org/10.2196/rehab.4101>
- Rosén NG, N. G. (1922). A simplified method of measuring amplitude of motion in joints. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 4(3), 570–579.



- Russell, T. (2007). Goniometry via the internet. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(2), 136.
- Russell, T. G. (2007). Physical rehabilitation using telemedicine. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 13(5), 217–220. <http://doi.org/10.1258/135763307781458886>
- Russell, T. G. (2009). Telerehabilitation: a coming of age. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 55(1), 5–6.
- Russell, T. G., & Jones, A. F. (2011). Implications of regulatory requirements for smartphones, gaming consoles and other devices. *Journal of Physiotherapy*, 57(1), 5–7. [http://doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70001-7](http://doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70001-7)
- Russell, T. G., Jull, G. A., & Wootton, R. (2003). Can the Internet be used as a medium to evaluate knee angle? *Manual Therapy*, 8(4), 242–246.
- Russell, T. G., Jull, G. A., & Wootton, R. (2003). The diagnostic reliability of Internet-based observational kinematic gait analysis. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 9 Suppl 2, S48-51. <http://doi.org/10.1258/135763303322596255>
- Shin, S. H., Ro, D. H., Lee, O.-S., Oh, J. H., & Kim, S. H. (2012). Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Manual Therapy*, 17(4), 298–304. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.010>
- Solway S, , Beaton DE, McConnell S, & Bombardier C. (2002). *The DASH Outcome Measure User's Manual: Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (2<sup>a</sup> ed). Inst. for Work & Health.
- Steele, L., Lade, H., McKenzie, S., & Russell, T. G. (2012). Assessment and Diagnosis of Musculoskeletal Shoulder Disorders over the Internet. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2012, 945745. <http://doi.org/10.1155/2012/945745>
- Terwee, C. B., de Winter, A. F., Scholten, R. J., Jans, M. P., Devillé, W., van Schaardenburg, D., & Bouter, L. M. (2005). Interobserver reproducibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1356–1361.
- Theodoros, D., & Russell, T. (2008). Telerehabilitation: current perspectives. *Studies in Health Technology and Informatics*, 131, 191–209.



- Verhaegen, F., Ganseman, Y., Arnout, N., Vandenneucker, H., & Bellemans, J. (2010). Are clinical photographs appropriate to determine the maximal range of motion of the knee? *Acta Orthopaedica Belgica*, 76(6), 794–798.
- Walter, R., Kosy, J. D., & Cove, R. (2013). Inter- and intra-observer reliability of a smartphone application for measuring hallux valgus angles. *Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 19(1), 18–21. <http://doi.org/10.1016/j.fas.2012.08.004>



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## Artículo VI

---

### **Actividad muscular y fatiga en los músculos de miembros inferiores y de tronco durante distintos test Sit-to-Stand.**

*Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests.*

*Publicado en PlosOne: 27 de Octubre del 2015.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo VI: Actividad muscular y fatiga en los músculos de miembros inferiores y de tronco durante distintos test Sit-to-Stand.**

### **Abstract.**

Sit-to-stand (STS) tests measure the ability to get up from a chair, reproducing an important component of daily living activity. As this functional task is essential for human independence, STS performance has been studied in the past decades using several methods, including electromyography. The aim of this study was to measure muscular activity and fatigue during different repetitions and speeds of STS tasks using surface electromyography in lower-limb and trunk muscles. This cross-sectional study recruited 30 healthy young adults. Average muscle activation, percentage of maximum voluntary contraction, muscle involvement in motion and fatigue were measured using surface electrodes placed on the medial gastrocnemius (MG), biceps femoris (BF), vastus medialis of the quadriceps (QM), the abdominal rectus (AR), erector spinae (ES), rectus femoris (RF), soleus (SO) and the tibialis anterior (TA). Five-repetition STS, 10-repetition STS and 30-second STS variants were performed. MG, BF, QM, ES and RF muscles showed differences in muscle activation, while QM, AR and ES muscles showed significant differences in MVC percentage. Also, significant differences in fatigue were found in QM muscle between different STS tests. There was no statistically significant fatigue in the BF, MG and SO muscles of the leg although there appeared to be a trend of increasing fatigue. These results could be useful in describing the functional movements of the STS test used in rehabilitation programs, notwithstanding that they were measured in healthy young subjects.

## Resumen

Los Tests Sit-To-Stand (STS) miden la capacidad para levantarse de una silla, lo cual reproduce un componente muy importante en las actividades de la vida diaria. Como esta tarea es esencial para la independencia humana, la realización del STS ha sido estudiada en las últimas décadas usando varios métodos, incluyendo electromiografía. El objetivo de este estudio fue medir la actividad muscular y la fatiga durante diferentes repeticiones y velocidades de las tareas STS usando electromiografía de superficie en los músculos de los miembros inferiores y el tronco. Este estudio transversal reclutó a 30 adultos jóvenes y sanos. La activación media muscular, el porcentaje de la contracción voluntaria máxima, la participación muscular en el movimiento y la fatiga fueron medidos usando electrodos de superficie localizados en los músculos gastrocnemio medial (MG), bíceps femoral (BF), vasto medio del cuádriceps (QM), el recto abdominal (AR), erector espinal (ES), el recto femoral (RF), el sóleo (SO) y el tibial anterior (TA). Se realizaron las variantes de 5 Repeticiones, 10 repeticiones y 30 segundos del STS. Los músculos MG, BF, QM, ES y RF mostraron diferencias significativas en la contracción muscular, mientras que los músculos QM, AR y ES mostraron diferencias significativas en el porcentaje de MVC. Además, se encontraron diferencias significativas en el músculo QM entre distintos test STS. No hubo diferencias significativas en los músculos del miembro inferior BF, MG y SO aunque parecía haber una tendencia de aumentar la fatiga. Estos resultados podrían ser útiles describiendo los movimientos funcionales del test STS usados en programas de rehabilitación, teniendo en cuenta de que fueron medidos en sujetos jóvenes y sanos.

## Introducción

El uso del test Sit-To-Stand (STS) para medir la fuerza muscular fue descrito por primera vez en 1985 en un estudio en el que los sujetos tenían que levantarse de una silla tan rápido como fuese posible, mientras se medía el tiempo necesario para realizar la tarea (Csuka & McCarty, 1985). A lo largo del tiempo ha habido muchas variaciones de este test, incluyendo el número de veces que el sujeto tenía que levantarse de la silla.

La importancia de STS radica en que sentarse de una silla es un movimiento que se repite en las actividades de la vida diaria y en que los resultados de este test proporcionan una medida cuantitativa de una actividad funcional importante (Riley, Schenkman, Mann, & Hodge, 1991). Es una de las mediciones de la capacidad física más importantes y una de las tareas funcionales más exigentes biomecánicamente, siendo esencial para la independencia del paciente (Baer & Ashburn, 1995; Ploutz-Snyder, Manini, Ploutz-Snyder, & Wolf, 2002). Por estas razones, los estudios que han empleado este test han sido realizados durante varias décadas (Kerr, White, Barr, & Mollan, 1994a, 1994b) y han sido realizados durante varios dispositivos electrónicos, tales como plataformas de fuerza (Mazzà, Zok, & Della Croce, 2005), sistemas optoelectrónicos (Hughes, Myers, & Schenkman, 1996), acelerómetros (Bidargaddi et al., 2007; Doheny et al., 2013; Marschollek et al., 2009), giroscopios (Najafi, Aminian, Loew, Blanc, & Robert, 2002) y dinamómetros (Schurr, Sherrington, Wallbank, Pamphlett, & Olivetti, 2012). Esto ha permitido el análisis de las características biomecánicas del STS, como por ejemplo la manera en la que se afecta por el daño muscular en los flexores y extensores de rodilla (Spyropoulos, Tsatalas, Tsaopoulos, Sideris, & Giakas, 2013); su variación dependiendo en la posición de los pies durante el test (Gillette & Stevermer, 2012); o la relación del movimiento de la columna torácica, columna lumbar y cadera en el plano sagital (Tully, Fotoohabadi, & Galea, 2005). En 1990, una descripción de los elementos para levantarse de una silla proporcionaron una caracterización cuantitativa del movimiento de todo el cuerpo (Schenkman, Berger, Riley, Mann, & Hodge, 1990). En el 2008, se definió una base de datos normativa mediante parámetros cuantitativos cinemáticos y cinéticos, que también permitió comparar la realización normal del test con poblaciones afectas (Galli, Cimolin, Crivellini, & Campanini, 2008). Además de definir parámetros normales, STS se ha usado para discriminar entre

sujetos sanos y aquellos con alteraciones del equilibrio o trastornos vestibulares (Whitney et al., 2005), así como entre sujetos jóvenes y mayores y aquellos con riesgo de caídas (Fujimoto & Chou, 2012; Van Lummel et al., 2013).

En el ámbito de la electromiografía (EMG) con referencia al STS, han habido muchos estudios diferentes, por ejemplo: la activación muscular en pacientes con artroplastia de rodilla (Davidson et al., 2013); los momentos pico de fuerza mínimos necesarios para realizar el test (Yoshioka, Nagano, Hay, & Fukashiro, 2012); y la identificación de qué músculos pueden limitar la realización de la actividad debido a su debilidad (Van der Heijden, Meijer, Willems, & Savelberg, 2009). Las demandas musculares se han medido tanto con cómo sin el uso de dispositivos cinemáticos en el test (Burnfield et al., 2012). Debido al importante papel que juega la fuerza durante esta tarea, la cinemática y la EMG también se han estudiado en sujetos mayores levantándose de una silla (Dehail et al., 2007) y bajo distintas condiciones de carga para inducir debilidad (Savelberg, Fastenau, Willems, & Meijer, 2007; Van der Heijden et al., 2009). Además, la actividad neuromuscular durante el proceso de levantarse de una silla se ha estudiado en diferentes ambientes físicos (A I Cuesta-Vargas, Cano-Herrera, & Heywood, 2013).

Unas de las variables más comúnmente tenidas en cuenta en los estudios electromiográficos de STS es la fatiga, que es observada como un descenso en el rendimiento después del ejercicio (Helbostad et al., 2010). El control motor se puede ver afectado cuando se induce fatiga mediante las contracciones repetidas voluntarias de grupos musculares usados en el test STS (Paillard, 2012). De hecho, hay estudios que usan el STS como protocolo previo para inducir fatiga en los miembros inferiores (Hatton, Menant, Lord, Lo, & Sturnieks, 2013).

STS ha sido bien evaluado en la literatura, sin embargo, los diseños individuales de los estudios y las variantes empleadas en cada estudio dificultan la comparación. Por ejemplo, se ha demostrado que la velocidad modifica los movimientos de las articulaciones de los miembros inferiores y el centro de masa (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Por lo tanto, sería relevante analizar cómo diferentes velocidades así como el incremento del número de repeticiones para inducir fatiga influyen la actividad muscular en el test STS.



El objetivo de este estudio fue medir la actividad muscular y fatiga durante diferentes tareas de STS mediante electromiografía de superficie en músculos de los miembros inferiores y el tronco, y analizar las diferencias entre esas variables cuando se aumenta las repeticiones y la velocidad.

## Material y métodos

### Sujetos

Este estudio transversal reclutó a 30 sujetos adultos y sanos (18 hombres, 12 mujeres) que cumplían los criterios de inclusión, y que estaban interesados en formar parte del Proyecto. Se eligieron a estudiantes de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga).

Los criterios de inclusión fueron: edad comprendida entre 18 y 35 años, un índice de masa corporal (IMC)  $< 35$ , estar dispuesto a participar en el estudio.

Los sujetos fueron excluidos si se negaban a participar en el estudio; sufrían una lesión musculoesquelética, en hueso o articulación; si presentaban cualquier enfermedad del corazón, pulmonar o mental; si estaban tomando medicación; o si no eran capaces de mantener las capacidades físicas mínimas. La aprobación ética para el estudio fue otorgada por el Comité de ética de la Facultad de Ciencias de la salud, Universidad de Málaga. El estudio cumplió con los principios enunciados en la declaración de Helsinki. A cada participante se le entregó una hoja de información y proporcionaron el consentimiento informado por escrito para su participación. Los participantes fueron informados de que la participación era voluntaria y podían retirarse en cualquier momento.

### Aparatos

Se registraron las variables independientes descriptivas antropométricas. Las variables dependientes se obtuvieron a través de medidas electromiográficas (Megawin 3.0.1., Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlandia) durante la tarea de STS. Se midió el voltaje medio de rectificación (un promedio de RMS). Se grabó la actividad del músculo gastrocnemio medial (MG), el bíceps femoral (BF), el vasto medial del cuádriceps (QM), el recto abdominal (AR), el erector espinal (ES), el músculo recto femoral (RF), el sóleo (SO) y el

tibial anterior (TA) en el lado dominante del sujeto. Se usaron tres electrodos de superficie (Lessa, Barcelona, España, 2.5 cm). Para asegurar una buena adherencia, la piel se limpió con alcohol y se rasuró muy suavemente para eliminar cualquier cantidad de cabello, pero no totalmente afeitado para evitar lesiones y mayor flujo sanguíneo en la zona.

## **Procedimiento.**

El investigador explicó la tarea de una manera clara y concisa, para que el participante entendiese la tarea que debían realizar. El inicio y el final de la tarea fue marcado por una señal audible.

Los participantes del estudio realizaron una serie de ejercicios en el laboratorio de movilidad humana de la Facultad de Ciencias de la salud (Universidad de Málaga).

Por cada músculo estudiado se realizó la prueba de la contracción voluntaria máxima (MVC) según Perotto (Perotto AO, Delagi EF, Lanzetti J, & Morrison D, 2005). La prueba funcional del músculo para la prueba MVC se llevó a cabo según Daniels (Daniels & Worthingham, 1995), mientras que la colocación del electrodo se realizó según lo descrito por Rainoldi (Barbero, Merletti, & Rainoldi, 2012). La activación real ( $\mu V$ ) se calculó a partir de la resta del valor mínimo al valor máximo para normalizar las señales. Consecutivamente, se realizaron variantes del test sit- to-stand (STS) comenzando en bipedestación, con los pies separados a la altura de las caderas, y los miembros superiores cruzados en la región anterior, con los codos flexionados para evitar impulsos (Figura 34). Cuando el investigador diese una señal, el sujeto tendría que sentarse y levantarse de una silla de 43cm de altura a una velocidad de 40 repeticiones por minuto (rpm) facilitada por un metrónomo digital [Qwik Time QT-5 Metronome, China].

Las variantes de este test fueron:

- 5-STs: sentarse y levantarse de la silla cinco veces a una velocidad de 40 rpm.
- 10-STs: sentarse y levantarse de la silla diez veces a una velocidad de 40 rpm.
- 30-STs: sentarse y levantarse de la silla tan rápido como sea posible durante 30 segundos.

El principio y el final de la prueba fueron indicados por el investigador. El investigador observaba a lo largo de la prueba para asegurarse de que el sujeto se ajustaba a la velocidad fijada por el metrónomo.



**Fig 34.** Posición inicial del test STS.

Las variables dependientes medidas en la prueba STS fueron: promedio de activación muscular ( $\mu\text{V}$ ), porcentaje de MVC (%), normalizado para representar el porcentaje de activación de cada músculo en relación a su valor de activación real registrado durante la prueba MVC; participación del músculo en el movimiento (%), que representa la distribución porcentual de la actividad muscular eléctrica total; y fatiga, expresada en hercios (Hz) como frecuencia mediana (MF), la cual ha demostrado ser un buen parámetro para evaluar la fatiga en condiciones dinámicas (Bonato, Roy, Knaflitz, & De Luca, 2001).

La razón para distinguir entre los datos normalizados (porcentaje de MVC, %) y la participación del músculo (distribución porcentual de la actividad muscular eléctrica, %) es que la EMG no mide la energía del músculo, sino la actividad eléctrica liberada por el mismo, así que diferencias en el grado de activación pueden ser debidas a la cantidad de músculo presente y no a la cantidad de trabajo que se realiza (Criswell, 2011).

### **Análisis de datos.**

Para el análisis de los resultados se compiló una base de datos con la hoja de información de los participantes. Tras la fase de intervención, se calculó la estadística descriptiva, con las medidas de tendencia central y dispersión de las variables de estudio. La prueba t de Student se utilizó para determinar la diferencia de género en las variables antropométricas y de activación real. ANOVA fue realizada para las variables de activación

muscular, el porcentaje MVC, la participación del músculo y MF. Se utilizó la versión 15.0 de SPSS para Windows. Los valores de actividad muscular se registraron simultáneamente en un ordenador portátil con un hardware (Megawin 3.0.1.).

## Resultados.

Los datos antropométricos de los sujetos se muestran en la Tabla 32.

**Tabla 32.** Variables descriptivas y antropométricas en hombres y mujeres (media  $\pm$ SD)

Variabes	Hombres (n =18)	Mujeres (n =12)	Valor de P <sup>a</sup>
Edad (años)	23,83 $\pm$ 2,03	24 $\pm$ 2,82	0,862
Altura (metros)	1,69 $\pm$ 0,42	1,65 $\pm$ 0,05	0,000
Peso (Kg)	78,47 $\pm$ 12,17	67,19 $\pm$ 12,78	0,024
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	24,26 $\pm$ 3,08	24,45 $\pm$ 4,47	0,902

<sup>a</sup> Los valores  $p$  se calcularon mediante la prueba t-Student .

Durante la prueba de MVC, se obtuvo la activación máxima y mínima en cada músculo, y se calculó la activación real de estas medidas. El músculo con mayor activación real era QM en hombres y TA en mujeres, mientras que ES fue el músculo con la menor activación real en hombres y mujeres. En todos los músculos, se encontraron valores más altos para los hombres durante la prueba MVC, y esas diferencias fueron significativas en los músculos MG, QM, ES y RF (tabla 33).

**Tabla 33.** Activación real ( $\mu$ V) obtenidos de la prueba MVC (media  $\pm$  SD).

Músculos	Hombres (n = 18)	Mujeres (n = 12)	Valor de P <sup>a</sup>
Gastrocnemio Medial	495,5 $\pm$ 236,3	279,58 $\pm$ 76,44	0,002
Bíceps Femoral	630,5 $\pm$ 260,36	595,58 $\pm$ 258,29	0,721
Vasto Medial del Cuádriceps	985,61 $\pm$ 455,91	476,91 $\pm$ 196,71	0,000
Recto Abdominal	761,94 $\pm$ 363,03	484,83 $\pm$ 395,53	0,065
Erector Espinal	527,11 $\pm$ 245,52	232,63 $\pm$ 232,21	0,004
Recto Femoral	789,22 $\pm$ 371,98	502,8 $\pm$ 154,78	0,009
Sóleo	635,27 $\pm$ 366,31	608,83 $\pm$ 315,8	0,835
Tibial Anterior	976,55 $\pm$ 389,02	860,75 $\pm$ 82,80	0,352

<sup>a</sup>  $p$  valores se calcularon mediante la prueba t-student.

Se comparó el promedio del nivel de activación durante cada variante del STS (Tabla 34). El valor más alto de activación se encontró en el músculo QM durante 30-STS, mientras que los valores más bajos se encontraron en AR en todas las variantes de STS. Se encontraron diferencias significativas entre distintos STS en los músculos MG, BF, QM, ES y RF.

**Tabla 34:** Activación muscular ( $\mu\text{V}$ ) durante las variantes del test STS (media  $\pm$  SD) en la muestra total (n = 30) y prueba de ANOVA (f, p)

Músculo	5-STS	10-STS	30-STS	F <sup>a</sup>	Valor de p <sup>a</sup>
<b>Gastrocnemio Medial</b>	82,6 $\pm$ 55,22	79,43 $\pm$ 48,38	133,83 $\pm$ 103,26	5,227	0,007
<b>Bíceps Femoral</b>	110,50 $\pm$ 66,76	115,10 $\pm$ 79,47	191,17 $\pm$ 160,53	5,055	0,008
<b>Vasto Medial del Cuádriceps</b>	238,73 $\pm$ 92,37	238,53 $\pm$ 99,8	331,40 $\pm$ 153,06	6,158	0,003
<b>Recto Abdominal</b>	40,23 $\pm$ 54,9	46,93 $\pm$ 63,28	75,46 $\pm$ 92,3	2,027	0,138
<b>Erector Espinal</b>	90,64 $\pm$ 61,58	97,63 $\pm$ 87,17	169,69 $\pm$ 188,01	3,453	0,036
<b>Recto Femoral</b>	198,17 $\pm$ 95,68	190,90 $\pm$ 107,89	295,39 $\pm$ 105,65	9,108	0,000
<b>Sóleo</b>	184,37 $\pm$ 392,89	111,20 $\pm$ 60,22	177,07 $\pm$ 103,39	0,867	0,424
<b>Tibial Anterior</b>	259,50 $\pm$ 79,25	237,53 $\pm$ 67,95	275,87 $\pm$ 118,21	1,339	0,268

<sup>a</sup> Valores F y P se calcularon mediante ANOVA

El porcentaje de MVC aumentó conforme lo hacían las repeticiones de STS, excepto en los músculos MG, SO y TA, en el cual 5-STS tuvo un porcentaje más alto que 10-STS. En todos los casos, el porcentaje MVC fue más alto en 30-STS que en 5-STS, excepto en el músculo SO. Los porcentajes más altos se encontraron en ES, QM, RF y MG en la variante 30-

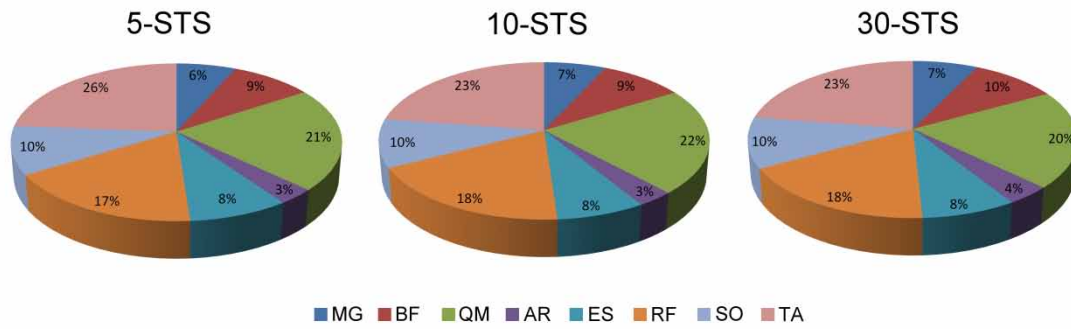
STS. Se encontraron diferencias significativas entre las distintas variantes de STS en los músculos QM, AR and ES (Tabla 35).

**Tabla 35:** Porcentaje de MVC durante las variantes de las pruebas STS (media± SD) en la muestra total (n = 30) y prueba de ANOVA (f, p).

Músculo	5-STS	10-STS	30-STS	F <sup>a</sup>	Valor de P <sup>a</sup>
<b>Gastrocnemio Medial</b>	25,87 ± 21,33	25,04±19,99	43,20 ± 44,95	3,013	0,054
<b>Bíceps Femoral</b>	21,77 ± 18,09	22,49 ± 20	37,26 ± 35,66	3,001	0,55
<b>Vasto Medial del Cuádriceps</b>	37,41 ± 18,35	36,51 ± 16,37	49,10 ± 20,05	14,051	0,000
<b>Recto Abdominal</b>	9,06 ± 13,21	10,46 ± 15,97	28,02 ± 92,3	3,722	0,028
<b>Erector Espinal</b>	37,64 ± 55,162	44,56 ± 58,55	70,85 ± 110,12	5,337	0,007
<b>Recto Femoral</b>	30,55 ± 20,540	33,61 ± 25,65	46,15 ± 27,23	1,444	0,242
<b>Sóleo</b>	36,48 ± 70,964	23,52 ± 17,59	35,21 ± 22,42	0,030	0,970
<b>Tibial Anterior</b>	29,12 ± 7,571	27,04 ± 7,86	30,12 ± 8,70	3,338	0,071

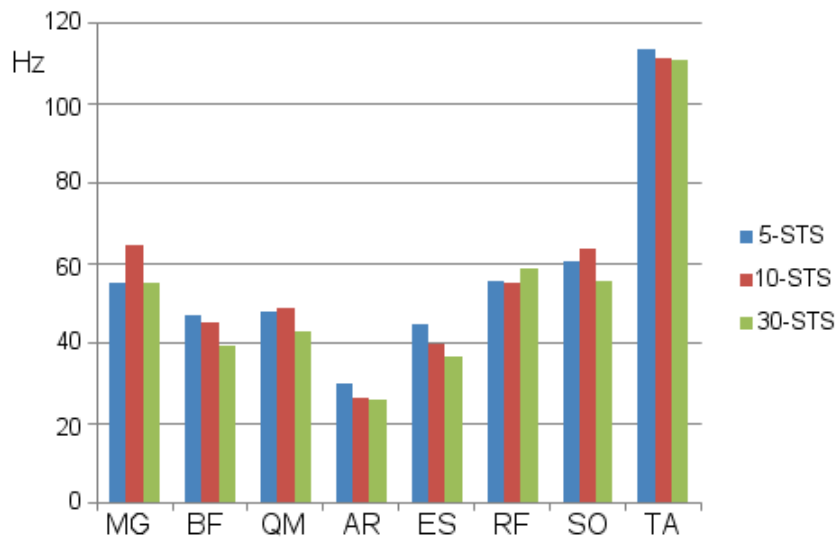
<sup>a</sup> Valores F y P se calcularon mediante ANOVA

En cuanto a la distribución de la participación del músculo en las diferentes tareas de STS, medida por el porcentaje de activación de cada músculo con respecto a la señal de actividad muscular total registrada durante el movimiento de STS, el porcentaje más alto se encontró en TA, seguido por QM, RF en todas las variantes de STS. Más detalles se muestran en la Figura 35. En todos los músculos, se encontraron diferencias significativas entre diferentes tareas de STS ( $p > 0,05$ ).



**Fig.35.** Distribución de la participación muscular en 5-STS, 10-STS y 30-STS.

En cuanto a la fatiga, MF varió en cada músculo dependiendo de la variante del test STS realizada. En los músculos MG, BF, AR, ES y TA, la variable MF disminuyó con el aumento de repeticiones de STS. En los músculos QM y SO los valores promedio fueron superiores en 10-STS que en 5-STS (Fig. 36).



**Figura 36.** Media de MF paralos 8 músculos en cada tarea STS.

El test ANOVA mostró que las diferencias en MF fueron solo significativas para el músculo QM ( $p < 0,05$ ). Además, el valor F fue alto en la mayoría de los casos, mostrando una tendencia en BF, MG, SO y ES (Tabla 36).

**Tabla 36:** Prueba ANOVA para la variable MF.

Músculos	F	Valor de P
Gastrocnemio medial (GM)	1,796	0,172
Bíceps femoral (BF)	2,530	0,086
Vasto Medial del Cuádriceps (QM)	3,781	0,027
Recto Abdominal (AR)	0,499	0,609
Erector Espinal (ES)	1,170	0,316
Recti Femoral (RF)	0,414	0,662
Sóleo (SO)	1,559	0,216
Tibial Anterior (TA)	0,032	0,968

## Discusión.

El objetivo de este estudio fue analizar la actividad muscular y la fatiga en distintas variantes en repeticiones y velocidad de la prueba STS usando electromiografía de superficie en los músculos de los miembros inferiores y del tronco.

En cuanto a la activación muscular, se encontraron diferencias significativas entre las pruebas STS en MG, BF y ES, en los que la activación aumentó al aumentar las repeticiones. En los músculos QM y RF las diferencias fueron significativas, pero los niveles de activación fueron similares durante 5-STs y 10-STs (velocidad de 40 rpm) y aumentó en 30-STs. En cuanto a porcentaje de MVC, los músculos QM, AR y ES mostraron diferencias significativas. El porcentaje en estos músculos aumentó con el número de repeticiones de cada tarea. Por lo tanto, se espera que estos músculos alcancen porcentajes más altos de activación conforme aumenta el número de repeticiones de STS. En cuanto a la fatiga, el principal hallazgo fue que había diferencias significativas (expresada como MF), en el músculo QM entre las variantes 5-STs, 10-STs y 30-STs. Estos datos sugieren que el aumento de repeticiones durante STS afectada principalmente al músculo QM. Esto está en concordancia con estudios previos que sugieren que los extensores de la rodilla están excesivamente



cargados cuando se desarrolla la debilidad muscular durante el STS bajo condiciones de carga (Van der Heijden et al., 2009). También hubo una tendencia al aumento de la fatiga en los músculos del miembro inferior BF, MG, SO y ES con el aumento de repeticiones en las variantes 5-STs, 10 STs y 30-STs, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas al nivel  $p < 0,05$ . Por lo tanto, se puede deducir de los resultados que QM juega un papel principal en la ejecución de STS, ya que es el músculo que presenta diferencias en la activación muscular, porcentaje de MVC y MF entre las pruebas 5-STs, 10-STs y 30-STs. Además, precedido por TA, es el segundo músculo con un mayor nivel de participación en todas las tareas. Su importancia es seguida por ES, que también mostró diferencias significativas en la activación muscular y el porcentaje de MVC. La importancia QM y ES está de acuerdo con un estudio de 1999, que analizó la transición STS, llegando a la conclusión de que los músculos extensores y flexores de la rodilla y los extensores lumbares son los principales ejecutores de la tarea, mientras músculos como el TA, SO y AR se usan principalmente en la preparación para el movimiento y para el mantenimiento de la postura (Goulart & Valls-Solé, 1999). El músculo TA se ha definido como uno de los primeros músculos en activarse durante STS, ya que se anticipa al ajuste postural con el objetivo de estabilizar el pie antes de que la masa corporal se adelante (Dehail et al., 2007). Esta función podría explicar por qué el TA mostró el mayor porcentaje de participación de los músculos en este estudio. Junto con el músculo SO, demuestra una actividad muscular constante cuando las condiciones de carga se modifican durante el STS (Savelberg et al., 2007). En el presente estudio, la activación muscular y los porcentajes de MVC de estos músculos no presentaron diferencias cuando se modifican las repeticiones y ni la velocidad. Sin embargo, la actividad de BF, RF, QM, y MG aumentó con cada incremento de carga (Savelberg et al., 2007), lo que está en línea con el incremento de la activación muscular al aumentar la velocidad y las repeticiones en este estudio.

Estudios previos han estudiado los porcentajes de MVC durante 5-STs. Los mismos músculos que los examinados en este estudio fueron analizados en el agua y en seco durante esta tarea a un ritmo de 20 rpm. En seco, el porcentaje más alto de MVC se encontró en QM, TA, RF y ES, que osciló entre el 10% y el 20% (A I Cuesta-Vargas et al., 2013). Sin embargo, en este estudio, el porcentaje más alto de MVC fue encontrado en ES, QM, SO y RF, con un

valor de porcentaje medio superior al 30%. Recientemente, 5-STs se estudió con distinta posición pélvica en sedestación a una velocidad auto-seleccionada. Cuando se llevó a cabo con la posición de pelvis neutra, el porcentaje de MVC en el músculo QM fue  $79,5 \pm 61,6$  para los hombres y  $61,5 \pm 42,3$  para las mujeres. Con inclinación anterior pélvica, los porcentajes fueron  $59,6 \pm 35,2$  para los hombres y  $49,5 \pm 33,9$  para mujeres, mostrando un aumento significativo de la activación en la posición pélvica neutra (Choi, 2015). En el presente estudio, los valores obtenidos en QM fueron más bajos, obteniendo  $37,41 \pm 18,35$  en ambos sexos. La tarea 5-STs también se ha comparado con la posición neutral y abducción de la cadera en las mujeres de mayores y jóvenes. El porcentaje de MVC de RF fue  $34,11 \pm 14,61$ , cuando se realizó de naturalmente, y  $34,09 \pm 14,06$  con abducción de la cadera, sin diferencias significativas entre las posiciones (Jang & Yoo, 2015). En el presente estudio, el porcentaje MVC durante esta tarea fue  $21,77 \pm 18,09$  en ambos sexos. 5-STs también se comparó en sujetos sanos y los que habían sufrido un accidente cerebrovascular en diferentes posiciones de los pies. Se les dijo a los sujetos que permanecieran de pie durante 3 segundos se volvieran a sentar a una velocidad a la que estuvieran cómodos. Cuando se realizó esta tarea en sujetos sanos con una posición simétrica, se encontró que la activación de ES fue de  $156,9 \pm 75,8 \mu V$  (Nam, Shin, Lee, Lee, & Chung, 2015). Sin embargo, en el presente estudio, la activación de ES fue de  $90,64 \pm 61,58$ . Esas diferencias porcentuales de MVC entre los estudios podrían deberse a la capacidad muscular de cada individuo, lo que podría presentar una gran variabilidad en los jóvenes, así como a la velocidad durante la tarea, la cual se ha demostrado previamente que puede influir en parámetros tales como el momento pico articular, cambios en las fases o el desplazamiento (Janssen et al., 2002).

En cuanto a la participación muscular, el gesto de levantarse y sentarse de una silla ha sido comparado entre sujetos sanos y aquellos que sufren discapacidad intelectual. Al realizar esa tarea en silla de 43 cm de altura a una velocidad de 10 rpm, la participación muscular fue del 30% en TA, 19% en QM, 12% en ES, 11% en RF, 10% de SO, 7% en GM, 6 % en BF y el 5% en la RA en los sujetos sanos (Antonio I. Cuesta-Vargas, Gonzalez-Sanchez, & Nchez, 2013). En el presente estudio, a pesar de las diferencias de velocidad, los resultados fueron similares: aunque el porcentaje variaba a lo largo de diferentes tareas (sin diferencias significativas)

también se encontraron los porcentajes más altos en los músculos TA (26-23%), QM (22-20%), RF (17- 18%) y ES (8%). La gran implicación de estos músculos puede ser debido al hecho de que QM, RF y ES son considerados como los músculos que participan plenamente en la realización de STS (Dehail et al., 2007). En cuanto a TA, su función como estabilizador del pie durante esta tarea se ha explicado anteriormente en el texto.

Como se puede observar en la literatura, hay una gran cantidad de estudios de STS enfocándose en diferentes poblaciones como ancianos (Helbostad et al., 2010), aquellos que sufren caídas (Doheny et al., 2011; Marschollek et al., 2009), los sujetos que sufren de trastornos vestibulares o capacidad vestibular (Whitney et al., 2005), quienes han sufrido de accidente cerebrovascular (Boukadida, Piotte, Dehail, & Nadeau, 2015) o la enfermedad de Parkinson (Duncan, Leddy, & Earhart, 2011). Sin embargo, esos estudios emplean diferentes metodologías, como la altura de la silla, las repeticiones o la velocidad. También hay investigaciones que utilizan la prueba STS como una herramienta para evaluar la condición física. Sin embargo, se centran principalmente en el número de repeticiones o el tiempo para ejecutar la acción (Moseng, Tveter, Holm, & Dagfinrud, 2014; Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014a, 2014b).

Este estudio describe la actividad muscular y la fatiga durante la prueba de 5 y 10 repeticiones STS realizadas a una velocidad preestablecida de 40 rpm, así como 30 repeticiones del STS tan rápido como sea posible, para establecer valores de referencia en sujetos sanos y analizar cómo varían las variables electromiográficas cuando se modifican las características de STS. La cuantificación de las propiedades del gesto en sujetos sanos puede ayudar a los clínicos a diferenciar entre diferentes poblaciones a lo largo de variantes de STS. Los resultados presentados en este estudio pueden ser útiles para describir el movimiento funcional del STS en los programas de rehabilitación, teniendo en cuenta que la activación muscular y el porcentaje de MVC de algunos músculos que participan en el movimiento oscilan en función de las repeticiones realizadas, y que QM es el músculo con más probabilidades de fatigarse.

Los hallazgos del presente estudio deben tomarse con precaución porque la tarea STS tiene muchos factores variables que pueden influir en los resultados, como la altura de asiento de la silla, el uso de los apoyabrazos (Janssen et al., 2002), las variaciones en la edad (Alcock,

O'Brien, & Vanicek, 2014) y el IMC de los sujetos (Huffman, Sanford, Zucker-Levin, Williams, & Mihalko, n.d.).

Existen varias limitaciones de este estudio que deben ser tomadas en cuenta. El estudio no emplea ninguna medición cinemática. Estas medidas podrían detectar variaciones en la velocidad o la movilidad articular durante la ejecución de la tarea entre las variantes realizadas a 40 rpm (5-STs y 10-STs) y el 30-STs, donde el sentarse y levantarse se llevó a cabo tan rápido como fuese posible durante 30 segundos. Otra limitación es que los resultados se aplican sólo a los sujetos jóvenes sanos y pueden no ser generalizables a otras poblaciones. Se requiere investigación adicional para investigar la fatiga de STs relacionada con datos cinemáticos. El uso de las muestras más variadas permitiría que los resultados fueran más relevantes para una población heterogénea.

## Conclusiones

Este estudio describe la actividad muscular incluyendo la activación media, el porcentaje de MVC, la distribución de la actividad y la fatiga muscular durante la tarea STs realizada a distinta velocidad y con distinto número de repeticiones en sujetos sanos. Los músculos MG, BF, QM, ES y RF mostraron diferencias en la activación muscular, mientras que los músculos QM, ES y AR mostraron diferencias significativas en el porcentaje de MVC. Además, se encontraron diferencias significativas en la fatiga en el músculo QM entre las distintas pruebas de STs. Estos hallazgos deben ser tomados en cuenta, ya que levantarse de una silla es una tarea de las actividades de la vida diaria y ampliamente utilizada en la rehabilitación.

## Bibliografía del Artículo VI.

- Alcock, L., O'Brien, T. D., & Vanicek, N. (2014). Age-related changes in physical functioning: correlates between objective and self-reported outcomes. *Physiotherapy*. <http://doi.org/10.1016/j.physio.2014.09.001>
- Baer, G. D., & Ashburn, A. M. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(9), 844–849.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer.
- Bidargaddi, N., Klingbeil, L., Sarela, A., Boyle, J., Cheung, V., Yelland, C., ... Gray, L. (2007). Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007*, 1884–1887. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352683>
- Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (2001). Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 48(7), 745–753. <http://doi.org/10.1109/10.930899>
- Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., & Nadeau, S. (2015). Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(3), 167–172. <http://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.04.007>
- Burnfield, J. M., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., McBride, M. M., & Krause, M. E. (2012). Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers. *Gait & Posture*, 36(3), 516–522. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.002>
- Choi, B. (2015). Activation of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in asymptomatic subjects during the sit-to-stand procedure. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 893–895. <http://doi.org/10.1589/jpts.27.893>
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones & Bartlett Learning.

- Csuka, M., & McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *The American Journal of Medicine*, 78(1), 77–81.
- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C. L., & Heywood, S. (2013). Analysis of the neuromuscular activity during rising from a chair in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.001>
- Cuesta-Vargas, A. I., González-Sánchez, M. (2013). Differences in Muscle Activation Patterns during Sit to Stand Task among Subjects with and without Intellectual Disability. *BioMed Research International*, 2013. <http://doi.org/10.1155/2013/173148>
- Daniels, L., & Worthingham, C. (1995). *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. Saunders.
- Davidson, B. S., Judd, D. L., Thomas, A. C., Mizner, R. L., Eckhoff, D. G., & Stevens-Lapsley, J. E. (2013). Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.008>
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096–1103. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015>
- Doheny, E. P., Fan, C. W., Foran, T., Greene, B. R., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2011). An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 3063–3066. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090837>
- Doheny, E. P., Walsh, C., Foran, T., Greene, B. R., Fan, C. W., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2013). Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. *Gait & Posture*, 38(4), 1021–1025. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.013>

- Duncan, R. P., Leddy, A. L., & Earhart, G. M. (2011). Five times sit-to-stand test performance in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *92*(9), 1431–1436. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.04.008>
- Fujimoto, M., & Chou, L.-S. (2012). Dynamic balance control during sit-to-stand movement: an examination with the center of mass acceleration. *Journal of Biomechanics*, *45*(3), 543–548. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.037>
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait & Posture*, *28*(1), 80–85.
- Gillette, J. C., & Stevermer, C. A. (2012). The effects of symmetric and asymmetric foot placements on sit-to-stand joint moments. *Gait & Posture*, *35*(1), 78–82. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.010>
- Goulart, F. R., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *110*(9), 1634–1640.
- Hatton, A. L., Menant, J. C., Lord, S. R., Lo, J. C. M., & Sturnieks, D. L. (2013). The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation during walking in older adults. *Gait & Posture*, *37*(4), 506–510. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.004>
- Helbostad, J. L., Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Lord, S. R., & Pijnappels, M. (2010). Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. *BMC Geriatrics*, *10*, 56. <http://doi.org/10.1186/1471-2318-10-56>
- Huffman, K. D., Sanford, B. A., Zucker-Levin, A. R., Williams, J. L., & Mihalko, W. M. (n.d.). Increased Hip Abduction in High Body Mass Index Subjects During Sit-to-Stand. *Gait & Posture*. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.014>
- Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, *29*(12), 1509–1513.
- Jang, E.-M., & Yoo, W.-G. (2015). Comparison of the gluteus medius and rectus femoris muscle activities during natural sit-to-stand and sit-to-stand with hip abduction in



- young and older adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 375–376. <http://doi.org/10.1589/jpts.27.375>
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866–879.
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994a). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle: development of a measurement system. *Gait & Posture*, 2(3), 173–181. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90005-1](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90005-1)
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994b). Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait & Posture*, 2(3), 182–190. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90006-X](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90006-X)
- Marschollek, M., Nemitz, G., Gietzelt, M., Wolf, K. H., Meyer Zu Schwabedissen, H., & Haux, R. (2009). Predicting in-patient falls in a geriatric clinic: a clinical study combining assessment data and simple sensory gait measurements. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 42(4), 317–321. <http://doi.org/10.1007/s00391-009-0035-7>
- Mazzà, C., Zok, M., & Della Croce, U. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & Posture*, 21(4), 425–431. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.006>
- Moseng, T., Tvetter, A. T., Holm, I., & Dagfinrud, H. (2014). Patients with musculoskeletal conditions do less vigorous physical activity and have poorer physical fitness than population controls: a cross-sectional study. *Physiotherapy*, 100(4), 319–324. <http://doi.org/10.1016/j.physio.2013.11.005>
- Najafi, B., Aminian, K., Loew, F., Blanc, Y., & Robert, P. A. (2002). Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 49(8), 843–851. <http://doi.org/10.1109/TBME.2002.800763>
- Nam, I., Shin, J., Lee, Y., Lee, M. Y., & Chung, Y. (2015). The effect of foot position on erector spinae and gluteus maximus muscle activation during sit-to-stand performed by chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 571–573. <http://doi.org/10.1589/jpts.27.571>



- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Perotto AO, Delagi EF, Lanzetti J, & Morrison D. (2005). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk* (6<sup>a</sup>ed). Charles C Thomas Publisher.
- Ploutz-Snyder, L. L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R. J., & Wolf, D. A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(4), B144-152.
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77–85.
- Savelberg, H. H. C. M., Fastenau, A., Willems, P. J. B., & Meijer, K. (2007). The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(7), 805–812. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.05.002>
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-648-651.
- Schurr, K., Sherrington, C., Wallbank, G., Pamphlett, P., & Olivetti, L. (2012). The minimum sit-to-stand height test: reliability, responsiveness and relationship to leg muscle strength. *Clinical Rehabilitation*, 26(7), 656–663. <http://doi.org/10.1177/0269215511427323>
- Spyropoulos, G., Tsatalas, T., Tsaopoulos, D. E., Sideris, V., & Giakas, G. (2013). Biomechanics of sit-to-stand transition after muscle damage. *Gait & Posture*, 38(1), 62–67. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.013>
- Tully, E. A., Fotoohabadi, M. R., & Galea, M. P. (2005). Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait & Posture*, 22(4), 338–345. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.007>
- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014a). Health-related physical fitness measures: reference values and reference equations for use in clinical practice. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(7), 1366–1373. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.016>

- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014b). Measuring health-related physical fitness in physiotherapy practice: reliability, validity, and feasibility of clinical field tests and a patient-reported measure. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *44*(3), 206–216. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5042>
- Van der Heijden, M. M. P., Meijer, K., Willems, P. J. B., & Savelberg, H. H. C. M. (2009). Muscles limiting the sit-to-stand movement: an experimental simulation of muscle weakness. *Gait & Posture*, *30*(1), 110–114. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.002>
- Van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, *38*(1), 153–156. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., & Furman, J. M. (2005). Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, *85*(10), 1034–1045.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2012). The minimum required muscle force for a sit-to-stand task. *Journal of Biomechanics*, *45*(4), 699–705. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.054>

## Artículo VII

---

### **Validez de criterio de la fatiga basada en aceleración con respecto a electromiografía de superficie durante el test Sit-to-Stand.**

*Criterion-related validity of fatigue based on acceleration regarding  
surface electromyography during Sit-To-Stand Test.*

*Bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación en revista científica.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo VII: Validez de criterio de la fatiga basada en aceleración con respecto a electromiografía de superficie durante el test Sit-to-Stand.**

### **Abstract.**

The 30-second sit-to-stand (30-STS) test represents a movement that is commonly repeated in activities of daily living. Based on the number of repetitions, it provides information related to lower body strength, functional activity and patient independence. The latest studies of the STS aim to describe it by employing kinematic variables, muscular activity or fatigue through electromyography (EMG). The aim of the present study was to study criterion-related fatigue based on acceleration captured with a smartphone. The relationship between surface EMG, transfer muscular fatigue from STS and accelerometer was evaluated. This cross-sectional study was carried out in one healthy woman. EMG data from eight lower limbs and trunk muscles and sternum acceleration were analysed. The 30-STS was performed on eight different days, and the signals were averaged. Fatigue in the vastus medialis of the quadriceps appeared as a decrease in spectral centroid with a descending slope of 12% at second 12. This cut-off time point corresponded to a trunk acceleration of  $0.98 \text{ m/s}^2$ . This study analysed acceleration-based fatigue through a smartphone during the 30-STS test using EMG. Future research should use samples with varied individuals to obtain results relevant to a heterogeneous population.

## Resumen

La prueba Sit-To-Stand de 30 segundos (30-STs) representa un movimiento que se repite comúnmente en las actividades de la vida diaria. Basado en el número de repeticiones realizadas, proporciona información relacionada con la fuerza del tren inferior, la actividad funcional y la independencia del paciente. Los últimos estudios tienen como objetivo describir el STs mediante el empleo de variables cinemáticas, la actividad muscular o fatiga a través de la electromiografía (EMG). El objetivo del presente estudio fue estudiar la fatiga relacionada con el criterio basado en la aceleración capturados con un teléfono inteligente. El objetivo del presente estudio fue estudiar la fatiga usando como criterio la aceleración grabada con un Smartphone en relación con la EMG. Se evaluó la relación entre la EMG de superficie, la transferencia de la fatiga muscular del STs y la acelerometría. Este estudio transversal se llevó a cabo en una mujer sana. Se analizaron los datos de la EMG de ocho músculos de las extremidades inferiores y del tronco, y la aceleración esternón. La prueba 30-STs se realizó en ocho días diferentes, y se promediaron las señales. La fatiga en el vasto medio del cuádriceps se expresó como una disminución en el centroide espectral con una pendiente descendente del 12% en el segundo 12. Este punto de corte correspondió con una aceleración del tronco de  $0,98 \text{ m/s}^2$ . Este estudio analizó la fatiga basada en la aceleración a través de un teléfono inteligente durante la prueba de 30-STs mediante EMG. Investigaciones futuras deberían utilizar muestras con variedad de individuos para obtener resultados relevantes para una población heterogénea.

## Introducción.

El Test Sit-to-Stand (STS), también llamado Chair Stand Test (CST), representa levantarse de una silla, un movimiento que se repite comúnmente en las actividades de la vida diaria. Proporciona una medida cuantitativa de una actividad funcional importante (Riley, Schenkman, Mann, & Hodge, 1991) y evalúa la fuerza del tren inferior (Jones, Rikli, & Beam, 1999). También requiere de habilidades tales como la coordinación, el control del equilibrio y la estabilidad (Boukadida, Piotte, Dehail, & Nadeau, 2015). Es una de las medidas más importantes de la capacidad física y también unas de las más biomecánicamente exigentes, lo que lo convierten en una evaluación esencial de la autonomía del paciente (Baer & Ashburn, 1995; Ploutz-Snyder, Manini, Ploutz-Snyder, & Wolf, 2002). Por esa razón, los estudios que utilizan esta prueba se han realizado durante varias décadas (Kerr, White, Barr, & Mollan, 1994a, 1994b). Una de sus variantes es STS de 30 segundos (30-STS), en el que el sujeto tiene que alternar sentarse y levantarse de una silla durante 30 segundos lo más rápido posible. Centrándose en el número de ciclos o repeticiones completadas, se ha utilizado en la evaluación de los niveles de aptitud funcionales (Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014) y en la rehabilitación (Nyland et al., 2007). Últimamente, varios estudios han demostrado que, además de la cuantificación del movimiento, es importante proporcionar información sobre la calidad del mismo, informando a través de parámetros cinemáticos cómo se ha realizado (Millor, Lecumberri, Gomez, Martinez-Ramirez, & Izquierdo, 2014). En este ámbito, las unidades inerciales y acelerómetros han sido validados en variantes del STS con el fin de medir la duración del movimiento (Giansanti, Maccioni, Benvenuti, & Macellari, 2007; Janssen, Bussmann, Horemans, & Stam, 2008). Más recientemente, los estudios se han centrado en el análisis de las variables cinemáticas que proporcionan estos dispositivos, que han permitido a través de investigaciones diferenciar entre los adultos sanos y diferentes niveles de fragilidad (Millor, Lecumberri, Gómez, Martínez-Ramírez, & Izquierdo, 2013), entre aquellos que sufren caídas y los que no (Doheny et al., 2011) y entre los adultos jóvenes y mayores (Van Lummel et al., 2013). Variables cinemáticas tales como la velocidad o aceleración en este test han demostrado ser más sensibles en la discriminación entre algunas poblaciones que el número de ciclos completados (Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013).

Además, los valores cinemáticos pueden complementar al número de repeticiones, proporcionando información acerca de cómo los movimientos se llevaron a cabo y su calidad, mejorando la rehabilitación (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013). De manera más específica, la aceleración proporciona un método preciso y simple para describir la cinemática evaluando las características espacio-temporales durante STS (Janssen, Bussmann, et al., 2008). La literatura previa se ha centrado principalmente en la aceleración vertical (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013) y la velocidad vertical (Van Lummel et al., 2013), mientras que la señal de aceleración medio-lateral durante esta prueba se emplea habitualmente para estudiar el equilibrio (Janssen, Külcü, Horemans, Stam, & Bussmann, 2008; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005). El esternón ha sido la ubicación de la unidad de medida más favorecida (Doheny et al., 2011; Janssen, Külcü, et al., 2008; Van Lummel et al., 2013), junto con la columna lumbar (Giansanti et al., 2007; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013). Hoy en día, a pesar de la aceleración ha sido validada para evaluar la duración de la STS en el esternón (Janssen, Bussmann, et al., 2008) la mejor colocación del dispositivo sigue siendo incierta (Millor et al., 2014).

También se ha obtenido información cualitativa del STS mediante electromiografía (EMG). En este campo, se han analizado diversas variables, tales como la activación muscular en los sujetos asintomáticos (Choi, 2015), o en pacientes con artroplastia de rodilla (Davidson et al., 2013) o los momentos picos mínimos de fuerza articular necesarios para realizar la prueba (Yoshioka, Nagano, Hay, & Fukashiro, 2012). También, la EMG se ha utilizado para identificar cómo la debilidad muscular puede limitar la prueba (Van der Heijden, Meijer, Willems, & Savelberg, 2009) o para medir demandas musculares con y sin el uso de dispositivos cinemáticos (Burnfield et al., 2012).

Además, la actividad neuromuscular se ha estudiado en diferentes entornos físicos (A. I. Cuesta-Vargas, Cano-Herrera, & Heywood, 2013). Aunque los cambios en la señal EMG representa modificaciones en las propiedades de la membrana musculares y condiciones metabólicas (Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001), la fatiga es un concepto multidimensional que implica dimensiones psicológicas y fisiológicas, y se puede observar en los sistemas nerviosos central y periférico (Zwarts, Bleijenberg, & van Engelen, 2008). La fatiga muscular se define como un estado de la capacidad de respuesta deprimido resultante de la actividad



(Kimura, 2013). Por lo tanto, constituye una muy importante información de parámetros que proporciona una calidad de movimiento ya que afecta a los parámetros cinemáticos en los miembros inferiores (Bonato et al., 2001; N. Cortes, Onate, & Morrison, 2014; Nelson Cortes, Quammen, Lucci, Greska, & Onate, 2012; Karg, Venture, Hoey, & Kulić, 2014; Lucci, Cortes, Van Lunen, Ringleb, & Onate, 2011). La fatiga se ha estudiado previamente en diferentes variantes STS, incluyendo los 30-STS (Roldán-Jiménez, Bennett, & Cuesta-Vargas, 2015).

Ningún estudio ha relacionado la fatiga EMG y la aceleración durante el test STS. Esto permitiría transferir la información de fatiga muscular a un dispositivo portátil y fácil de usar, como un acelerómetro (A. Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue estudiar la fatiga relacionada con el criterio basado en la aceleración capturado con sensores incorporados en un teléfono inteligente con respecto al uso de la EMG de superficie (EMGs) durante la prueba de 30-STS.

## **Métodos.**

### **Sujeto.**

Este estudio transversal se llevó a cabo en una mujer joven sana de 25 años de 1,60 m de altura, 83 kg y con un IMC de 32,42 Kg/m<sup>2</sup>. El sujeto no sufría de ningún trastorno cognitivo, músculo-esquelético ni lesión ósea o articular, y no tomaba ninguna medicación. El sujeto fue reclutado por la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). La aprobación ética para el estudio fue concedida por el Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga. El estudio cumplió con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki. El consentimiento por escrito para participar fue proporcionado por el sujeto después de que ella hubiera sido informada sobre el estudio, que la participación era voluntaria y que podría retirarse en cualquier momento.

### **Aparatos.**

Se registraron las variables independientes antropométricas descriptivas. Las variables operativas se obtuvieron a través de medidas electromiográficas (Megawin 3.0.1., Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlandia) y medidas cinemáticas (J5 Galaxy de Samsung, Samsung Electronics Co., Ltd. Suwon, Corea del Sur) durante 30-STS. En cuanto a la electromiografía, la actividad muscular del gemelo interno (MG), el bíceps femoral (BF), el vasto interno del cuádriceps (VM), el músculo recto abdominal (AR), el erector de la columna

(ES), el recto femoral (RF), el sóleo (SO) y el tibial anterior (TA) en el lado dominante del sujeto se registró a una frecuencia de 1.000Hz. La prueba de máxima contracción voluntaria (MVC) se realizó para cada músculo como describe Perotto (Perotto AO, Delagi EF, Lanzetti J, & Morrison D, 2005).

La prueba muscular funcional para la prueba de MVC se llevó a cabo tal como propone Daniels (Daniels & Worthingham, 1995). El sujeto fue entrenado previamente para obtener MVC mediante biofeedback observando su actividad muscular en la pantalla del ordenador. Tres electrodos de superficie cuadrados (Lessa, Barcelona, España, 2,5 cm, Ag/AgCl) se colocaron como describe Rainoldi (Barbero, Merletti, & Rainoldi, 2012). Para asegurar una buena adherencia, la piel se lavó con alcohol y se rasuró muy suavemente, evitando un aumento del flujo sanguíneo a la zona. Por lo tanto, las variables descriptivas electromiográficas fueron las siguientes: activación real ( $\mu\text{V}$ ), calculada a partir del valor máximo menos el valor mínimo de esta prueba para normalizar las señales; la activación muscular media ( $\mu\text{V}$ ); el porcentaje de MVC (%), normalizado para representar el porcentaje de activación de cada músculo en relación a su valor de activación real; y la implicación del músculo en movimiento (%), que representa la distribución porcentual de la actividad eléctrica del músculo, es decir, el porcentaje de activación de cada músculo con respecto a la señal de la actividad muscular total registrada durante el movimiento de STS. Para la adquisición de estas variables descriptivas electromiográficas, las señales se analizaron después de mantener el voltaje medio de rectificación (media de RMS).

En cuanto a la cinemática, la aceleración lineal, expresada en  $\text{m/s}^2$ , se midió a lo largo de tres ejes ortogonales (x, y, z) utilizando el acelerómetro Samsung Galaxy J5 perfectamente fijado al sujeto por un cinturón de sujección de neopreno sobre el esternón. La fiabilidad y validez del acelerómetro incorporado en un teléfono inteligente colocado en el esternón se ha proporcionado previamente (Galán-Mercant, Barón-López, Labajos-Manzanares, & Cuesta-Vargas, 2014). La aplicación que se utilizó para obtener datos cinemáticos fue Sensor Kinetics Pro (Innovetions Inc, EE.UU.), disponible en la tienda Google. Los datos de cada prueba se enviaron por correo electrónico para el posterior análisis y procesamiento. La tasa de muestreo de datos se estableció en 25 Hz. La aceleración lineal se calculó en cada eje del espacio restando el pico mínimo al pico máximo. El eje X estaba

orientado en la dirección lateral, el eje Y estaba apuntando verticalmente, hacia arriba; y el eje Z fue en la dirección anteroposterior, lo que representa la aceleración lateral, de arriba a abajo y anteroposterior, respectivamente. La aceleración también se calculó con respecto a la norma del vector resultante (Nrv) de los tres ejes de movimiento:

$$Nrv = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Los valores para la actividad muscular se registraron de forma simultánea utilizando el hardware portátil (Megawin 3.0.1.). Ambas medidas se sincronizaron temporalmente mediante un dispositivo activación o disparador Tigger DV [Mega Electronics Ltd] conectado un portátil mediante la colocación de un marcador en el inicio de la grabación del Smartphone, así como al principio y al final de la prueba.

### **Montaje experimental.**

El investigador explicó la tarea de una manera clara y concisa, y el inicio y el final de la tarea se indicaron mediante una señal acústica. Las tareas se realizaron en el Laboratorio de Movimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). Cada prueba se llevó a cabo por el mismo sujeto en ocho días diferentes con un período de 1 semana entre cada medida y a la misma hora del día.

Se realizó la prueba 30-STS partiendo desde bipedestación, con los pies separados a la misma distancia que las caderas y las extremidades superiores cruzadas sobre la parte anterior del cuerpo, con los codos doblados para evitar impulsos (ver figura 37). Dada una señal del investigador, el sujeto tenía que sentarse y levantarse de una silla de 43 cm de altura lo más rápido posible a través de todo el rango de movimiento durante 30 segundos.



**Figura 37.** Posición de comienzo en STS.

## **Adquisición de datos.**

### **Preprocesamiento.**

Los datos inerciales y de EMG fueron pre-procesados de la siguiente manera: Los datos de EMG en bruto se rectificaron y posteriormente se filtraron usando un filtro Butterworth de paso bajo con una frecuencia de corte de 300 Hz.

Con el fin de buscar un patrón estadísticamente significativo, se promediaron las señales inerciales y de EMG obtenidas durante las ocho repeticiones del test. Esto requiere la alineación temporal de las señales adquiridas durante las diferentes pruebas, que fue llevada a cabo tomando el valor máximo de correlación cruzada con respecto a la primera adquisición como referencia. De esta manera, el tratamiento posterior se lleva a cabo utilizando las señales promediadas.

## Procesamiento de datos.

Este trabajo tiene como objetivo encontrar patrones en los datos inerciales que puedan estar asociados con fatiga muscular utilizando la señal de EMG como referencia. El procesamiento clásico de EMG que busca la fatiga muscular usando electrodos de superficie se basa en la búsqueda de una disminución de la frecuencia media (MF) del espectro EMG durante una acción muscular isométrica (Allison & Fujiwara, 2002; De Luca, C.J, Sabbahi, M.A, Stulen, F.B, & Bilotto, G, 1982).

Con el fin de identificar la fatiga muscular en la EMG se calculó el centroide espectral (SC) (que se relaciona con el "centro de gravedad" del espectro de la Transformada Discreta de Fourier (DFT)) en solapamiento (con un factor de superposición de 0,5) de la ventana de Hanning.

## Análisis de datos.

Se calcularon las variables de estadística descriptiva, las medidas de tendencia central y de dispersión variables. La media y la desviación típica (SD) de las ocho diferentes mediciones se calcularon para la activación real, la activación media, el porcentaje de MVC y la participación muscular, así como para la aceleración tanto en ejes como en Nrv.

El SC se define como

$$SC^n = \frac{\sum_{k=1}^N k f^n[k]}{\sum_{k=1}^N f^n[k]}$$

(De Luca, C.J, Sabbahi, M.A, Stulen, F.B, & Bilotto, G, 1982), donde  $f^n[k]$  es la amplitud correspondiente al bin  $k$ -ésimo ( $k^{\text{th}}$ ) en el espectro de DFT de la ventana  $n$ -ésima ( $n^{\text{th}}$ ).

Por otra parte, se llevó a cabo un paso más para identificar claramente los cambios en el centroide espectral, mediante el cálculo de la diferencia de SC entre ventanas consecutivas.

El procesamiento de datos inerciales se realiza en el dominio de la frecuencia, y consiste en calcular la potencia media en diferentes sub-bandas por medio de la Transformada Wavelet Discreta (Discrete Wavelet Transform, DWT), calculada en ventanas superpuestas (factor de superposición = 0,5). En concreto, se calculó la varianza de los coeficientes aproximados y detallados de cinco niveles usando el Daubechies *db4* como la wavelet madre. Además, el

cálculo de la relación de energía de los coeficientes aproximados  $A_i$  y coeficientes detallados  $D_i$  ayuda para encontrar un patrón más claro (Ayrulu-Erdem & Barshan, 2011). En el nivel  $i$ , éstos se calculan como  $EDR_{A_i}=A_i A_i^T/E_T$  and  $EDR_{D_j}=D_i D_j^T/E_T$  ( $j=1,\dots,i$ ) para la los coeficientes aproximados y detallados, respectivamente, donde

$$E_T = A_i A_i^T + \sum_{j=1}^i D_i D_j^T \quad (\text{Allison \& Fujiwara, 2002})$$

## Resultados.

El músculo con el valor más alto de activación real durante la prueba de MVC fue TA, seguido por VM. El músculo con un nivel medio de activación más alto durante la prueba STS fue TA, seguido por RF, SO y VM. Cuando las señales fueron normalizadas (porcentaje de MVC), los valores más altos se encontraron en RA, RF, SO y GM. En cuanto a la distribución de la participación muscular en el STS, los porcentajes más altos se encontraron en los músculos TA, RF, SO y VM (ver más detalles en la tabla 37).

**Tabla 37.** Variables descriptivas electromiográficas.

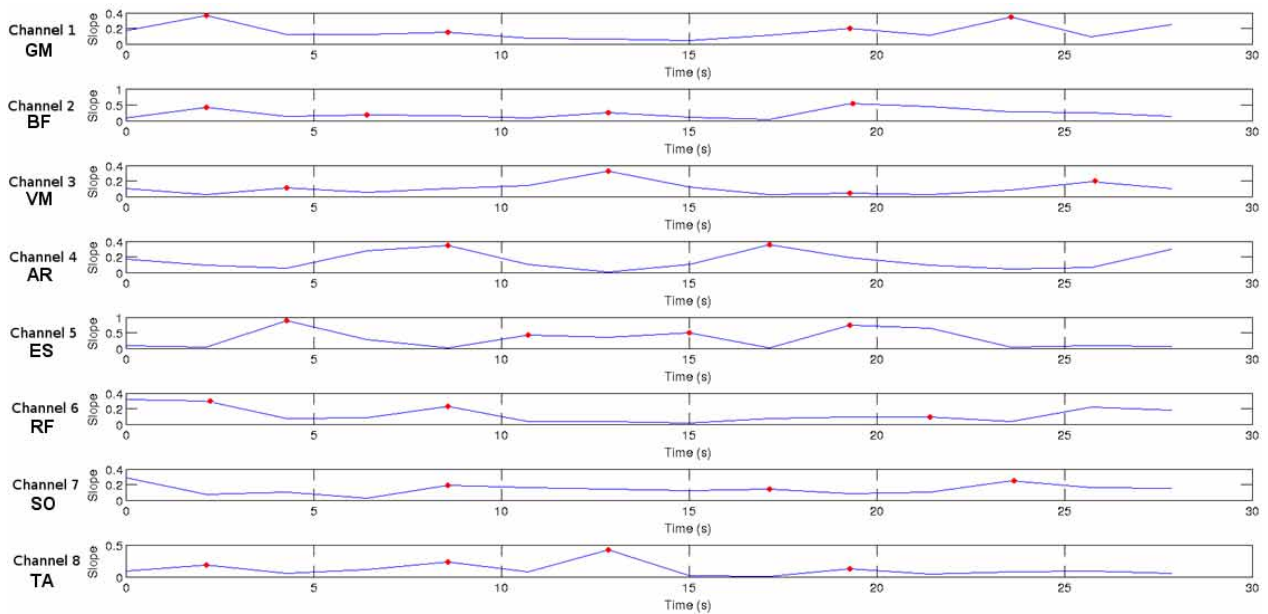
Músculos	Activación real ( $\mu V$ )	Activación media ( $\mu V$ )	Porcentaje de MVC (%)	Participación muscular (%)
GM	288	128 (24,04)	42,88 (2,20)	8,5 (0,70)
BF	474	148 (41,01)	28,05 (4,47)	9,5 (2,12)
VM	762	212,50 (10,60)	27,46 (0,60)	14 (1,41)
RA	145	106,50 (10,60)	83,62 (14,38)	7 (1,41)
ES	81	116,50 (7,77)	14,80 (0,99)	7,5 (0,70)
RF	493	269 (5,65)	52,53 (2,86)	17,5 (2,12)
SO	492	263 (100,4)	49,08 (6,18)	15,5 (3,53)
TA	1098	298 (14,14)	28,64 (2,12)	21 (0,0)

En lo que se refiere a la aceleración, el valor más alto se encontró en el eje Y, seguido por el eje Z, siendo X el eje con menos aceleración. El valor fue mayor si se tenía en cuenta el Nrv. Los datos se muestran en la tabla 38.

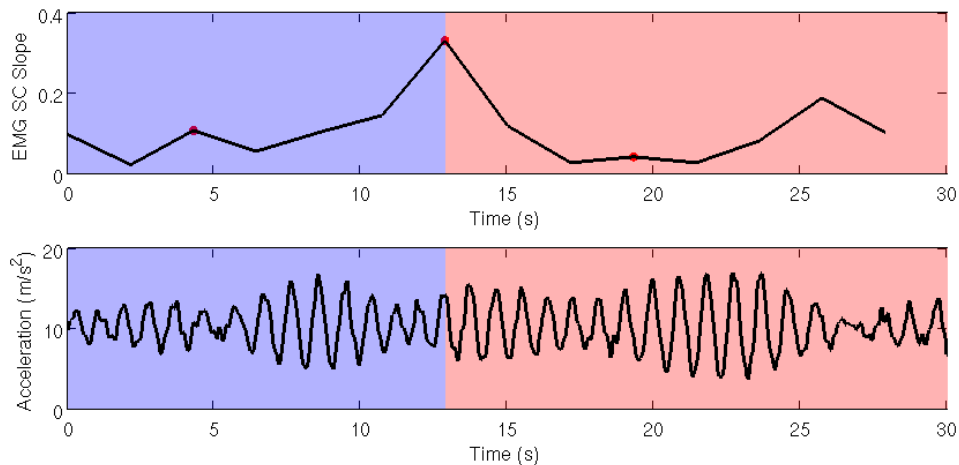
**Tabla 38.** Aceleración ( $m/s^2$ ) en cada eje y en la norma del vector resultante (media, SD)

Eje	Media (SD)
X	3,88 (0,39)
Y	25,79 (4,16)
Z	10,20 (0,28)
Nrv	28,04 (3,67)

La variación en SC de la señal de EMG se representa en la figura 38. En el canal 3, que corresponden al músculo VM, se puede observar un marcado desplazamiento de la frecuencia entre los segundos 10 y 15. El área bajo la curva para la señal muscular del VM disminuye en el segundo 12 con una pendiente de 12%. Este punto de corte se corresponde con un valor de aceleración de  $0,98 m/s^2$ . Más detalles se muestran en la figura 39.



**Figura 38.** Variación del SC de la señal de EMG en el gastrocnemio medial (MG), el bíceps femoral (BF), el vasto medial del cuádriceps (VM), el recto abdominal (AR), el erector espinal (ES), el recto femoral (RF), el sóleo (SO) and el tibial anterior (TA).



**Figura 39.** Pendiente del SC de la señal electromiográfica del músculo VM y la aceleración del tronco durante la prueba 30-STS.

## Discusión.

El objetivo de este estudio fue desarrollar un sistema de detección de fatiga basada en la aceleración usando un Smartphone durante la prueba de 30-STS con EMGs como validez de criterio. El principal hallazgo de este estudio fue que una disminución de la señal electromiográfica del SC del músculo VM actúa como disparador de la fatiga, lo que corresponde a un valor de aceleración del tronco de  $0,98 \text{ m/s}^2$ . En cuanto a la aceleración en cada eje, el valor más alto se encontró en el eje Y, que representa la aceleración principal durante el movimiento vertical. Este resultado está en línea con los estudios previos que se han centrado en la aceleración vertical (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013) y la velocidad vertical (Van Lummel et al., 2013) durante la prueba de STS.

## Novedad de este estudio.

Estudios anteriores se han centrado en cinemática durante esta prueba: la aceleración durante STS se ha relacionado con variables tales como el pico de fuerza (Zijlstra, Bisseling, Schlumbohm, & Baldus, 2010), y una reducción en el porcentaje de la velocidad del tronco con respecto a su máximo durante el STS se ha tenido en cuenta para valorar la fatigabilidad en las mujeres mayores (Lindemann, Klenk, & Becker, 2015). Sin embargo, en cuanto los autores tienen conocimiento, este es el primer estudio que relaciona la fatiga muscular



obtenida mediante EMG de superficie con la aceleración, fusionando dos variables de distinta naturaleza.

### **Explicación de los hallazgos.**

En la prueba de 30-STS, la fatiga aparece en la mitad de los 30 segundos del test. De manera más concreta, en el segundo 12, la señal del SC del músculo VM representa su frecuencia más alta, seguida de una pendiente descendente del 12%. Esto sucedió porque se estudia la fatiga durante fuerzas submáximas mantenidas a través de EMG de superficie, la amplitud de la señal por lo general aumenta considerablemente debido al reclutamiento de unidades motoras adicionales y un aumento de la frecuencia de disparo, seguido de una disminución de optimizar la tasa de estímulo con la duración prolongada del potencial de acción de la fibra muscular (Behm, 2004). El paso a las frecuencias más bajas se explica principalmente por la disminución de la conducción a lo largo del sarcolema y por medio de cambios centrales en los disparos de unidad motora (Farina, Fattorini, Felici, & Filligoi, 2002).

### **Importancia del VM para evaluar la fatiga durante STS.**

Aunque RA, RF, SO y GM fueron los músculos donde se encontraron los porcentajes más altos de MVC (nivel de activación en relación con su valor real), el músculo cuya fatiga se encontró que estaba relacionada con una variación en el SC fue VM. La importancia del músculo VM durante la prueba STS ha sido estudiada con anterioridad, defendiendo que los extensores de la rodilla son uno de los principales ejecutores de esta tarea (Dehail et al., 2007; Goulart & Valls-Solé, 1999) y que se cargan excesivamente cuando la debilidad muscular se desarrolla bajo condiciones de carga (Van der Heijden et al., 2009). Además, un estudio previo que analizó de fatiga en diferentes variantes de STS en los mismos músculos del presente estudio encontró que había diferencias en la fatiga muscular del VM a lo largo de las variantes, la cual se vio afectada por el número de repeticiones. Por lo tanto, VM era el músculo más propenso a fatigarse (Roldán-Jiménez et al., 2015).

En cuanto a TA, este músculo mostró un alto nivel de activación y de participación en el gesto. Este músculo es un estabilizador del pie, que contribuye al mantenimiento de la oscilación postural mediante el control de balanceo anterior-posterior (Harkins, Mattacola, Uhl, Malone, & McCrory, 2005). Durante STS, el TA anticipa ajuste postural para estabilizar el pie antes de la masa corporal se mueve hacia adelante (Dehail et al., 2007) y, junto con el

músculo SO, también ha mostrado una actividad muscular constante cuando se modifican las condiciones de carga (Savelberg, Fastenau, Willems, & Meijer, 2007). Como inversor del tobillo, puede haber asumido un papel más importante cuando los estabilizadores antero-posteriores del tobillo se fatigan (Harkins et al., 2005). En el caso del músculo VM, la fatiga de los extensores de la rodilla no puede compensarse porque la rodilla no tiene músculos estabilizadores específicos para impedir su movimiento en el plano frontal (Bizid et al., 2009). Esto explicaría la fatiga encontrada durante la ejecución de esta prueba, siendo su actividad electromiográfica la principal en la que centrarse para la detección de la fatiga y relacionarla con la cinemática.

### **Factores limitantes del resultado.**

Además de la activación de TA y SO, que se ha mencionado anteriormente, RA fue el músculo con el mayor porcentaje de la activación normalizada. Esto podría deberse a que estos músculos se emplean principalmente durante la prueba STS para preparar el movimiento y mantener la postura (Goulart & Valls-Solé, 1999). Esto está estrechamente relacionado con la constitución de la fibra muscular, que es uno de los factores que influyen directamente en la fatiga (Burke, Levine, Tsairis, & Zajac, 1973; Merletti et al., 2001). Ya que los músculos analizados tenían una función dinámica y un postural, la composición de sus fibras varían y puede haber influido en la fatiga.

Hay muchos factores que influyen tanto en STS como en la fatiga que podrían haber limitado el presente estudio. Por un lado, aunque se le dijo al sujeto que realizara STS en la misma posición de inicio y la tarea se explicase claramente, se debe tener en cuenta que la fatiga muscular conduce a una redistribución de la contribución de los músculos activos y a un ajuste postural (Yiou, Heugas, Mezaour, & Le Bozec, 2009), lo cual podría haber influido en la ejecución de las pruebas. Por otra parte, este estudio se realizó en un solo individuo, lo cual permitió evitar diferencias debidas a las variables que influyen en la fatiga, tales como el género (Hunter, 2014) o la edad (Baudry, Klass, Pasquet, & Duchateau, 2006), así como las variables que influyen en el movimiento del STS, tales como el IMC (Sibella, Galli, Romei, Montesano, & Crivellini, 2003). Sin embargo, el punto de corte temporal y el valor de aceleración identificados es sólo aplicable a una sola persona. Las investigaciones futuras deberían utilizar muestras de variedad de individuos para determinar punto de corte

temporal de fatiga relacionado con un valor medio de aceleración correspondiente a una población heterogénea. Esto permitiría el cálculo de la fatiga durante el 30-STS a través de un dispositivo fácil de usar y de bajo coste, y la comparación de los resultados de diferentes poblaciones.

### **Implicaciones.**

Este estudio desarrolló un sistema de detección de fatiga basado en la aceleración a través de un Smartphone colocado en el esternón durante la prueba 30-STS utilizando EMGs como validez de criterio en un sujeto sano. VM fue el músculo cuya fatiga estaba relacionado con la aceleración del tronco, coincidiendo con estudios electromiográficos anteriores. Los resultados de este estudio ayudarán a los clínicos a obtener información de una variable compleja como la fatiga a través de la aceleración proporcionada por un dispositivo accesible y de bajo coste, como es el Smartphone. Las investigaciones futuras deberían llevarse a cabo en una muestra heterogénea con el fin de determinar un punto de corte temporal y la aceleración en la que la fatiga comienza aplicable a la población variada sana.

## Bibliografía del Artículo VII.

- Allison, G. T., & Fujiwara, T. (2002). The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(6), 464–469.
- Ayrulu-Erdem, B., & Barshan, B. (2011). Leg motion classification with artificial neural networks using wavelet-based features of gyroscope signals. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(2), 1721–1743. <http://doi.org/10.3390/s110201721>
- Baer, G. D., & Ashburn, A. M. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(9), 844–849.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer.
- Baudry, S., Klass, M., Pasquet, B., & Duchateau, J. (2006). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 515–525. <http://doi.org/10.1007/s00421-006-0206-9>
- Behm, D. G. (2004). Force maintenance with submaximal fatiguing contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée*, 29(3), 274–290.
- Bizid, R., Margnes, E., François, Y., Jully, J. L., Gonzalez, G., Dupui, P., & Paillard, T. (2009). Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *European Journal of Applied Physiology*, 106(3), 375–380. <http://doi.org/10.1007/s00421-009-1029-2>
- Bonato, P., Cheng, M. S., Gonzalez-Cueto, J., Leardini, A., O'Connor, J., & Roy, S. H. (2001). EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 20(6), 133–143.
- Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., & Nadeau, S. (2015). Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(3), 167–172. <http://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.04.007>

- Burke, R. E., Levine, D. N., Tsairis, P., & Zajac, F. E. (1973). Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *The Journal of Physiology*, 234(3), 723–748.
- Burnfield, J. M., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., McBride, M. M., & Krause, M. E. (2012). Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers. *Gait & Posture*, 36(3), 516–522. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.002>
- Choi, B. (2015). Activation of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in asymptomatic subjects during the sit-to-stand procedure. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 893–895. <http://doi.org/10.1589/jpts.27.893>
- Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & Posture*, 39(3), 888–893. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>
- Cortes, N., Quammen, D., Lucci, S., Greska, E., & Onate, J. (2012). A functional agility short-term fatigue protocol changes lower extremity mechanics. *Journal of Sports Sciences*, 30(8), 797–805. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.671528>
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C. L., & Heywood, S. (2013). Analysis of the neuromuscular activity during rising from a chair in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.001>
- Daniels, L., & Worthingham, C. (1995). *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. Saunders.
- Davidson, B. S., Judd, D. L., Thomas, A. C., Mizner, R. L., Eckhoff, D. G., & Stevens-Lapsley, J. E. (2013). Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.008>

- De Luca, C.J, Sabbahi, M.A, Stulen, F.B, & Bilotto, G. (1982). Some properties of median nerve frequency of the myoelectric signal during localized muscular fatigue (pp. 175–186). Presented at the Proceedings of the 5th International Symposium on Biochemistry and Exercise.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., & Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096–1103. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.015>
- Doheny, E. P., Fan, C. W., Foran, T., Greene, B. R., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2011). An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 3063–3066. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090837>
- Farina, D., Fattorini, L., Felici, F., & Filligoi, G. (2002). Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *Journal of Applied Physiology*, 93(5), 1753–1763. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00314.2002>
- Galán-Mercant, A., Barón-López, F. J., Labajos-Manzanares, M. T., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test. *Biomedical Engineering Online*, 13, 156. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- Giansanti, D., Maccioni, G., Benvenuti, F., & Macellari, V. (2007). Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(10), 969–976. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0224-8>
- Goulart, F. R., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(9), 1634–1640.

- Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., & McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 Ankle Fatigue Models on the Duration of Postural Stability Dysfunction. *Journal of Athletic Training, 40*(3), 191–194.
- Hunter, S. K. (2014). Sex Differences in Human Fatigability: Mechanisms and Insight to Physiological Responses. *Acta Physiologica (Oxford, England), 210*(4), 768–789. <http://doi.org/10.1111/apha.12234>
- Janssen, W. G. M., Bussmann, J. B. J., Horemans, H. L. D., & Stam, H. J. (2008). Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing, 46*(9), 879–887. <http://doi.org/10.1007/s11517-008-0366-3>
- Janssen, W. G. M., Külcü, D. G., Horemans, H. L. D., Stam, H. J., & Bussmann, J. B. J. (2008). Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 16*(5), 479–484. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2003386>
- Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 70*(2), 113–119. <http://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608028>
- Karg, M., Venture, G., Hoey, J., & Kulić, D. (2014). Human movement analysis as a measure for fatigue: a hidden Markov-based approach. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 22*(3), 470–481. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2291327>
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994a). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle: development of a measurement system. *Gait & Posture, 2*(3), 173–181. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90005-1](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90005-1)
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994b). Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait & Posture, 2*(3), 182–190. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90006-X](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90006-X)
- Kimura, J. (2013). *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Oxford University Press.

- Lindemann, U., Klenk, J., & Becker, C. (2015). Assessment of fatigability of older women during sit-to-stand performance. *Aging Clinical and Experimental Research*. <http://doi.org/10.1007/s40520-015-0495-0>
- Lucci, S., Cortes, N., Van Lunen, B., Ringleb, S., & Onate, J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 14(5), 453–459. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.05.001>
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 20–25.
- Millor, N., Lecumberri, P., Gómez, M., Martínez-Ramírez, A., & Izquierdo, M. (2013). An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 86. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-86>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., & Izquierdo, M. (2014). Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: a systematic review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 22(5), 926–936. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2331895>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., Rodriguez-Manas, L., Garcia-Garcia, F. J., & Izquierdo, M. (2013). Automatic evaluation of the 30-s chair stand test using inertial/magnetic-based technology in an older prefrail population. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 17(4), 820–827. <http://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2238243>
- Nyland, J., Frost, K., Quesada, P., Angeli, C., Swank, A., Topp, R., & Malkani, A. L. (2007). Self-reported chair-rise ability relates to stair-climbing readiness of total knee arthroplasty patients: A pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(5), 751. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2006.11.0146>
- Perotto AO, Delagi EF, Lanzetti J, & Morrison D. (2005). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk* (6<sup>th</sup>ed). Charles C Thomas Publisher.



- Ploutz-Snyder, L. L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R. J., & Wolf, D. A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(4), B144-152.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77–85.
- Roldán-Jiménez, C., Bennett, P., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests. *PLoS One*, 10(10), e0141675. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0141675>
- Savelberg, H. H. C. M., Fastenau, A., Willems, P. J. B., & Meijer, K. (2007). The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(7), 805–812. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.05.002>
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(8), 745–750.
- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014). Health-related physical fitness measures: reference values and reference equations for use in clinical practice. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(7), 1366–1373. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.016>
- Van der Heijden, M. M. P., Meijer, K., Willems, P. J. B., & Savelberg, H. H. C. M. (2009). Muscles limiting the sit-to-stand movement: an experimental simulation of muscle weakness. *Gait & Posture*, 30(1), 110–114. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.002>
- Van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38(1), 153–156. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Yiou, E., Heugas, A. M., Mezaour, M., & Le Bozec, S. (2009). Effect of lower limb muscle fatigue induced by high-level isometric contractions on postural maintenance and

postural adjustments associated with bilateral forward-reach task. *Gait & Posture*, 29(1), 97–101. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.003>

Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2012). The minimum required muscle force for a sit-to-stand task. *Journal of Biomechanics*, 45(4), 699–705. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.054>

Zijlstra, W., Bisseling, R. W., Schlumbohm, S., & Baldus, H. (2010). A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. *Gait & Posture*, 31(2), 272–278. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.003>

Zwarts, M. J., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. M. (2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 119(1), 2–10. <http://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.09.126>

## Artículo VIII

---

### **Detección de la fatiga durante el test Sit-to-Stand basada en aceleración capturada con sensores embebidos en un Smartphone.**

*Fatigue detection during Sit-to-Stand test based on acceleration captured with  
sensors embedded in a Smartphone.*

*Bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación en revista científica.*



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

## **Artículo VIII: Detección de la fatiga durante el test Sit-to-Stand basada en aceleración capturada con sensores embebidos en un Smartphone.**

### **Abstract**

**Objective:** To develop a fatigue detection system based on acceleration captured with sensors embedded in a Smartphone; The 30 seconds Sit-to-Stand (30-STS) test.

**Design:** A single case study design.

**Setting:** Faculty of Health Sciences (University of Málaga).

**Participants:** One 25-year-old, healthy young woman, 1.60 m in height, 83 kg and with a BMI of 32.42 Kg/m<sup>2</sup>

**Interventions:** Not applicable.

**Main Outcome Measure(s):** Descriptive linear acceleration (m/s<sup>2</sup>) along three orthogonal axes (x, y, z) and the norm of the resultant vector as recorded by a smartphone secured to the sternum. To calculate fatigue, inertial data was processed in the frequency domain and consists of computing the average power on different subbands by means of the Discrete Wavelet Transform (DWT), computed in overlapped windows (overlapping factor = 0.5). Computing the variance of the approximated and detailed coefficients from levels 4 and 5 using the Daubechies *db4* as mother wavelet. Fatigue detection was addressed by analysing the relative energy on each window computed from the DWT coefficients at different levels. Acceleration values were recorded during 30-STS from the 8 different measures.

**Results:** The highest acceleration was found in the vertical axis 25.79 (4.16) m/s<sup>2</sup>. An increase in the percentage of relative energy from acceleration acts like fatigue firing. In the 30-STS test of duration 30 seconds, fatigue appears at second 19.

**Conclusions:** This study developed an acceleration-based fatigue detection system through a Smartphone placed in sternum during the 30-STS test in one healthy subject. This simple test allows the clinician to obtain information about fatigue through a biomechanical variable such as acceleration.

## Resumen.

**Objetivo:** Desarrollar un sistema de detección de fatiga basado en la aceleración capturado con sensores incorporados en un Smartphone; La prueba Sit-To-Stand de 30 segundos (30-STS).

**Diseño:** Estudio de un caso único.

**Lugar:** Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga).

**Participantes:** Una mujer joven y sana, de 25 años de edad, 1,60 m de altura, 83 kg y con un IMC de 32,42 Kg / m<sup>2</sup>.

**Intervenciones:** No aplicable.

**Principal medida de resultado (s):** aceleración lineal descriptiva (m/s<sup>2</sup>) a lo largo de tres ejes ortogonales (x, y, z) y la norma del vector resultante según lo registrado por un Smartphone fijado al esternón. Para el cálculo de la fatiga, los datos inerciales se procesaron en el dominio de la frecuencia y consiste en calcular la potencia media en diferentes sub-bandas por medio de la Transformada Wavelet Discreta (DWT), calculadas en ventanas superpuestas (factor superposición = 0,5). El cálculo de la varianza de los coeficientes aproximados y detallados de los niveles 4 y 5 utilizando el Daubechies *db4* como wavelet madre. La detección de fatiga se abordó mediante el análisis de la energía relativa en cada ventana calculada a partir de los coeficientes DWT a diferentes niveles. Los valores de aceleración se registraron a partir de las 8 medidas diferentes del 30 STS.

**Resultados:** La aceleración más alta se encontró en el eje vertical 25,79 (4,16) m/s<sup>2</sup>. Un aumento en el porcentaje de la energía relativa de la aceleración actúa como disparador de energía. En la prueba 30-STS de 30 segundos de duración, la fatiga aparece en segundo 19.

**Conclusiones:** En este estudio se desarrolló un sistema de detección de fatiga basada en la aceleración a través de un teléfono inteligente colocado en el esternón durante la prueba de 30-STS en un sujeto sano. Esta sencilla prueba permite al clínico obtener información acerca de la fatiga a través de una variable biomecánica como la aceleración.

## Introducción.

La prueba Sit-to-Stand (STS) representa un movimiento comúnmente empleado en las actividades de la vida diaria, representando una medida importante de la actividad funcional (Riley, Schenkman, Mann, & Hodge, 1991), así como la fuerza de la extremidad inferior (Jones, Rikli, & Beam, 1999). Requiere habilidades importantes como la coordinación y la estabilidad (Boukadida, Piotte, Dehail, & Nadeau, 2015), lo que hace que sea biomecánicamente exigente y esencial para la independencia del paciente (Baer & Ashburn, 1995; Ploutz-Snyder, Manini, Ploutz-Snyder, & Wolf, 2002). Los estudios que utilizan esta prueba se han realizado durante varias décadas (Kerr, White, Barr, & Mollan, 1994a, 1994b). Una de sus variantes es STS de 30 segundos (30-STS), en la que el sujeto tiene que levantarse y sentarse de una silla durante 30 segundos lo más rápido posible. El estudio de 30-STS se centra en el número de ciclos o repeticiones completadas y permite una evaluación de los niveles de aptitud funcional (Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014). Esta prueba se utiliza ampliamente en la rehabilitación (Nyland et al., 2007). Varios estudios han demostrado que además de cuantificar el movimiento, es importante para proporcionar información sobre la calidad de movimiento a través del análisis de los parámetros cinemáticos (Millor, Lecumberri, Gomez, Martinez-Ramirez, & Izquierdo, 2014).

Varios autores hicieron hincapié en la importancia de incluir la aceleración en el análisis del movimiento debido a la capacidad de discriminación de los patrones de aceleración para distinguir diferentes patrones de marcha (Cavagna, Saibene, Santi, & Margaria, 1964; Hayes, Gran, Nagurka, Feldman, & Oatis, 1983; Smidt, Arora, & Johnston, 1971). Por lo tanto, la medición de los patrones de aceleración durante los STS podría proporcionar información temporal y espacial útil (Kerr et al., 1994a). Los acelerómetros se han utilizado para ayudar a identificar los parámetros asociados con estar en bipedestación y permanecer en sedestación (Aminian et al., 1999; Fahrenberg, Foerster, Smeja, & Müller, 1997). La acelerometría se ha empleado para evaluar el equilibrio durante STS, y se encontraron correlaciones moderadas entre las características de aceleración medida en la cintura y el riesgo de caídas en sujetos de edad avanzada (Troy BS, Kenney DE, & Sabelman EE, 1999). Las transferencias de levantarse (Sit-to-stand) y sentarse (Stand-to-sit) pueden ser

identificadas automáticamente como períodos de actividad llevando un acelerómetro triaxial colocado en la cintura (M. J. Mathie, Coster, Lovell, & Celler, 2003).

Los acelerómetros ofrecen varias características deseables para monitorizar el movimiento humano: responden tanto a la frecuencia como a la intensidad de movimiento, sin atenuarse por impacto o de inclinación. Además, las mejoras en la tecnología han hecho posible el desarrollo de los acelerómetros de bajo coste y miniaturizados, para que se puedan usar sin que el movimiento se vea restringido durante periodos cortos o prolongados (Merryn J. Mathie, Coster, Lovell, & Celler, 2004).

La duración del movimiento durante la prueba STS ha sido validada por unidades inerciales y acelerómetros (Giansanti, Maccioni, Benvenuti, & Macellari, 2007; Janssen, Bussmann, Horemans, & Stam, 2008). Más recientemente, los estudios se han centrado en el análisis de las variables cinemáticas que proporcionan estos dispositivos, las cuales permiten que los investigadores y clínicos diferencien entre distintas poblaciones, como personas que sufren caídas y las que no (Doheny et al., 2011), los adultos sanos con diferentes niveles de fragilidad (Millor, Lecumberri, Gómez, Martínez-Ramírez, & Izquierdo, 2013), y adultos jóvenes y mayores (Van Lummel et al., 2013). Variables cinemáticas como la aceleración son más sensibles para discriminar entre algunas poblaciones que el número de ciclos completados (Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013). Además, los valores cinemáticos pueden complementar a variables como el número de repeticiones, añadiendo información cualitativa sobre el movimiento y mejorando la rehabilitación mediante la definición de la realización del movimiento que puede estar relacionada con indicadores de actividad funcional (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013).

La fatiga es una variable importante que califica una acción y representa un concepto multidimensional que abarca aspectos psicológicos y fisiológicos (Zwarts, Bleijenberg, & van Engelen, 2008). En este ámbito, variables tales como la velocidad (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011) o aceleración (Brown, Bichler, Fiedler, & Alt, 2016) pueden diferenciar entre los ejercicios de entrenamiento en condiciones de fatiga y no fatiga. A pesar de que la fatiga muscular durante 30-STS ha sido previamente estudiada a través de la electromiografía de superficie (Roldán-Jiménez, Bennett, & Cuesta-Vargas, 2015), ningún estudio ha analizado la fatiga a través de la medición de esta variable. Por lo tanto, el



objetivo del presente estudio fue desarrollar un sistema de detección de fatiga basado en la aceleración capturada con sensores incorporados en un teléfono inteligente (Smartphone) en un sujeto bajo la realización de la prueba 30-STS.

## Métodos.

### Sujetos.

Este estudio de diseño de un caso único reclutó a una mujer joven sana de 25 años de edad, 1,60 m de altura, 83 kg y con un IMC de 32,42 Kg/m<sup>2</sup>. El sujeto no sufría ningún trastorno cognitivo o músculo-esquelético, o lesión ósea ni articular, y no estaba consumiendo ningún medicamento. El sujeto de la prueba acudió a la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga).

El Comité de Ética de la Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Málaga, España, aprobó este estudio. El estudio cumplió con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki. Se obtuvo el consentimiento por escrito tras explicar los procedimientos.

Se registraron las variables independientes antropométricas descriptivas. Las variables cinemáticas se midieron con un Smartphone (*Samsung Galaxy J5*, Samsung Electronics Co., Ltd. Suwon, South Korea) durante la tarea 30-STs. La aceleración lineal (m/s<sup>2</sup>), se midió a lo largo de tres ejes ortogonales (x, y, z). Para ello, el Smartphone fue perfectamente fijado al sujeto por un cinturón de sujeción de neopreno sobre el esternón. La aplicación que se utilizó fue Sensor Kinetics Pro (Innovetions Inc, EE.UU.), disponible en la tienda Google. Los datos de cada prueba se enviaron por correo electrónico para el posterior análisis y procesamiento. La tasa de muestreo de datos se estableció en 25 Hz. La aceleración descriptiva se calculó en cada eje del espacio restando el pico mínimo al el pico máximo. El eje X estaba orientado en la dirección lateral, el eje Y estaba apuntando verticalmente, hacia arriba; y el eje Z fue en la dirección anteroposterior, lo que representa la aceleración lateral, de arriba a abajo y anteroposterior, respectivamente (figura 40). La aceleración también se calculó con respecto a la norma del vector resultante (Nrv) de los tres ejes de movimiento:

$$Nrv = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$



**Figura 40.** Eje X, Y y Z y su dirección desde el Smartphone colocado en el esternón.

### **Montaje experimental.**

Las pruebas 30-STS se llevaron a cabo por el mismo sujeto en ocho días diferentes con un período de 1 semana entre cada medida y a la misma hora del día. Las medidas se realizaron en el Laboratorio de Movimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). El investigador explicó la tarea de una manera clara y concisa, y el inicio y el final de la tarea se indicaron mediante una señal acústica.

Para realizar la prueba 30-STS el sujeto tenía que sentarse y levantarse de una silla de 43 cm de altura lo más rápido posible a través de todo el rango de movimiento durante 30 segundos. La prueba comenzó partiendo desde bipedestación, con los pies separados a la misma distancia que las caderas y las extremidades superiores cruzadas sobre la parte anterior del cuerpo, con los codos doblados para evitar impulsos.

### **Análisis de datos.**

Se calcularon las variables de estadística descriptiva, las medidas de tendencia central y de dispersión variables. La media y la desviación típica (SD) de las ocho diferentes mediciones se calcularon la aceleración tanto para cada ejes como para Nrv.

## Preprocesamiento.

Con el fin de buscar un patrón estadísticamente significativo, se promediaron las señales inerciales durante las ocho repeticiones del test. Esto requiere la alineación temporal de las señales adquiridas durante las diferentes pruebas, que fue llevada a cabo tomando el valor máximo de correlación cruzada con respecto a la primera adquisición como referencia. De esta manera, el tratamiento posterior se lleva a cabo utilizando las señales promediadas.

## Procesamiento de datos.

El procesamiento de datos inerciales se realiza en el dominio de la frecuencia, y consiste en calcular la potencia media en diferentes sub-bandas por medio de la Transformada Wavelet Discreta (Discrete Wavelet Transform, DWT), calculada en ventanas superpuestas (factor de superposición = 0,5). En concreto, se calculó la varianza de los coeficientes aproximados y detallados de cinco niveles usando el Daubechies *db4* como la wavelet madre. Además, el cálculo de la relación de energía de los coeficientes aproximados  $A_i$  y coeficientes detallados  $D_i$  ayuda para encontrar un patrón más claro (Ayrulu-Erdem & Barshan, 2011). En el nivel  $i$ , éstos se calculan como  $EDR_{A_i}=A_i A_i^T/E_T$  and  $EDR_{D_j}=D_i D_j^T/E_T$  ( $j=1,\dots,i$ ) para la los coeficientes aproximados y detallados, respectivamente, donde

$$E_T = A_i A_i^T + \sum_{j=1}^i D_i D_j^T \quad (\text{Allison \& Fujiwara, 2002})$$

## Detección de fatiga a partir de los datos inerciales.

La detección de fatiga a partir de datos inerciales se abordó mediante el análisis de la energía relativa en cada ventana calculada a partir de los coeficientes DWT a diferentes niveles. De esta manera, se calculó un punto de ruptura de la potencia media calculada a partir de los coeficientes de nivel 4 y 5.

## Resultados.

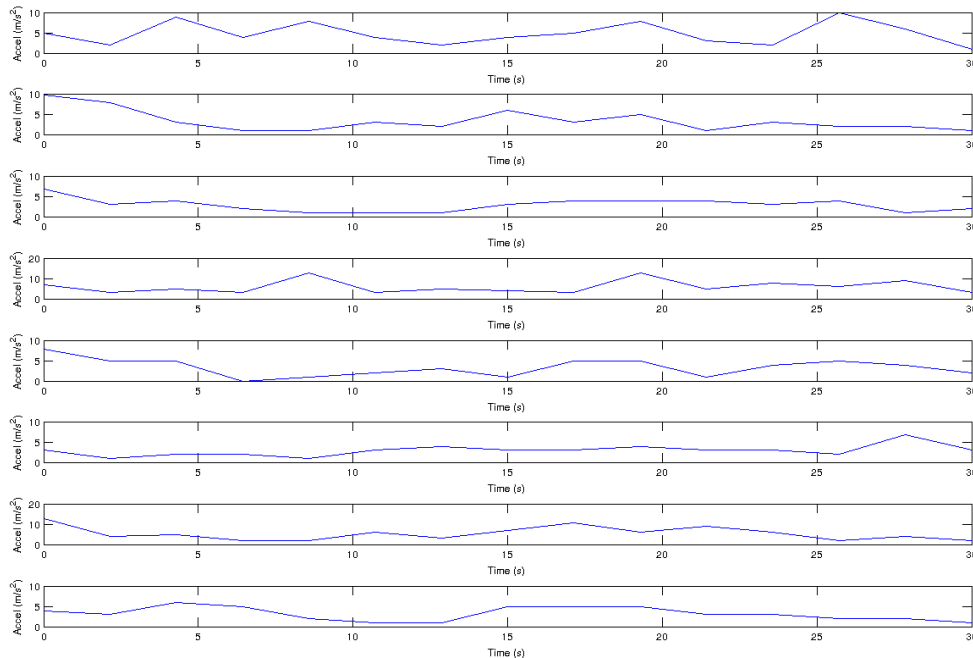
En cuanto a los datos descriptivos, el valor de aceleración más alto se encontró en el eje vertical, seguido por el eje antero-posterior, siendo la aceleración lateral el eje con el

valor más bajo. El valor fue mayor si se tenía en cuenta Nrv. Los datos se muestran en la tabla 39.

**Tabla 39.** Aceleración ( $m/s^2$ ) en cada eje del movimiento y la norma del vector resultante de todos los ejes (media, SD)

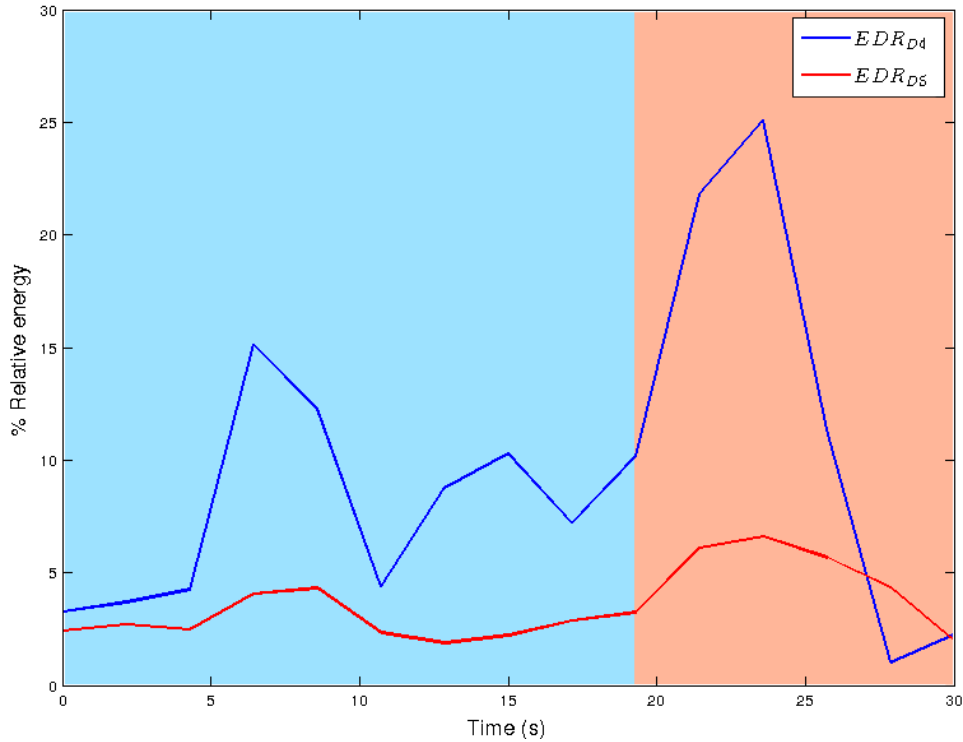
Movimiento	media (SD)
Lateral	3,88 (0,39)
Vertical	25,79 (4,16)
Antero-posterior	20,72 (0,28)
Nrv	28,04 (3,67)

Como información descriptiva, la aceleración lineal ( $m/s^2$ ) a lo largo del tiempo (30 segundos) de 30-STS de las mediciones llevadas a cabo en 8 días diferentes se puede observar antes de su promedio en la figura 41.



**Figura 41.** Aceleración lineal promediada en los 3 ejes en cada una de las 8 mediciones de 30-STS.

El porcentaje de energía relativa de la aceleración mostró un aumento en el segundo 19. Esto indica el punto de corte en el que aparece la fatiga. Este comienzo de la fatiga se representa en la figura 42.



**Figura 42.** Detección de fatiga a partir de datos inerciales. La figura muestra la energía de las sub-bandas que corresponden a los coeficientes detallados de DWT en los niveles 4 y 5. La parte de la figura sombreada en rojo indica el punto de comienzo de fatiga en el segundo 19.

## Discusión.

El objetivo de este estudio fue desarrollar un sistema de detección de fatiga basada en la aceleración a través de un Smartphone durante la prueba 30-STS. El principal hallazgo de este estudio indica que un aumento en el porcentaje de energía relativa de la aceleración actúa como un disparador de fatiga. En la prueba 30-STS, cuya duración total es de 30 segundos, la fatiga aparece en segundo 19.

En cuanto concierne a los autores, este es el primer estudio que analiza la fatiga durante el 30-STS través de una variable cinemática como la aceleración. La fatiga durante el 30-STS ha sido analizada previamente a través de la electromiografía de superficie en las extremidades inferiores y los músculos del tronco (Roldán-Jiménez et al., 2015). Sin

embargo, la actividad muscular representa modificaciones en las propiedades de la membrana musculares y condiciones metabólicas (Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001), mientras que la aceleración describe características espaciotemporales (Janssen, Bussmann, et al., 2008). Por lo tanto, el sistema desarrollado en el presente estudio aboga por la obtención de la información a través de la variable fisiológica de aceleración.

Durante esta tarea de 30 segundos, se analizó la fatiga a pesar de que el sujeto no alcanzase un punto de fallo al realizar la prueba STS. En el caso de 30-STS, se ha demostrado previamente que la fatiga muscular se puede encontrar cuando se mantiene esta actividad durante 30 segundos lo más rápido posible (Roldán-Jiménez et al., 2015), como en el presente estudio. Parece que los cambios en la aceleración predicen el fallo mecánico, y es consistente con los estudios de electromiografía llevadas a cabo por otros investigadores (Merletti, Knaflitz, & De Luca, 1990).

En cuanto a la aceleración descriptiva, se encontró que valor más alto en el eje vertical. Estudios anteriores han considerado este eje como el eje principal en el que centrarse a la hora de analizar variables cinemáticas como la aceleración (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013) o la velocidad (Van Lummel et al., 2013) durante este gesto. El valor de la aceleración más baja se encuentra en el eje medio-lateral. Esta variable es sólo de interés en el estudio de equilibrio (Janssen, Külcü, Horemans, Stam, & Bussmann, 2008; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005).

Este estudio empleó un Smartphone para obtener datos. Debido al pequeño tamaño y portabilidad de estos dispositivos, parecen ser de gran utilidad para el desarrollo del estudio de campo y su posterior utilización en la práctica profesional (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). La prueba 30-STS se llevó a cabo mediante la colocación de un Smartphone sobre el esternón. Esta colocación coincide con la literatura anterior (Doheny et al., 2011; Janssen, Külcü, et al., 2008; Van Lummel et al., 2013). Acelerómetros han sido validados para evaluar la duración del STS en el esternón (Janssen, Bussmann, et al., 2008). Sin embargo, algunos estudios cinemáticos de esta actividad han colocado la unidad de medida en la columna lumbar (Giansanti et al., 2007; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013), en la cintura (van Lummel et al., 2012) o en la cadera (Bidargaddi et al., 2007), pero esas ubicaciones se han empleado con menos

frecuencia. Por lo tanto, la tendencia es colocar acelerómetros sobre el esternón (Millor et al., 2014).

### **Limitaciones del estudio.**

El presente estudio analizó 8 medidas diferentes en el mismo sujeto. Este protocolo evitó los efectos de variables que influyen en la fatiga, como el género (Hunter, 2014) o la edad (Baudry, Klass, Pasquet, & Duchateau, 2006), así como las variables que influyen en la prueba STS, como el IMC (Sibella, Galli, Romei, Montesano, & Crivellini, 2003). Futuras investigaciones deberían utilizar muestras más grandes con variedad de individuos para obtener datos relevantes para una población heterogénea, mejorando la generalización de los resultados. También debe tenerse en cuenta que, debido al factor de superposición de DWT, los datos no se corresponden con un momento exacto en el tiempo.

### **Conclusiones.**

En este estudio se desarrolló un sistema de detección de fatiga basada en la aceleración a través de un Smartphone colocado en el esternón durante 8 medidas de la prueba del 30-STS en un sujeto sano. Se encontró un aumento de la energía relativa en el segundo 19. Los resultados de este estudio permiten obtener información de la fatiga a través de una variable biomecánica como la aceleración. Cuantificar objetivamente la fatiga con el sistema desarrollado es de gran valor para la rehabilitación, cuya práctica podría ser implementado como una medida objetiva de la fatiga sin estar limitado a un entorno de laboratorio. De esta manera, se detecta la fatiga durante el 30-STS mediante dispositivo de fácil uso y barato que permitiría su uso diario en la rehabilitación para medir a diferentes poblaciones.



## Bibliografía del Artículo VIII.

- Allison, G. T., & Fujiwara, T. (2002). The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(6), 464–469.
- Aminian, K., Robert, P., Buchser, E. E., Rutschmann, B., Hayoz, D., & Depairon, M. (1999). Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(3), 304–308.
- Ayrulu-Erdem, B., & Barshan, B. (2011). Leg motion classification with artificial neural networks using wavelet-based features of gyroscope signals. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(2), 1721–1743. <http://doi.org/10.3390/s110201721>
- Baer, G. D., & Ashburn, A. M. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(9), 844–849.
- Baudry, S., Klass, M., Pasquet, B., & Duchateau, J. (2006). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 515–525. <http://doi.org/10.1007/s00421-006-0206-9>
- Bidargaddi, N., Klingbeil, L., Sarela, A., Boyle, J., Cheung, V., Yelland, C., ... Gray, L. (2007). Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007*, 1884–1887. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352683>
- Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., & Nadeau, S. (2015). Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(3), 167–172. <http://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.04.007>
- Brown, N., Bichler, S., Fiedler, M., & Alt, W. (2016). Fatigue detection in strength training using three-dimensional accelerometry and principal component analysis. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, 15(2), 139–150. <http://doi.org/10.1080/14763141.2016.1159321>
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., Santi, G. F., & Margaria, R. (1964). Analysis of the mechanics of locomotion. *Minerva Medica*, 55, 736–739.

- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473. <http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Doheny, E. P., Fan, C. W., Foran, T., Greene, B. R., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2011). An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 3063–3066. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090837>
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Smeja, M., & Müller, W. (1997). Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34(5), 607–612.
- Giansanti, D., Maccioni, G., Benvenuti, F., & Macellari, V. (2007). Inertial measurement units furnish accurate trunk trajectory reconstruction of the sit-to-stand manoeuvre in healthy subjects. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(10), 969–976. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0224-8>
- Hayes, W. C., Gran, J. D., Nagurka, M. L., Feldman, J. M., & Oatis, C. (1983). Leg motion analysis during gait by multiaxial accelerometry: theoretical foundations and preliminary validations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(3), 283–289.
- Hunter, S. K. (2014). Sex Differences in Human Fatigability: Mechanisms and Insight to Physiological Responses. *Acta Physiologica (Oxford, England)*, 210(4), 768–789. <http://doi.org/10.1111/apha.12234>
- Janssen, W. G. M., Bussmann, J. B. J., Horemans, H. L. D., & Stam, H. J. (2008). Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(9), 879–887. <http://doi.org/10.1007/s11517-008-0366-3>
- Janssen, W. G. M., Külcü, D. G., Horemans, H. L. D., Stam, H. J., & Bussmann, J. B. J. (2008). Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 16(5), 479–484. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2003386>

- Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(2), 113–119. <http://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608028>
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994a). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle: development of a measurement system. *Gait & Posture*, 2(3), 173–181. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90005-1](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90005-1)
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994b). Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait & Posture*, 2(3), 182–190. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90006-X](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90006-X)
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2003). Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 41(3), 296–301.
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), R1-20.
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 69(5), 1810–1820.
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 20–25.
- Millor, N., Lecumberri, P., Gómez, M., Martínez-Ramírez, A., & Izquierdo, M. (2013). An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 86. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-86>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., & Izquierdo, M. (2014). Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: a systematic review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 22(5), 926–936. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2331895>

- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., Rodriguez-Manas, L., Garcia-Garcia, F. J., & Izquierdo, M. (2013). Automatic evaluation of the 30-s chair stand test using inertial/magnetic-based technology in an older prefrail population. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 17(4), 820–827. <http://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2238243>
- Nyland, J., Frost, K., Quesada, P., Angeli, C., Swank, A., Topp, R., & Malkani, A. L. (2007). Self-reported chair-rise ability relates to stair-climbing readiness of total knee arthroplasty patients: A pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(5), 751. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2006.11.0146>
- Ploutz-Snyder, L. L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R. J., & Wolf, D. A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(4), B144-152.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77–85.
- Roldán-Jiménez, C., Bennett, P., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests. *PloS One*, 10(10), e0141675. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0141675>
- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1725–1734. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(8), 745–750.
- Smidt, G. L., Arora, J. S., & Johnston, R. C. (1971). Accelerographic analysis of several types of walking. *American Journal of Physical Medicine*, 50(6), 285–300.
- Troy BS, Kenney DE, & Sabelman EE. (1999). Sit-to-stand as an evaluation tool for balance. Presented at the GSA 52nd Annual Scientific Meeting, San Francisco, CA.

- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014). Health-related physical fitness measures: reference values and reference equations for use in clinical practice. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(7), 1366–1373. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.016>
- van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Hausdorff, J. M., Lindemann, U., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2012). Validation of seat-off and seat-on in repeated sit-to-stand movements using a single-body-fixed sensor. *Physiological Measurement*, 33(11), 1855–1867. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/33/11/1855>
- Van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38(1), 153–156. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Zwarts, M. J., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. M. (2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 119(1), 2–10. <http://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.09.126>



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# DISCUSIÓN GENERAL



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA



# DISCUSIÓN GENERAL

---

A través del conjunto de artículos recogidos en la presente Tesis se describe y analiza las variables relacionadas con el movimiento humano en distintas regiones corporales, ya sea en el tren superior, el tronco o el tren inferior. El estudio del movimiento va de la mano de la complejidad humana. Es decir, la expresión de un movimiento representa una sumatorio de factores tanto externos como internos a los que se ve el sometido el cuerpo. Cuando se mide la presentación de un movimiento particular en el laboratorio, éste está influenciado por factores tales como la intención y el propósito del sujeto, su habilidad para monitorizar el entorno y su propio cuerpo, su capacidad para controlar y corregir el resultado del movimiento, así como por los límites mecánicos y físicos de sus músculos y articulaciones (Brownstein & Bronner, 1997). Es decir, la complejidad del movimiento humano es el resultado de factores sociológicos, ambientales, psicológicos, mecánicos, fisiológicos y anatómicos (Everett & Kell, 2010). De todo ellos, la cinemática y la actividad muscular estudiadas a lo largo de los artículos de esta Tesis, estarían dentro de los factores físicos del movimiento.

Para el estudio del complejo articular del hombro, se eligió estudiar la abducción y flexión del hombro. Estos dos movimientos, se analizaron en distintos segmentos corporales que conforman parte del miembro superior, tales como la escápula, el húmero, el esternón o el antebrazo. Los dispositivos empleados para la medición de las variables cinemáticas fueron los sensores inerciales y el Smartphone. Los sensores inerciales han supuesto en los últimos años un puente de unión entre los sistemas sofisticados del laboratorio de alto coste y los métodos empleados en la clínica (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010). Aunque existieran estudios previos en el miembro superior con dispositivos inerciales y magnéticos, así como estudios sobre la validez (Andrea Giovanni Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008) y la fiabilidad inter e intra observador de protocolos como INAIL ISEO para la medición de la extremidad superior (Parel et al., 2012), los resultados de esta Tesis proporcionan, valores de referencia de movilidad del hombro en los 3 ejes y planos del espacio para distintas poblaciones.

Por un lado, en el artículo I, se pudieron describir valores de referencia de movilidad en segmentos corporales y articulaciones en sujetos jóvenes sanos a través de 4 sensores inerciales siguiendo el protocolo de literatura previa (Andrea Giovanni Cutti et al., 2008).

Hoy en día, se ha pasado de una visión en la cual el síndrome subacromial era la principal causa de la lesión del desgarró del manguito rotador hacia una teoría degenerativa, en la cual dicha lesión es propia de la edad (Moor et al., 2014; Tempelhof, Rupp, & Seil, 1999; Teunis, Lubberts, Reilly, & Ring, 2014). Esto es debido a que su causalidad no se limita exclusivamente al desgaste debido al choque con otra estructura (McFarland et al., 2013). A través de los resultados desprendidos de la presente Tesis se cubre la necesidad de diferenciar características del hombro tales como la cinemática en función de la edad. En el artículo II, se pudieron observar diferencias entre sujetos sanos de distinto rango etario. Se encontraron diferencias en la movilidad de húmero y en movimientos escapulares como la protracción-retracción y la rotación medio-lateral (aunque no en esternón), y también se hallaron diferencias de aceleración en algunos ejes de húmero y escápula. Estas diferencias en la cinemática del hombro coinciden con literatura previa (A. G. Cutti et al., 2014; Rundquist, Bratton, Fasano, Grant, & Mattioda, n.d.; Sarkar, 2014). El hecho de que los jóvenes presenten mayor rango de movilidad y mayor aceleración pone de relieve diferencias cinemáticas en función de la edad, incluyendo no sólo la cantidad de movilidad, sino también la calidad de la misma definiendo cómo se ejecuta el movimiento a través de la aceleración. Esto debe tenerse en cuenta en la clínica, partiendo desde la base de que un paciente presentará menor movilidad en el hombro conforme mayor sea su edad. Por tanto, a la hora de establecer si existe un déficit de movilidad, debe compararse con valores de referencia de su rango etario en lugar de valores establecidos para la población general.

Finalmente, en el artículo III, con los sensores inerciales se pudieron establecer diferencias cinemáticas entre sujetos asintomáticos y aquellos que presentan patología del hombro. Las diferencias entre estas 2 poblaciones son las que despiertan más interés en el ámbito científico y clínico (Duc et al., 2013; Jolles et al., 2011; Kibler, Sciascia, & Wilkes, 2012; Lawrence, Braman, Staker, Laprade, & Ludewig, 2014, p. 1; Ludewig & Reynolds, 2009; Paine & Voight, 2013, 2013; F Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram, & Meeusen, 2011). De manera más concreta, se hallaron diferencias en las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica, así como en la movilidad, velocidad y aceleración de los segmentos corporales de húmero,

escápula y esternón, variando según el eje o plano analizado. Al contar en la muestra con un grupo que presenta patología en el hombro, se pasaron además los cuestionarios auto-administrados DASH y ULFI para conocer el grado de discapacidad percibida por el sujeto, lo cual permitió complementar la evaluación.

Además de los sensores inerciales, en la presente Tesis se contempló el uso del teléfono inteligente o Smartphone como una herramienta con fines evaluativos de la cinemática.

Primeramente, en el artículo IV, se evaluó la movilidad y la aceleración del húmero mediante el sensor inercial embebido en un Smartphone (iPhone4) a través de una app (xSensor Pro) en 10 sujetos sanos, obteniendo valores descriptivos de movilidad y aceleración, correlacionándolos entre sí. Los resultados de este artículo sirvieron para apoyar el uso de teléfonos móviles como dispositivos que pueden recoger la cinemática del miembro superior, coincidiendo con literatura previa que se había centrado en variables como el rango del movimiento (Seong-wook J & Yon-Sik Y, n.d.) o la velocidad (Oihénart, Duc, & Aminian, 2012).

Posteriormente, en el artículo V, se validó el uso de una app basada en imagen (mROM) a través de un Smartphone (Nexus4) para la obtención del ángulo de abducción del hombro. Se estudió la fiabilidad y validez con una muestra de 14 sujetos sanos y 23 sujetos que sufrían patología del hombro de distinta etiología. La medición del ángulo de abducción a través de una medición fotográfica mostró ser un método válido y fiable, respaldando estudios que defienden que la goniometría basada en imagen (Blonna, Zarkadas, Fitzsimmons, & O'Driscoll, 2012; Dunlevy, Cooney, & Gormley, 2006), incluyendo mediciones desde el Smartphone (Cuesta Vargas, 2014; Shishani, Flocken, & Gobezie, 2015), es un método fiable.

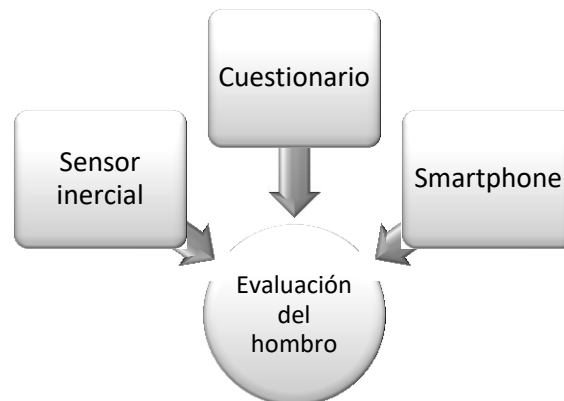
Ambos artículos, que incluyen el Smartphone como dispositivo de medición, están en consonancia con investigaciones recientes que muestran que la evaluación del hombro en el ámbito clínico se dirige hacia el uso apps, ya sean basadas en imagen (Cuesta Vargas, 2014; Shishani et al., 2015) o sensores (Jaccard et al., 2014; Oihénart et al., 2012; Roldan-Jimenez, Cuesta-Vargas, & Bennett, 2015). A pesar de ello, la medición manual y tradicional es aún uno de los métodos que se emplean con más frecuencia actualmente (Boone et al., 1978).

Por tanto, estos cinco artículos centrados en el análisis del miembro superior se pueden diferenciar en 2 vertientes: la que contempla el sensor inercial, y la que apuesta por el Smartphone como método de valoración. Ambos métodos proporcionan variables cinemáticas que permiten describir el movimiento de hombro y establecer diferencias entre distintas poblaciones. Debido a las características que confieren estos dispositivos, como la portabilidad del sensor inercial o el bajo coste del Smartphone, se presentan como herramientas que ofrecen medidas objetivas y fiables, como las obtenidas en el ámbito de laboratorio, pero al mismo tiempo transferibles a la clínica. Por tanto, ambas vertientes son relevantes tanto en el mundo de la investigación como en el clínico. Además, los valores clinimétricos obtenidos junto con el empleo de cuestionarios como DASH y ULFI, pueden ser aplicados al ámbito de valoración del daño corporal.

En el ámbito clínico, la valoración del hombro suele llevarse a cabo mediante pruebas musculoesqueléticas orientadas a aislar la estructura anatómica de interés que es posible causante del problema. Sin embargo, el hombro constituye una unidad funcional, y el empleo de estas pruebas conducen a una inexactitud en sus hallazgos (Boettcher, Ginn, & Cathers, 2009; Hegedus et al., 2008; J. Lewis, 2016; J. S. Lewis, 2009). Además, el dolor presentado en la región del hombro puede ser debido a fenómenos como la sensibilización central, que pueden afectar también a la fiabilidad de estos test (Sanchis, Lluch, Nijs, Struyf, & Kangasperko, 2015; Filip Struyf et al., 2015). En línea con la sintomatología y la expresión clínica de las lesiones de hombro, se debe mencionar que ésta es muy variable (Duckworth, Smith, Campbell, & Matsen, 1999; Giai Via, De Cupis, Spoliti, & Oliva, 2013; Matthewson et al., 2015). Hay muchos factores externos que influyen en la sintomatología del hombro, tales como el género, el músculo implicado en la lesión (Smith et al., 2000), estar cubierto por un seguro del trabajo (Viola, Boatright, Smith, Sidles, & Matsen, 2000) y la presencia de comorbilidades como problemas médicos y asuntos sociales (Rozencwaig et al., 1998). Esta subjetividad se transmite también en los resultados de la intervención fisioterapéutica en el hombro: se ha encontrado relación entre éstos y los factores psicológicos del paciente, mientras que, en contraste, no ha habido una relación consistente con el diagnóstico estructural (Chester, Jerosch-Herold, Lewis, & Shepstone, 2016). Además de las pruebas clínicas, en la evaluación se emplean pruebas de imagen que pueden ser consideradas inválidas en ocasiones, ya que hay un gran número de personas asintomáticas que tienen

afectación estructural del manguito (J. S. Lewis, 2009). Con respecto a los cuestionarios, que también son utilizados en el ámbito clínico, se ha demostrado que los sistemas de análisis del movimiento inercial son más sensitivos al cambio que cuestionarios como DASH o Simple Shoulder Test en personas con lesión de hombro (Körver, Heyligers, Samijo, & Grimm, 2014), lo que refuerza el empleo de dispositivos inerciales frente al cuestionario tradicional.

En la actualidad, la evaluación y diagnóstico de la patología del complejo articular del hombro se torna incierta (J. Lewis, 2016). El hecho de una ausencia de gold standard en imagen, la imposibilidad de los test clínicos para diferenciar de manera fiable entre estructuras, la variabilidad clínica presente y el perfil multifactorial de la patología debido a la complejidad humana dificulta la evaluación. Es por ello que el fisioterapeuta debe contar con distintas herramientas. El empleo en esta Tesis de sensores inerciales, dispositivos de bajo coste como el Smartphone y cuestionarios, permitió valorar al paciente mediante instrumentos validados y precisos así como con medidas auto-informadas por el paciente sobre el grado de discapacidad y afectación de la función percibida. Es de esperar que, si el movimiento humano es complejo y resultado de la expresión del sumatorio de factores de distinta naturaleza, para analizar el movimiento del hombro y el impacto que pueda generar en la calidad de vida del paciente sean necesarias herramientas validadas tanto objetivas como subjetivas.



**Figura 43.** Valoración del hombro propuesta en la presente Tesis, la cual contempla medidas objetivas (variables cinemáticas) y subjetivas (cuestionarios).

Cabe destacar que, aunque los estudios realizados en el complejo del hombro de la presente Tesis se centran en la evaluación de la cinemática, ésta tan sólo representa la punta del

iceberg de la expresión de una lesión o del envejecimiento dentro del carácter multifactorial y la complejidad humana, de manera que los cambios producidos por la edad o la presencia de patología en el hombro se ven reflejados en la cinemática pero también afecta a muchos otros ámbitos que deben tenerse en cuenta (figura 44).



**Figura 44.** Representación gráfica de las consecuencias de la presencia de lesión o el envejecimiento en el complejo articular del hombro.

Es por ello que otros estudios han analizado diferencias en la actividad muscular en presencia de lesión a través de dispositivos como la electromiografía (Duc et al., 2014). Es de esperar que la actividad muscular esté relacionado con la cinemática, ya que, en el hombro, la estabilidad articular es proporcionada principalmente por la musculatura, la cual evita descentrajes que conduzcan a lesión (Prescher, 2000). La investigación no sólo ha buscado relacionar cambios en la actividad muscular en presencia de lesión (Steenbrink, Meskers, Nelissen, & de Groot, 2010), sino que se ha encontrado que alteraciones cinemáticas como la diskinesia escapular produce alteraciones en la estructura muscular, tales como cambios en el grosor (*thickness*) del trapecio durante su activación, observándose a través de ecografía (Seitz, Baxter, & Benya, 2015). De este modo, una alteración del movimiento (cinemática) influye en la estructura muscular (cinesiología). Esta relación “cinemática-estructura-actividad muscular” también se ve reflejada en un estudio reciente que ha demostrado que el ejercicio terapéutico centrado en escápula mejora el control escapulotorácico a través de retroalimentación extrínseca de la cinemática 3D (Antunes,

Carnide, & Matias, 2016), la cual se realiza habitualmente mediante electromiografía (Seitz & Uhl, 2012). Esto ampliaría el campo de aplicación de la cinemática del hombro desde una herramienta evaluativa hacia una herramienta terapéutica mediante el ejercicio físico terapéutico. Por tanto, sería conveniente que investigaciones futuras se dirigieran hacia el estudio de la cinemática del hombro complementado con electromiografía y ecografía para poder establecer también diferencias en la actividad o la estructura muscular debidas a la edad o a la presencia de lesión.

Existen diferencias en el enfoque del estudio del tren superior y del tren inferior en la presente Tesis: Mientras que para el estudio del complejo articular del hombro se eligieron tareas en cadena cinética abierta, más predominante en la extremidad superior, para el estudio del complejo lumbopélvico-femoral se eligió una tarea funcional en cadena cinética cerrada, más común en esta extremidad (aunque los movimientos demandados en la vida diaria son una combinación de ambas) (Brownstein & Bronner, 1997). Por otra parte, el estudio del complejo del hombro se centró en la cinemática. Esta contempla el estudio del movimiento corporal sin tener en cuenta las fuerzas que causan el movimiento (Torzilli PA, 1994). Sin embargo, el estudio del complejo lumbopélvico-femoral tuvo en cuenta también la cinética. Esta contempla las fuerzas implicadas en crear movimiento (Torzilli PA, 1994), incluyendo las fuerza internas y externas. Estas fuerzas internas provienen, entre otras, de la actividad muscular (Anne Shumway-Cook & Marjorie H. Woollacott, 2007).

La funcionalidad de dicho complejo se estudió a través de la prueba o Test "Sit-to-Stand" (STS), que representa el movimiento de levantarse de una silla. Ya que la literatura previa había estudiado este test siendo realizado con distinto número de repeticiones y velocidades, era difícil comparar los resultados entre sí. Por tanto, en el artículo VI, se profundizó en la actividad muscular y la fatiga durante la prueba STS a través de distintas variantes del test STS en las que se modificó el número de repeticiones y la velocidad de ejecución. La ejecución de levantarse de una silla depende muchos factores: Como todo movimiento humano depende del entorno y del momento de ejecución (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), pero también se ha demostrado que varía en función de factores como la velocidad de ejecución, la altura de la silla o la presencia de reposabrazos (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Los resultados de este estudio permitieron establecer valores de referencia en sujetos sanos y analizar cómo varían las variables electromiográficas cuando se



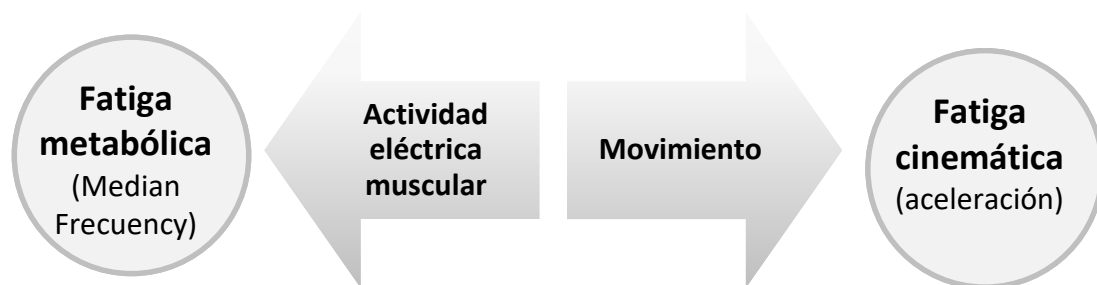
modifican las características de STS. Se encontró que la actividad de músculos de la extremidad inferior aumentaba conforme lo hacía el número de repeticiones, y que el músculo con más probabilidades de fatigarse era el vasto medio del cuádriceps. Por tanto, se demostró que la velocidad modifica la actividad muscular, y que se produce más fatiga a mayor número de repeticiones y velocidad. Al ser los valores electromiográficos más altos durante el test de 30-STS, es decir, durante la variante del test más exigente en la que el sujeto tenía que levantarse y sentarse durante 30 segundos tan rápido como fuese posible, los estudios posteriores de la presente Tesis se centraron en analizar la fatiga durante la ejecución de 30-STS. Aunque la fatiga se estudia tradicionalmente mediante EMG, los cambios en la señal electromiográfica representa modificaciones en las propiedades de la membrana musculares y condiciones metabólicas (Merletti, Rainoldi, & Farina, 2001), mientras que la fatiga es un concepto multidimensional que implica varias dimensiones (Zwarts, Bleijenberg, & van Engelen, 2008) y que puede afectar a los parámetros cinemáticos en los miembros inferiores (Bonato et al., 2001; N. Cortes, Onate, & Morrison, 2014; Nelson Cortes, Quammen, Lucci, Greska, & Onate, 2012; Karg, Venture, Hoey, & Kulić, 2014; Lucci, Cortes, Van Lunen, Ringleb, & Onate, 2011). Por tanto, el correlacionar la fatiga muscular con variables cinemáticas permitiría transferir la información de fatiga muscular a un dispositivo inercial portátil y fácil uso (Cuesta-Vargas et al., 2010).

En el artículo VII, se analizaron 8 mediciones del test 30-STS en un mismo sujeto realizadas en días diferentes. Se volvió a realizar EMGs para usar la fatiga obtenida mediante EMGs como criterio con el que comparar la aceleración recogida mediante un Smartphone situado en el esternón. Los resultados mostraron de nuevo que la actividad del músculo cuádriceps es la que tiene más tendencia a mostrar fatiga, buscando por tanto correlación entre la aceleración del tronco y en la señal de ese músculo. Aunque no hubo una correlación evidente, el momento de comienzo de fatiga en el músculo cuádriceps se mostró en el segundo 12, correspondiéndose con un valor medio de aceleración del tronco de  $0,98\text{m/s}^2$ .

Este test ha sido usado a lo largo de la literatura para evaluar la fuerza del tren inferior (Jones, Rikli, & Beam, 1999). Mediante la fuerza muscular, la musculatura esquelética tiene la capacidad de modificar la aceleración de un segmento corporal (Chicharro & Vaquero, 2006). En un movimiento de cadena cinética cerrada, el tronco se



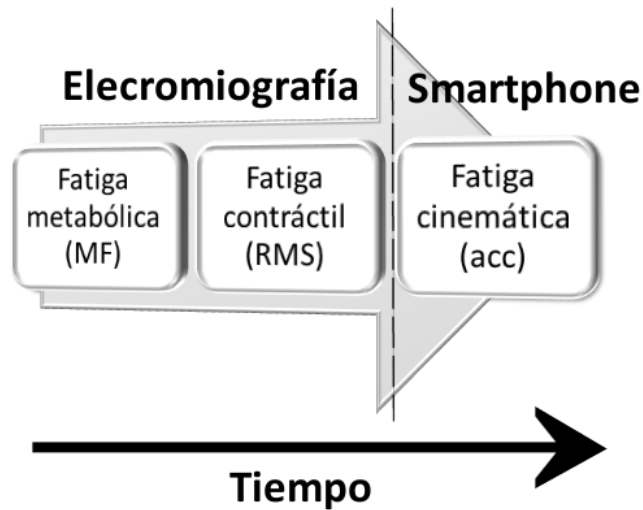
puede mover en el espacio sin necesidad de la participación de los miembros inferiores (Brownstein & Bronner, 1997). Sin embargo, durante STS el movimiento del tronco es un reflejo de la actividad de las extremidades inferiores y los movimientos que ocurren en sus articulaciones, por lo que era de esperar encontrar una correlación entre la fatiga muscular del cuádriceps y la aceleración del tronco. Sin embargo, mientras la electromiografía representa la actividad eléctrica generada en un músculo (Merletti et al., 2001), el movimiento representa un sumatorio de factores externos e internos al que se ve sometido el cuerpo (Brownstein & Bronner, 1997). Es decir, son variables de distinta naturaleza.



**Figura 45.** Representación gráfica del antagonismo entre 2 variables de distinta naturaleza para la detección de fatiga.

Al igual que el análisis de la cinemática del hombro se ha trasladado desde un entorno de laboratorio hacia la clínica gracias a dispositivos inerciales, el análisis de la fatiga a través de variables inerciales permitiría conocer una variable tan valiosa mediante un dispositivo de bajo coste como el Smartphone. Por tanto, en el artículo VIII, se decidió analizar la fatiga durante la prueba 30-STS a través de la aceleración como única variable proporcionada por un Smartphone situado en el esternón. Para ello, se analizaron esta vez los datos de aceleración, encontrándose un aumento del porcentaje de energía en el segundo 19 del test. Este hallazgo temporal está en contraste con el artículo VII, en el cual se detectó la fatiga a través de la electromiografía en el segundo 12. Esto podría deberse a que la fatiga puede ser definida temporalmente como un período de transición: Cuando se analiza la fatiga en la señal electromiográfica bajo contracciones dinámicas, ésta es detectada como una etapa de transición (Asghari Oskoei, Hu, & Gan, 2008) y no se localiza en un momento determinado en el tiempo. Por otro lado, lo mismo que la fatiga metabólica (MF) precede a la contráctil (RMS) porque la fatiga es un proceso en el tiempo (Luca, 1985),

cabría esperar que la cinemática, que es de una naturaleza totalmente distinta, no coincidiera temporalmente con la fatiga muscular a través de EMG.



**Figura 46.** Representación de distintos puntos de cortes temporales en los que detectar fatiga a través de electromiografía y Smartphone.

Estudios previos han resaltado la alteración del movimiento en presencia de fatiga, incluyendo incluso el término “fatiga biomecánica” para referirse a la fatiga que se mide mediante velocidad y aceleración y que está íntimamente relacionada con la cinemática (Al-Mulla, Sepulveda, & Colley, 2011). Sin embargo, estas diferencias cinemáticas habían sido analizadas mediante comparación en la ejecución antes y después de una actividad fatigante, de manera que la variación en los ángulos articulares son indicadores de fatiga, y no en la ejecución de la misma. Sólo un artículo ha tenido en cuenta la reducción en el porcentaje de la velocidad del tronco con respecto a su máximo durante las primeras repeticiones de STS para valorar la fatigabilidad en las mujeres mayores a través de un codificador lineal fijado con una correa en la cadera, midiendo la distancia por unidad de tiempo (Lindemann, Klenk, & Becker, 2015).

## Dimensiones de la fatiga.



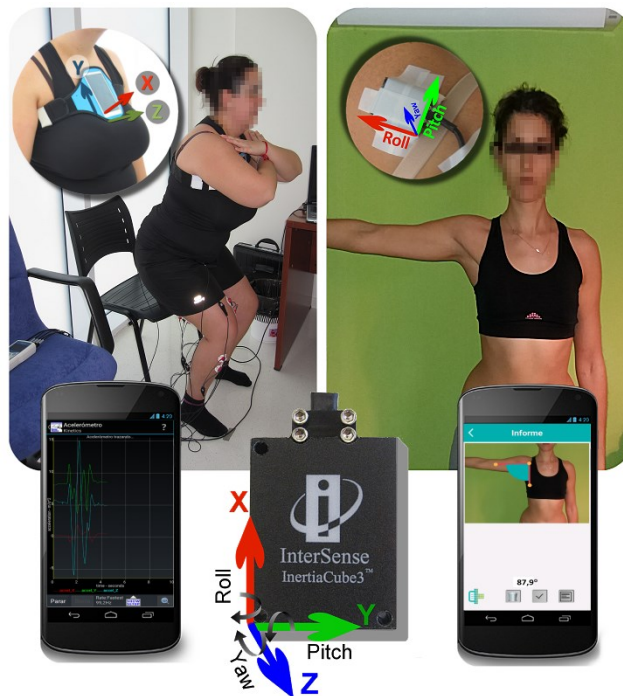
**Figura 47.** Dimensiones de la fatiga, entre las cuales se contempla la fatiga cinemática analizada a través de la aceleración.

A pesar de que unas de las limitaciones de la EMGs es el cambio en la longitud del músculo durante las contracciones dinámicas (no siempre hay la misma sección muscular bajo el electrodo) (Luca, 1997), ésta se sigue empleando para la detección de fatiga. Sin embargo, la aceleración representaría un método de detección de fatiga en el cual el movimiento, en lugar de una limitación, es el motor para su obtención. Además, el movimiento del tronco es resultante de lo que ocurre en la musculatura de las extremidades inferiores. Por ejemplo, se conoce que durante STS el glúteo y el sóleo son los principales contribuidores en la aceleración hacia delante del tronco, mientras que el cuádriceps se opone a la misma (Caruthers et al., 2016), por lo que la cinemática del tronco también engloba de manera indirecta la actividad muscular de miembros inferiores. Por tanto, lo mismo que variables como el número de repeticiones o la aceleración ha permitido distinguir entre distintas poblaciones en investigaciones previas, se espera poder distinguir las también a partir de una variable tan compleja como la fatiga en los que tiene cabida multitud de factores que condicionan el movimiento humano. Para ello, primero habrá que trasladar los resultados derivados de esta Tesis sobre detección de fatiga a través de aceleración a una muestra sana heterogénea. Al igual que la variabilidad de las características musculares de una persona a otra dificulta la definición de un umbral de fatiga muscular de manera precisa (Kumar & Mital, 1996), las diferencias cinemáticas existentes entre personas debido a la complejidad que representa el movimiento harán que

la detección de “fatiga cinemática” sea un proceso desafiante, cuyo comienzo ha tenido lugar en la presente Tesis.

Como implicación clínica del método propuesto, cabe destacar que la aceleración es algo que el clínico observa en su intervención con los pacientes. Se podría decir que “la cinemática acompaña a la clínica”: Del mismo modo que un fisioterapeuta observa una alteración el ritmo escapular, que puede ser cuantificable mediante sensores inerciales, éste también observa el cambio de aceleración que se produce cuando un paciente se sube y se levanta de una silla, y cómo llega a fatigarse.

Por tanto, de los resultados obtenidos en los estudios sobre el complejo articular del hombro y el complejo lumbopélvico-femoral en la presente Tesis se puede resumir que la cinemática del movimiento humano a través de variables inerciales ofrece al fisioterapeuta una potente herramienta aplicable al ámbito de evaluativo, diagnóstico y de tratamiento transferibles a la clínica a través de dispositivos de bajo coste como el Smartphone y, que, en conjunto con otras herramientas tales como cuestionarios auto-informados y electromiografía, permite abarcar más dimensiones dentro de la complejidad del movimiento humano.



**Figura 48.** Empleo del sensor inercial y el Smartphone para la evaluación del complejo lumbopélvico-femoral y del hombro.

# CONCLUSIONES



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# CONCLUSIONES

---

## General.

El estudio y el análisis de la cinemática del complejo articular del hombro es posible mediante el empleo de tanto de sensores inerciales como del Smartphone en personas sanas (jóvenes y mayores) y en aquellas con lesión de hombro, permitiendo establecer diferencias entre mencionadas poblaciones. Del mismo modo, también tanto los sensores inerciales como el Smartphone, además de la electromiografía de superficie, permite analizar la funcionalidad de los miembros inferiores mediante el test funcional Sit-to-Stand.

## Específicas.

### Complejo articular del hombro.

1. El análisis de la cinemática del miembro superior en adultos jóvenes sanos mediante sensores inerciales permite describir patrones cinemáticos de la movilidad angular y de la aceleración lineal, fomentando el uso de sensores inerciales como un dispositivo para la medición de la cinemática tridimensional de las extremidades superiores.
2. Existen diferencias cinemáticas en la escápula y húmero entre adultos jóvenes y mayores asintomáticos durante la abducción y flexión del hombro, de manera que los sujetos presentan una menor movilidad y aceleración cuando aumenta su edad.
3. Existen diferencias cinemáticas en el miembro superior en personas sanas y aquellas que sufren de lesión de hombro. Estas diferencias incluyen variables como la velocidad y la aceleración, resaltando la importancia de cualificar el movimiento a través de ellas.
4. El análisis de la cinemática del miembro superior en adultos jóvenes sanos mediante el sensor inercial embebido en un Smartphone permite estudiar e identificar los patrones de movimiento del húmero, apoyando uso de un dispositivo de fácil uso y accesible para la evaluación del miembro superior.

5. La aplicación de Smartphone basada en imagen es un método válido y fiable para medir la cinemática del hombro en personas sanas y aquellas con lesión de hombro, apoyando el uso de la fotografía obtenida a través de la aplicación para la medición de amplitud el movimiento articular del hombro.

## **Complejo lumbopélvico-femoral.**

6. Existen diferencias en la actividad y fatiga muscular durante variantes del test Sit-To-Stand en adultos jóvenes estudiadas con electromiografía de superficie. La actividad muscular de la extremidad inferior aumenta y se produce mayor fatiga muscular conforme lo hace el número de repeticiones y la velocidad del test, siendo el vasto medial del cuádriceps el músculo con más probabilidades de fatigarse
7. No es posible identificar la fatiga durante el test Sit-To-Stand a través de la cinemática empleando la electromiografía de superficie como gold-standard. La actividad del vasto medial del cuádriceps es la que más se relaciona con la aceleración del tronco. El punto de corte de fatiga muscular de este músculo se encontró en el segundo 12, lo cual se relaciona con una aceleración del esternón de  $0,98 \text{ m/s}^2$ .
8. Se desarrolló un sistema de detección de fatiga durante el test Sit-to-Stand basado en aceleración recogida con un Smartphone en el esternón. Mediante el análisis de la energía de la señal cinemática, se detectó un aumento en el porcentaje de la energía relativa en el segundo 19, indicando el comiendo de fatiga.



# COMPETENCIAS ADQUIRIDAS



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# COMPETENCIAS ADQUIRIDAS

---

## Competencias instrumentales.

Gracias al período de aprendizaje bajo la dirección de D. Antonio I. Cuesta Vargas y la codirección de D. Paul Bennett, y como investigadora en formación del grupo de Investigación “*Clinimetría en Fisioterapia*” F-14 del Instituto de Investigación de Biomedicina de Málaga (IBIMA), he aprendido a utilizar instrumentos para obtener medidas objetivas de análisis para la valoración de personas sanas y pacientes, tales como los sensores inerciales y la electromiografía de superficie. Dentro de la evaluación clinimétrica, también he conocido el uso de cuestionarios de evaluación de la discapacidad y funcionalidad percibida por los pacientes en el miembro superior (ULFI y DASH). Además, he conocido todo el proceso de validación de un instrumento de medida para valorar el paciente, como en este caso, una aplicación móvil (app) para evaluar el rango de abducción del hombro. La realización de esta Tesis me ha permitido poner en práctica y reforzar conocimientos adquiridos durante la realización del Máster de Nuevas Tendencias de Investigación en Ciencias de la Salud, entre las cuales se encuentran realizar búsquedas bibliográficas y conocer el lenguaje científico.

Estos aspectos los he reforzado durante el período de formación mediante cursos realizados por la Biblioteca de la Universidad de Málaga. En cuanto concierne el trabajo de datos, para la obtención de los resultados desprendidos de las investigaciones he aprendido a manejar programas tales como SPSS y Excel. En el proceso de elaboración de resultados he aprendido a transferir los datos desde dispositivos al ordenador, análisis y trabajo de los datos off-line, crear base de datos introduciendo variables clinimétricas y funcionales, realizar procesos estadísticos variados (medidas descriptivas, comparación de medias o estudios de fiabilidad y validez) y creación de gráficos que ilustren los resultados. En el proceso de elaboración de artículos para enviar a revistas científicas he aprendido a redactar las distintas partes de las que consta un artículo: redacción de una introducción o marco teórico actualizado sobre el tema, descripción de la metodología, presentación de resultados y elaboración de discusión contrastando los hallazgos obtenidos, a su vez adaptándolos a la normativa de la revista.

Para el proceso de aceptación, he aprendido a defender posteriormente el mismo realizando listas itemizadas que respondan a las cuestiones propuestas por los revisores, así como a discutir los hallazgos derivados de la investigación, modificando el artículo propuesto cuando ha sido necesario. También he sido partícipe del proceso de elaboración de artículos para revistas científicas ejerciendo como revisora en revistas como *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, lo cual me ha ofrecido una visión externa sobre el proceso de publicación de artículos científicos. Con respecto a la difusión de los resultados, he aprendido a realizar pósters para Congresos así como a realizar comunicaciones orales. Por último, desde un punto de vista administrativo, para la solicitud de Becas y Ayudas he aprendido a redactar proyectos de Investigación, detallando cronogramas de plan de trabajo, medios disponibles, beneficios y presupuesto del mismo.

## **Competencias interpersonales.**

Gracias a la formación recibida durante este período y como Fisioterapeuta, estoy capacitada para colaborar en proyectos de investigación de distinta índole. En el período de aprendizaje he conocido de primera mano el trabajo multidisciplinar tanto con otros profesionales de la salud como con ingenieros para el análisis de datos y procesamiento de señales.

## **Competencias sistémicas.**

Durante esta experiencia académica he trasladado los conocimientos adquiridos a la vida laboral, pero también al ámbito personal. El hecho de haber formado parte de todo el proceso de un proyecto de investigación me ha permitido saber establecer objetivos específicos a largo plazo, aprendiendo a observar detalles. Esto me ha aportado un enfoque global, pero, por otro lado, el trabajar con profesionales de distintos ámbitos me ha hecho ser consciente de la gran gama de perspectivas para entender lo que ocurre en nuestro día a día. Por último, gracias al proceso de difusión de resultados, he mejorado mi capacidad para hablar en público.

# PROSPECTIVA



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# PROSPECTIVA

---

En base a las líneas de investigación abiertas a partir del presente proyecto y gracias a las competencias adquiridas durante el desarrollo de las mismas, son distintas las propuestas que podrían verse beneficiadas como consecuencia de los resultados obtenidos.

Con respecto a los estudios llevados a cabo en el complejo articular del hombro, se han diferenciado dos vertientes: Una de ellas apuesta por los sensores inerciales como método de valoración de la cinemática del hombro, y que puede verse complementado con el uso de cuestionarios. Por otro lado, los resultados respaldan el uso del teléfono móvil o Smartphone como dispositivo del profesional sanitario para evaluar el hombro. Ambas vertientes son relevantes tanto en el mundo de la investigación como en el ámbito clínico: debido a la reproductibilidad para obtener medidas objetivas, éstas pueden ser usadas para valorar a sujetos sanos de distinta edad y pacientes que presentan lesión de hombro. Junto con el empleo de cuestionarios, se permiten obtener valores clinimétricos que sirven para cuantificar cambios y efectos del tratamiento, y que también pueden ser aplicados en el ámbito de valoración del daño corporal.

En cuanto a la valoración del complejo lumbopélvico-femoral, a través de los resultados obtenidos se tienen valores descriptivos de la actividad muscular y fatiga en sujetos sanos, además de proponer un sistema de detección de fatiga a través de un Smartphone. Es por ello que será necesario incluir en futuros estudios grupos de personas con diferentes patologías y de distinto rango etario. De este modo, se podrá diferenciar entre distintas poblaciones y se conocerá si los resultados obtenidos durante el procedimiento de la presente investigación son reproducibles en otros subgrupos.

Las competencias de distinta índole adquiridas durante el desarrollo de la presente Tesis permitirán la doctoranda la posibilidad de incorporación en otros grupos de investigación o proyectos de investigación.

Actualmente, la doctoranda es investigadora en formación en el grupo de investigación de Clinimetría en Fisioterapia (F- 14) del Instituto de Investigación Biomédica de Málaga (IBIMA). Este grupo se encuentra dirigido por D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas, profesor, doctor y director de la presente Tesis doctoral, por lo que se se espera que

promueva y facilite su labor investigadora. Tras la obtención del título de Doctor, el doctorando solicitará algunas de las becas ofrecidas por el Ministerio de Economía y Competitividad ( Juan de la Cierva o Ramón y Cajal) así como las Ayudas postdoctorales de Formación en Investigación en Salud (PFIS) con el fin de completar su formación investigadora postdoctoral en un centro I+D nacional.

Por último, gracias a la codirección de la presente Tesis por D. Paul Bennett, actualmente profesor en la Universidad de Tecnología de Queensland (Australia), se han abierto líneas de investigación colaborativas que esperan mantenerse en el futuro.



# BIBLIOGRAFÍA

## GENERAL



UNIVERSIDAD  
DE MÁLAGA

# BIBLIOGRAFÍA GENERAL

---

- Adler, R. S., Johnson, K. M., Fealy, S., Maderazo, A., Gallo, R. A., Gamradt, S. C., & Warren, R. F. (2011). Contrast-Enhanced Sonographic Characterization of the Vascularity of the Repaired Rotator Cuff Utility of Maximum Intensity Projection Imaging. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 30(8), 1103–1109.
- Alcázar, L. F. L. (2007). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Elsevier España.
- Al-Mulla, M. R., Sepulveda, F., & Colley, M. (2011). A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(4), 3545–3594. <http://doi.org/10.3390/s110403545>
- Álvarez, D., Alvarez, J. C., González, R. C., & López, A. M. (2012). Ambulatory human upper limb joint motion monitoring. In *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 IEEE International* (pp. 15–19). <http://doi.org/10.1109/I2MTC.2012.6229695>
- Aminian, K., Robert, P., Buchser, E. E., Rutschmann, B., Hayoz, D., & Depairon, M. (1999). Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(3), 304–308.
- Anatomía del aparato locomotor: osteología, artrología, miología, aparato fibroso, neurología, angiología, morfotopografía. Miembro superior.* (2003). Elsevier España.
- Anatomía funcional, biomecánica.* (2006). Marbán.
- Angst, F., Schwyzer, H.-K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R., & Goldhahn, J. (2011). Measures of adult shoulder function: Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and Its Short Version (QuickDASH), Shoulder Pain and Disability Index (SPADI), American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) Society Standardized Shoulder Assessment Form, Constant (Murley) Score (CS), Simple Shoulder Test (SST), Oxford Shoulder Score (OSS), Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), and Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *Arthritis Care & Research*, 63(S11), S174–S188. <http://doi.org/10.1002/acr.20630>

- Anne Shumway-Cook, & Marjorie H. Woollacott. (2007). Normal Postural Control. In *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice* (3 ed, pp. 163–164). Philadelphia: Lipincott Williams & Wilkins.
- Ares, J. P., Rodeyro, J. S. de M., & Fuente, A. B. V. de la. (2004). *Fisioterapia del complejo articular del hombro: evaluación y tratamiento de los tejidos blandos*. Elsevier España.
- Asghari Oskoei, M., Hu, H., & Gan, J. Q. (2008). Manifestation of fatigue in myoelectric signals of dynamic contractions produced during playing PC games. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2008*, 315–318. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649153>
- Bahk, M., Keyurapan, E., Tasaki, A., Sauers, E. L., & McFarland, E. G. (2007). Laxity testing of the shoulder: a review. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(1), 131–144. <http://doi.org/10.1177/0363546506294570>
- Banas, M. P., Miller, R. J., & Totterman, S. (1995). Relationship between the lateral acromion angle and rotator cuff disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 4(6), 454–461.
- Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Zamboni, M., & Aubertin-Leheudre, M. (2012). How to assess functional status: a new muscle quality index. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 16(1), 67–77.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer.
- Basmajian, J. V., & Bazant, F. J. (1959). Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint. An electromyographic and morphological study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 41–A, 1182–1186.
- Beaton, D. E., & Richards, R. R. (1996). Measuring function of the shoulder. A cross-sectional comparison of five questionnaires. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 78(6), 882–890.
- Beurskens, A., Bultmann, U., Kant, I., Vercoulen, J., Bleijenberg, G., & Swaen, G. (2000). Fatigue among working people: validity of a questionnaire measure. *Occupational and Environmental Medicine*, 57(5), 353–357. <http://doi.org/10.1136/oem.57.5.353>

- Bidargaddi, N., Klingbeil, L., Sarela, A., Boyle, J., Cheung, V., Yelland, C., ... Gray, L. (2007). Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2007*, 1884–1887. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352683>
- Bigliani, L. U., Ticker, J. B., Flatow, E. L., Soslowky, L. J., & Mow, V. C. (1991). The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. *Clinics in Sports Medicine, 10*(4), 823–838.
- Bigliani, L.H Morrison, D.S, & April, E.W. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears, *10*, 228.
- Bills, A. G. (1943). *The Psychology of Efficiency: A Discussion of the Hygiene of Mental Work*. Harper.
- Binkley, J. M., Stratford, P. W., Lott, S. A., & Riddle, D. L. (1999). The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. North American Orthopaedic Rehabilitation Research Network. *Physical Therapy, 79*(4), 371–383.
- Bjelle, A. (1989). Epidemiology of shoulder problems. *Baillière's Clinical Rheumatology, 3*(3), 437–451.
- Blasier, R. B., Guldberg, R. E., & Rothman, E. D. (1992). Anterior shoulder stability: Contributions of rotator cuff forces and the capsular ligaments in a cadaver model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 1*(3), 140–150. [http://doi.org/10.1016/1058-2746\(92\)90091-G](http://doi.org/10.1016/1058-2746(92)90091-G)
- Blonna, D., Zarkadas, P. C., Fitzsimmons, J. S., & O'Driscoll, S. W. (2012). Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, *21*(1), 29–35. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.06.018>
- Boettcher, C. E., Ginn, K. A., & Cathers, I. (2009). The “empty can” and “full can” tests do not selectively activate supraspinatus. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia, 12*(4), 435–439. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.09.005>

- Bonato, P., Cheng, M. S., Gonzalez-Cueto, J., Leardini, A., O'Connor, J., & Roy, S. H. (2001). EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 20(6), 133–143.
- Bonato, P., Gagliati, G., & Knaflitz, M. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 15(6), 102–111. <http://doi.org/10.1109/51.544517>
- Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (2001). Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 48(7), 745–753. <http://doi.org/10.1109/10.930899>
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58(11), 1355–1360.
- Boonstra, M. C., De Waal Malefijt, M. C., & Verdonschot, N. (2008). How to quantify knee function after total knee arthroplasty? *The Knee*, 15(5), 390–395. <http://doi.org/10.1016/j.knee.2008.05.006>
- Boonstra, M. C., van der Slikke, R. M. A., Keijsers, N. L. W., van Lummel, R. C., de Waal Malefijt, M. C., & Verdonschot, N. (2006). The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 39(2), 354–358. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.021>
- Borich, M. R., Bright, J. M., Lorello, D. J., Cieminski, C. J., Buisman, T., & Ludewig, P. M. (2006). Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(12), 926–934. <http://doi.org/10.2519/jospt.2006.2241>
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2005). The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(4), 227–238. <http://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.4.227>
- Borui Li, Qiong Gui, Haneen B. Ali, Huiyang Li, & Zhanpeng Jin. (2016). A Wearable Sit-to-Stand Detection System Based on Angle Tracking and Lower Limb EMG. Presented at the IEEE Signal

- Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB16), Philadelphia, Pennsylvania: IEEE-USA. Obtenido de: [https://www.isip.piconepress.com/conferences/ieee\\_spmb/2016/](https://www.isip.piconepress.com/conferences/ieee_spmb/2016/)
- Bouchouras, G., Patsika, G., Hatzitaki, V., & Kellis, E. (2015). Kinematics and knee muscle activation during sit-to-stand movement in women with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 30(6), 599–607. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.025>
- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*. 18(6), 960–967. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.001>
- Browne, A. O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K. N., & Morrey, B. F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 72(5), 843–845.
- Cael, C. (2013). *Anatomía Funcional. Estructura, función y palpación para terapeutas manuales*. Editorial Medica Panamericana Sa de.
- Carey, M. A., Laird, D. E., Murray, K. A., & Stevenson, J. R. (2010). Reliability, validity, and clinical usability of a digital goniometer. *Work (Reading, Mass.)*, 36(1), 55–66. <http://doi.org/10.3233/WOR-2010-1007>
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., Santi, G. F., & Margaria, R. (1964). Analysis of the mechanics of locomotion. *Minerva Medica*, 55, 736–739.
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., & Fantozzi, S. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by means of automatic tracking. *Journal of Sports Sciences*, 31(3), 276–287. <http://doi.org/10.1080/02640414.2012.729134>
- Cerrito, A., Bichsel, L., Radlinger, L., & Schmid, S. (2015). Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. *Gait & Posture*, 41(2), 409–413. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>
- Chaffin, D. B. (1973). Localized muscle fatigue--definition and measurement. *Journal of Occupational Medicine.: Official Publication of the Industrial Medical Association*, 15(4), 346–354.

- Chalder, T., Berelowitz, G., Pawlikowska, T., Watts, L., Wessely, S., Wright, D., & Wallace, E. P. (1993). Development of a fatigue scale. *Journal of Psychosomatic Research*, *37*(2), 147–153.
- Chan, K. M., Maffulli, N., Nobuhara, M., & Wu, J. J. (1996). Shoulder instability in athletes. The Asian perspective. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (323), 106–112.
- Charbonnier, C., Chagué, S., Kolo, F. C., Chow, J. C. K., & Lädermann, A. (2014). A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.015>
- Chard, M. D., Hazleman, R., Hazleman, B. L., King, R. H., & Reiss, B. B. (1991). Shoulder disorders in the elderly: A community survey. *Arthritis & Rheumatism*, *34*(6), 766–769. <http://doi.org/10.1002/art.1780340619>
- Chen, K. Y., Acra, S. A., Donahue, C. L., Sun, M., & Buchowski, M. S. (2004). Efficiency of walking and stepping: relationship to body fatness. *Obesity Research*, *12*(6), 982–989. <http://doi.org/10.1038/oby.2004.120>
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., & Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *79*(9), 1043–1046.
- Chiang, R. P.-Y., & Kang, S.-C. (2012). *Introduction to Modern Sleep Technology*. Springer.
- Chicharro, J. L., & Vaquero, A. F. (2006). *Fisiología del ejercicio*. Ed. Médica Panamericana.
- Choi, B. (2015). Activation of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in asymptomatic subjects during the sit-to-stand procedure. *Journal of Physical Therapy Science*, *27*(3), 893–895. <http://doi.org/10.1589/jpts.27.893>
- Chorin, F., Rahmani, A., Beaune, B., & Cornu, C. (2015). Determination of reliable force platform parameters and number of trial to evaluate sit-to-stand movement. *Aging Clinical and Experimental Research*, *27*(4), 473–482. <http://doi.org/10.1007/s40520-014-0294-z>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *24*(4), 327–340. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., Munk, R., & Myklebust, G. (2014). Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk



- factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2014-093702. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093702>
- Codman, E. A. (1911). Complete Rupture of the Supraspinatus Tendon; Operative Treatment with Report of Two Successful Cases. *The Boston Medical and Surgical Journal*, 164(20), 708–710. <http://doi.org/10.1056/NEJM191105181642002>
- Codman, E. A. (1934). *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa*. Krieger.
- Coley, B., Jolles, B. M., Farron, A., Bourgeois, A., Nussbaumer, F., Pichonnaz, C., & Aminian, K. (2007). Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait & Posture*, 25(4), 523–532. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.016>
- Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006a). Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 1(2), 62–72.
- Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006b). Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 2. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 1(3), 132–139.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B. J., & Voight, M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(4), 549–563.
- Cook, J. L., Feller, J. A., Bonar, S. F., & Khan, K. M. (2004). Abnormal tenocyte morphology is more prevalent than collagen disruption in asymptomatic athletes' patellar tendons. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 22(2), 334–338. <http://doi.org/10.1016/j.orthres.2003.08.005>
- Correa-Figueroa, J. L., Morales-Sánchez, E., Huerta-Ruelas, J. A., González-Barbosa, J. J., & Cárdenas-Pérez, C. R. (2016). Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 37(1), 17–27.
- Costantini, G., Carota, M., Maccioni, G., & Giansanti, D. (2006). Classification of sit-to-stand locomotion task based on spectral analysis of waveforms generated by

- accelerometric transducer. *Electronics Letters*, 42(3), 147.  
<http://doi.org/10.1049/el:20062623>
- Costantini, G., Carota, M., Maccioni, G., & Giansanti, D. (2007). A new integrated kinematic sensor for the classification of sit-to-stand locomotion task. In *2nd International Workshop on Advances in Sensors and Interface, 2007. IWASI 2007* (pp. 1–5).  
<http://doi.org/10.1109/IWASI.2007.4420005>
- Council of Europe, & Committee of Experts on Sports Research. (1988). *Eurofit: handbook for the Eurofit tests of physical fitness*. Rome: Council of Europe, Committee for the Development of Sport.
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones & Bartlett Learning.
- Cruz-Díaz, D., Lomas-Vega, R., Osuna-Pérez, M. C., Hita-Contreras, F., Fernández, Á. D., & Martínez-Amat, A. (2014). The Spanish lower extremity functional scale: a reliable, valid and responsive questionnaire to assess musculoskeletal disorders in the lower extremity. *Disability and Rehabilitation*, 36(23), 2005–2011.  
<http://doi.org/10.3109/09638288.2014.890673>
- Csuka, M., & McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *The American Journal of Medicine*, 78(1), 77–81.
- Cuchna, J. W., Hoch, M. C., & Hoch, J. M. (2016). The interrater and intrarater reliability of the functional movement screen: A systematic review with meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 19, 57–65. <http://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.12.002>
- Cuesta Vargas, A. (2014, October 16). Validity and reliability of range of motion measured on smartphone (mROM).
- Cuesta-Vargas, A., Galán-Mercant, A., & Williams, J. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473.  
<http://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cuesta-Vargas, A. I., Fernández-Lao, C., Cantarero-Villanueva, I., Castro-Sánchez, A. M., Fernández-de-Las Peñas, C., Polley, M. J., & Arroyo-Morales, M. (2013). Psychometric properties of the QuickPIPER: a shortened version of the PIPER Fatigue scale. *European Journal of Cancer Care*, 22(2), 245–252. <http://doi.org/10.1111/ecc.12022>

- Cuesta-Vargas, A. I., Gabel, C. P., & Bennett, P. (2014). Cross cultural adaptation and validation of a Spanish version of the Lower Limb Functional Index. *Health and Quality of Life Outcomes*, 12, 75. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-12-75>
- Cuesta-Vargas, A. I., & Gabel, P. C. (2013). Cross-cultural adaptation, reliability and validity of the Spanish version of the upper limb functional index. *Health and Quality of Life Outcomes*, 11(1), 126. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-11-126>
- Cutti, A. G., & Chadwick, E. K. (2014). Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 205–210. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1143-0>
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169–178. <http://doi.org/10.1007/s11517-007-0296-5>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., & Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- Dall, P. M., & Kerr, A. (2010). Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics*, 41(1), 58–61. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2009.04.005>
- Daniel Roetenberg. (2006). *Inertial and magnetic sensing of human motion*. Universidad de Twente. Obtenido de [http://doc.utwente.nl/56176/1/thesis\\_Roetenberg.pdf](http://doc.utwente.nl/56176/1/thesis_Roetenberg.pdf)
- Danielson, P., Andersson, G., Alfredson, H., & Forsgren, S. (2008). Marked sympathetic component in the perivascular innervation of the dorsal paratendinous tissue of the patellar tendon in arthroscopically treated tendinosis patients. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 16(6), 621–626. <http://doi.org/10.1007/s00167-008-0530-1>
- Dayanidhi, S., Orlin, M., Kozin, S., Duff, S., & Karduna, A. (2005). Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(6), 600–606. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.002>

- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251–279.
- DeFranco, M. J., Bershady, B., Ciccone, J., Yum, J.-K., & Iannotti, J. P. (2007). Functional outcome of arthroscopic rotator cuff repairs: a correlation of anatomic and clinical results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 16(6), 759–765. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2007.03.020>
- Deutsch, A., Altchek, D. W., Schwartz, E., Otis, J. C., & Warren, R. F. (1996). Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(3), 186–193. [http://doi.org/10.1016/S1058-2746\(05\)80004-7](http://doi.org/10.1016/S1058-2746(05)80004-7)
- Dionisio, V. C., Almeida, G. L., Duarte, M., & Hirata, R. P. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 134–143. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.010>
- DiVeta, J., Walker, M. L., & Skibinski, B. (1990). Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Physical Therapy*, 70(8), 470-476-479.
- Docheva, D., Müller, S. A., Majewski, M., & Evans, C. H. (2015). Biologics for tendon repair. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 84, 222–239. <http://doi.org/10.1016/j.addr.2014.11.015>
- Doheny, E. P., Fan, C. W., Foran, T., Greene, B. R., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2011). An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 3063–3066. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090837>
- Dorsey, E. R., & Topol, E. J. (2016). State of Telehealth. *The New England Journal of Medicine*, 375(2), 154–161. <http://doi.org/10.1056/NEJMra1601705>
- Dröge, W. (2003). Oxidative Stress and Aging. In R. C. Roach, P. D. Wagner, & P. H. Hackett (Eds.), *Hypoxia* (pp. 191–200). Springer US. Retrieved from [http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4419-8997-0\\_14](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4419-8997-0_14)

- Duc, C., Farron, A., Pichonnaz, C., Jolles, B. M., Bassin, J.-P., & Aminian, K. (2013). Distribution of arm velocity and frequency of arm usage during daily activity: objective outcome evaluation after shoulder surgery. *Gait & Posture*, *38*(2), 247–252. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.021>
- Duc, C., Pichonnaz, C., Bassin, J.-P., Farron, A., Jolles, B. M., & Aminian, K. (2014). Evaluation of muscular activity duration in shoulders with rotator cuff tears using inertial sensors and electromyography. *Physiological Measurement*, *35*(12), 2389–2400. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/35/12/2389>
- Duckworth, D. G., Smith, K. L., Campbell, B., & Matsen, F. A. (1999). Self-assessment questionnaires document substantial variability in the clinical expression of rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, *8*(4), 330–333.
- Dufour, M. (2003). *Anatomía del aparato locomotor: osteología, artrología, miología, aparato fibroso, neurología, angiología, morfotopografía. Miembro inferior*. Elsevier España.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2006). *Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco : [bases anatómicas, estabilidad, movilidad, tensiones]*. Elsevier España.
- Dunlevy, C., Cooney, M., & Gormley, J. (2006). Comparing the reliability of virtual goniometry and universal goniometry. *Gait & Posture*, *24*, S31–S32. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.025>
- El-Zayat, B. F., Efe, T., Heidrich, A., Wolf, U., Timmesfeld, N., Heyse, T. J., ... Schofer, M. D. (2011). Objective assessment of shoulder mobility with a new 3D gyroscope--a validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *12*, 168. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-168>
- Endo, K., Ikata, T., Katoh, S., & Takeda, Y. (2001). Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, *6*(1), 3–10.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *72*(5), 1631–1648.
- Ertzgaard, P., Öhberg, F., Gerdle, B., & Grip, H. (2016). A new way of assessing arm function in activity using kinematic Exposure Variation Analysis and portable inertial sensors –

- A validity study. *Manual Therapy*, 21, 241–249.  
<http://doi.org/10.1016/j.math.2015.09.004>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984–998.
- Everett, T., & Kell, C. (2010). *Human Movement: An Introductory Text*. Elsevier Health Sciences.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Smeja, M., & Müller, W. (1997). Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34(5), 607–612.
- Farina, S., Valeriani, M., Rosso, T., Aglioti, S., Tamburin, S., Fiaschi, A., & Tinazzi, M. (2001). Transient inhibition of the human motor cortex by capsaicin-induced pain. A study with transcranial magnetic stimulation. *Neuroscience Letters*, 314(1–2), 97–101.
- Ferriero, G., Sartorio, F., Foti, C., Primavera, D., Brigatti, E., & Vercelli, S. (2011). Reliability of a new application for smartphones (DrGoniometer) for elbow angle measurement. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 3(12), 1153–1154.  
<http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.05.014>
- Ferriero, G., Vercelli, S., Sartorio, F., Muñoz Lasa, S., Ilieva, E., Brigatti, E., ... Foti, C. (2013). Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Für Rehabilitationsforschung. Revue Internationale de Recherches de Réadaptation*, 36(2), 146–151. <http://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835b8269>
- Finley, M. A., & Lee, R. Y. (2003). Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 563–568.  
<http://doi.org/10.1053/apmr.2003.50087>
- Fox, R. F. (1917). *Physical Remedies for Disabled Soldiers*. W. Wood.
- Fukagawa, S., Leardini, A., Callewaert, B., Wong, P. D., Labey, L., Desloovere, K., ... Bellemans, J. (2012). Age-related changes in kinematics of the knee joint during deep squat. *The Knee*, 19(3), 208–212. <http://doi.org/10.1016/j.knee.2011.02.009>

- FUNfitness. (n.d.). Retrieved July 8, 2016, from <http://www.specialolympicswisconsin.org/health/healthy-athletes/funfitness/>
- Furrer, M., Bichsel, L., Niederer, M., Baur, H., & Schmid, S. (2015). Validation of a smartphone-based measurement tool for the quantification of level walking. *Gait & Posture, 42*(3), 289–294. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.003>
- Gabel, C. P., Melloh, M., Burkett, B., & Michener, L. A. (2012). Lower limb functional index: development and clinimetric properties. *Physical Therapy, 92*(1), 98–110. <http://doi.org/10.2522/ptj.20100199>
- Gabel, C. P., Michener, L. A., Burkett, B., & Neller, A. (2006). The Upper Limb Functional Index: development and determination of reliability, validity, and responsiveness. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists, 19*(3), 328–348; quiz 349. <http://doi.org/10.1197/j.jht.2006.04.001>
- Gagey, O. J., & Boisrenoult, P. (2004). Shoulder capsule shrinkage and consequences on shoulder movements. *Clinical Orthopaedics and Related Research, (419)*, 218–222.
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy, 67*(12), 1867–1872.
- Galán-Mercant, A., Barón-López, F. J., Labajos-Manzanares, M. T., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test. *Biomedical Engineering Online, 13*, 156. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013a). Differences in Trunk Accelerometry Between Frail and Nonfrail Elderly Persons in Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Based on a Mobile Inertial Sensor. *JMIR mHealth and uHealth, 1*(2), e21. <http://doi.org/10.2196/mhealth.2710>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013b). Differences in trunk kinematic between frail and nonfrail elderly persons during turn transition based on a smartphone inertial sensor. *BioMed Research International, 2013*, 279197. <http://doi.org/10.1155/2013/279197>



- Gandevia, S. C., Enoka, R. M., McComas, A. J., Stuart, D. G., & Thomas, C. K. (1995). Neurobiology of muscle fatigue. Advances and issues. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 515–525.
- Ganea, R., Paraschiv-Ionescu, A., Büla, C., Rochat, S., & Aminian, K. (2011). Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. *Medical Engineering & Physics*, 33(9), 1086–1093. <http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.04.015>
- Ganesh Naik. (2014). *Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing*. IGI Global.
- Garcia, M. A. C., Catunda, J. M. Y., Lemos, T., Oliveira, L. F., Imbiriba, L. A., & Souza, M. N. (2010). An alternative approach in muscle fatigue evaluation from the surface EMG signal. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2010*, 2419–2422. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626163>
- Garcia, M. A. C., & Souza, M. N. (1998). Study of muscle contraction through a temporal parameter of the myoelectric signal. In *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998* (Vol. 5, pp. 2662–2665). <http://doi.org/10.1109/IEMBS.1998.745172>
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., & Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 475–486. <http://doi.org/10.1007/s11517-009-0454-z>
- Garza-Ulloa, J., Yu, H., Gyan, T. S.-, Rangel, P., Adeoye, O., & Hernandez, N. V. (2012). A mathematical Model to Predict Transition-to-Fatigue During Isometric Exercise on Muscles of the Lower Extremities. *Engineering*, 4(10), 16–19. <http://doi.org/10.4236/eng.2012.410B005>
- Gerber, C., & Krushell, R. J. (1991). Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 73(3), 389–394.



- Gerber, C., Schneeberger, A. G., Hoppeler, H., & Meyer, D. C. (2007). Correlation of atrophy and fatty infiltration on strength and integrity of rotator cuff repairs: A study in thirteen patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(6), 691–696. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2007.02.122>
- Giai Via, A., De Cupis, M., Spoliti, M., & Oliva, F. (2013). Clinical and biological aspects of rotator cuff tears. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 3(2), 70–79. <http://doi.org/10.11138/mltj/2013.3.2.070>
- Gil, J. L. M., Cañadas, J. M., & Antón, I. F. (2006). *Lesiones en el hombro y fisioterapia*. Arán Ediciones.
- Gill, S., & McBurney, H. (2008). Reliability of performance-based measures in people awaiting joint replacement surgery of the hip or knee. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 13(3), 141–152. <http://doi.org/10.1002/pri.411>
- Gilroy, A. M., MacPherson, B. R., & Ross, L. M. (2008). *Principios de anatomía y fisiología*. Editorial Medica Panamericana Sa de.
- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: a normative biplane fluoroscopy study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(3), 238–245. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01875>
- Giphart, J. E., van der Meijden, O. A. J., & Millett, P. J. (2012). The effects of arm elevation on the 3-dimensional acromiohumeral distance: a biplane fluoroscopy study with normative data. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 21(11), 1593–1600. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.023>
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering & Physics*, 30(10), 1364–1386. <http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.005>
- Gomes, P. F., Sesselmann, M., Faria, C. D. C. M., Araújo, P. A., & Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Measurement of scapular kinematics with the moiré fringe projection technique. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1215–1219. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.015>

- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(4), 501–512. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>
- Gotoh, M., Hamada, K., Yamakawa, H., Inoue, A., & Fukuda, H. (1998). Increased substance P in subacromial bursa and shoulder pain in rotator cuff diseases. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 16(5), 618–621. <http://doi.org/10.1002/jor.1100160515>
- Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Karl-Hans Englmeier, null, Reiser, M., & Eckstein, F. (2000). Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 609–613.
- Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Wiedemann, E., Englmeier, K. H., Reiser, M., & Eckstein, F. (2001). Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 19(6), 1192–1198. [http://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00035-3](http://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00035-3)
- Greene, B. L., & Wolf, S. L. (1989). Upper extremity joint movement: comparison of two measurement devices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(4), 288–290.
- Gumina, S., Giorgio, G. D., Postacchini, F., & Postacchini, R. (2008). Subacromial space in adult patients with thoracic hyperkyphosis and in healthy volunteers. *La Chirurgia Degli Organi Di Movimento*, 91(2), 93–96. <http://doi.org/10.1007/s12306-007-0016-1>
- Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Salive, M. E., & Wallace, R. B. (1995). Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *The New England Journal of Medicine*, 332(9), 556–561. <http://doi.org/10.1056/NEJM199503023320902>
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., ... Wallace, R. B. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of Gerontology*, 49(2), M85-94.

- Hallström, E., & Kärrholm, J. (2006). Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 448, 22–27. <http://doi.org/10.1097/01.blo.0000224019.65540.d5>
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hanratty, C. E., McVeigh, J. G., Kerr, D. P., Basford, J. R., Finch, M. B., Pendleton, A., & Sim, J. (2012). The effectiveness of physiotherapy exercises in subacromial impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 42(3), 297–316. <http://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2012.03.015>
- Harryman, D. T., Hettrich, C. M., Smith, K. L., Campbell, B., Sidles, J. A., & Matsen, F. A. (2003). A prospective multipractice investigation of patients with full-thickness rotator cuff tears: the importance of comorbidities, practice, and other covariables on self-assessed shoulder function and health status. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 85–A(4), 690–696.
- Harryman, D. T., Mack, L. A., Wang, K. Y., Jackins, S. E., Richardson, M. L., & Matsen, F. A. (1991). Repairs of the rotator cuff. Correlation of functional results with integrity of the cuff. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(7), 982–989.
- Harryman, D. T., Sidles, J. A., Clark, J. M., McQuade, K. J., Gibb, T. D., & Matsen, F. A. (1990). Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 72(9), 1334–1343.
- Hashimoto, T., Nobuhara, K., & Hamada, T. (2003). Pathologic evidence of degeneration as a primary cause of rotator cuff tear. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (415), 111–120. <http://doi.org/10.1097/01.blo.0000092974.12414.22>
- Hawkins, R. J., & Kennedy, J. C. (1980). Impingement syndrome in athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 8(3), 151–158.
- Hayes, W. C., Gran, J. D., Nagurka, M. L., Feldman, J. M., & Oatis, C. (1983). Leg motion analysis during gait by multiaxial accelerometry: theoretical foundations and preliminary validations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(3), 283–289.
- Hébert, L. J., Moffet, H., McFadyen, B. J., & Dionne, C. E. (2002). Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), 60–69.

- Hegedus, E. J., Goode, A., Campbell, S., Morin, A., Tamaddoni, M., Moorman, C. T., & Cook, C. (2008). Physical examination tests of the shoulder: a systematic review with meta-analysis of individual tests. *British Journal of Sports Medicine*, 42(2), 80–92; discussion 92. <http://doi.org/10.1136/bjsm.2007.038406>
- Hepper, C. T., Smith, M. V., Steger-May, K., & Brophy, R. H. (2013). Normative data of shoulder activity level by age and sex. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(5), 1146–1151. <http://doi.org/10.1177/0363546513480613>
- Hervás, M. T., Navarro Collado, M. J., Peiró, S., Rodrigo Pérez, J. L., López Matéu, P., & Martínez Tello, I. (2006). [Spanish version of the DASH questionnaire. Cross-cultural adaptation, reliability, validity and responsiveness]. *Medicina clínica*, 127(12), 441–447.
- Hewlett, S., Dures, E., & Almeida, C. (2011). Measures of fatigue: Bristol Rheumatoid Arthritis Fatigue Multi-Dimensional Questionnaire (BRAFMQ), Bristol Rheumatoid Arthritis Fatigue Numerical Rating Scales (BRAFNRS) for severity, effect, and coping, Chalder Fatigue Questionnaire (CFQ), Checklist Individual Strength (CIS20R and CIS8R), Fatigue Severity Scale (FSS), Functional Assessment Chronic Illness Therapy (Fatigue) (FACIT-F), Multi-Dimensional Assessment of Fatigue (MAF), Multi-Dimensional Fatigue Inventory (MFI), Pediatric Quality Of Life (PedsQL) Multi-Dimensional Fatigue Scale, Profile of Fatigue (ProF), Short Form 36 Vitality Subscale (SF-36 VT), and Visual Analog Scales (VAS). *Arthritis Care & Research*, 63 Suppl 11, S263-286. <http://doi.org/10.1002/acr.20579>
- Heyward, V. H. (2006). Evaluación y prescripción del ejercicio. Editorial Paidotribo.
- Hickey, B. W., Milosavljevic, S., Bell, M. L., & Milburn, P. D. (2007). Accuracy and reliability of observational motion analysis in identifying shoulder symptoms. *Manual Therapy*, 12(3), 263–270. <http://doi.org/10.1016/j.math.2006.05.005>
- Hirvensalo, M., Rantanen, T., & Heikkinen, E. (2000). Mobility difficulties and physical activity as predictors of mortality and loss of independence in the community-living older population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(5), 493–498.
- Hodges, P. W., Coppieters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki, J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical

- approaches. *European Journal of Pain (London, England)*, 17(8), 1138–1146. <http://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x>
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S90-98. <http://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- Hoffmann, T., Russell, T., & Cooke, H. (2007). Remote measurement via the Internet of upper limb range of motion in people who have had a stroke. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 13(8), 401–405. <http://doi.org/10.1258/135763307783064377>
- Hsu, J., & Keener, J. D. (2015). Natural History of Rotator Cuff Disease and Implications on Management. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 25(1), 2–9. <http://doi.org/10.1053/j.oto.2014.11.006>
- Hsu, Y.-L., Wang, J.-S., Lin, Y.-C., Chen, S.-M., Tsai, Y.-J., Chu, C.-L., & Chang, C.-W. (2013). A wearable inertial-sensing-based body sensor network for shoulder range of motion assessment. In *2013 International Conference on Orange Technologies (ICOT)* (pp. 328–331). <http://doi.org/10.1109/ICOT.2013.6521225>
- Huang, T.-S., Huang, H.-Y., Wang, T.-G., Tsai, Y.-S., & Lin, J.-J. (2015). Comprehensive classification test of scapular dyskinesis: A reliability study. *Manual Therapy*, 20(3), 427–432. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.10.017>
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., & Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *American Journal of Industrial Medicine*, 29(6), 602–608. [http://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199606\)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L](http://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L)
- Huesa Jiménez, F., García Díaz, J., & Vargas Montes, J. (2005). Dinamometría isocinética. *Rehabilitación*, 39(6), 288–296. [http://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74362-0](http://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74362-0)
- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W., & An, K.-N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 651–7.
- Hutchinson, M. R., & Veenstra, M. A. (1993). Arthroscopic decompression of shoulder impingement secondary to os acromiale. *Arthroscopy*, 9(1), 28–32. [http://doi.org/10.1016/S0749-8063\(05\)80341-X](http://doi.org/10.1016/S0749-8063(05)80341-X)

- Inman, V. T., deC. M. Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 26(1), 1–30.
- InterSense, LLC. (n.d.). *Product Manual for use with InertiaCube3 and the InertiaCube Processor*.
- Isho, T., Tashiro, H., & Usuda, S. (2015). Accelerometry-Based Gait Characteristics Evaluated Using a Smartphone and Their Association with Fall Risk in People with Chronic Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 24(6), 1305–1311. <http://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.02.004>
- Isles, R. C., Choy, N. L. L., Steer, M., & Nitz, J. C. (2004). Normal values of balance tests in women aged 20-80. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1367–1372. <http://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52370.x>
- Jaccard, H., Pichonnaz, C., Duc, C., Lécureux, E., Ancey, C., Bassin, J.-P., ... Gleeson, N. (2014). Validation d'une application smartphone pour l'évaluation de la fonction et de l'amplitude d'élévation de l'épaule. *Kinésithérapie, La Revue*, 14(150), 17–18. <http://doi.org/10.1016/j.kine.2014.03.019>
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866–879.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, J. B. J., Horemans, H. L. D., & Stam, H. J. (2005). Analysis and decomposition of accelerometric signals of trunk and thigh obtained during the sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(2), 265–272.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, J. B. J., Horemans, H. L. D., & Stam, H. J. (2008). Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(9), 879–887. <http://doi.org/10.1007/s11517-008-0366-3>
- Janssen, W. G. M., Külcü, D. G., Horemans, H. L. D., Stam, H. J., & Bussmann, J. B. J. (2008). Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 16(5), 479–484. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2003386>
- Jobe, F. W., & Jobe, C. M. (1983). Painful athletic injuries of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 117–124.

- Jobe, F. W., & Moynes, D. R. (1982). Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(6), 336–339.
- Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(2), 113–119. <http://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608028>
- Kamen, G., & Gabriel, D. (n.d.). *Essentials of Electromyography*. Human Kinetics.
- Kapandji, A. I. (1998). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Miembro superior*. Médica Panamericana.
- Kapandji, A. I., & Kapandji, I. A. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Miembro inferior*. Médica Panamericana.
- Kapandji, I. A. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica articular. Hombro, codo, pronosupinacion, muñeca, mano. 1*. Editorial Médica Panamericana.
- Kapandji, I. A. (2007). *Fisiología articular: dibujos comentados de mecánica humana. Raquis, cintura pélvica, raquis lumbar, raquis torácico y tórax, raquis cervical, cabeza*. Editorial Médica Panamericana.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., & Michener, L. A. (2000). Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33(9), 1063–1068.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2), 184–190.
- Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 47(2), 228–238. <http://doi.org/10.1109/10.821766>
- Karthick, P. A., & Ramakrishnan, S. (2016). Surface electromyography based muscle fatigue progression analysis using modified B distribution time–frequency features. *Biomedical Signal Processing and Control*, 26, 42–51. <http://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.12.007>
- Kay, D., Marino, F. E., Cannon, J., St Clair Gibson, A., Lambert, M. I., & Noakes, T. D. (2001). Evidence for neuromuscular fatigue during high-intensity cycling in warm, humid



- conditions. *European Journal of Applied Physiology*, 84(1–2), 115–121. <http://doi.org/10.1007/s004210000340>
- Kebaetse, M., McClure, P., & Pratt, N. A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 945–950. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90088-6](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90088-6)
- Keener, J. D., Wei, A. S., Kim, H. M., Steger-May, K., & Yamaguchi, K. (2009). Proximal Humeral Migration in Shoulders with Symptomatic and Asymptomatic Rotator Cuff Tears. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume.*, 91(6), 1405–1413. <http://doi.org/10.2106/JBJS.H.00854>
- Kerr, A., Durward, B., & Kerr, K. M. (2004). Defining phases for the sit-to-walk movement. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 385–390. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.012>
- Kerr, A., Rafferty, D., Kerr, K. M., & Durward, B. (2007). Timing phases of the sit-to-walk movement: Validity of a clinical test. *Gait & Posture*, 26(1), 11–16. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.004>
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A., & Mollan, R. A. B. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12(4), 236–245.
- Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, R. (1994). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle: development of a measurement system. *Gait & Posture*, 2(3), 173–181. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90005-1](http://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90005-1)
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325–337.
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “Scapular Summit.” *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 877–885. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Dome, D. (2006). Evaluation of apparent and absolute supraspinatus strength in patients with shoulder injury using the scapular retraction



- test. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(10), 1643–1647.  
<http://doi.org/10.1177/0363546506288728>
- Kibler, W. B., Uhl, T. L., Maddux, J. W. q, Brooks, P. V., Zeller, B., & McMullen, J. (2002). Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 11(6), 550–556. <http://doi.org/10.1067/mse.2002.126766>
- Kim, A., Kim, J., Rietdyk, S., & Ziaie, B. (2015). A wearable smartphone-enabled camera-based system for gait assessment. *Gait & Posture*, 42(2), 138–144.  
<http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.001>
- Kimura, J. (2013). *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Oxford University Press.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2005). *EJERCICIO TERAPÉUTICO. Fundamentos y técnicas*. Editorial Paidotribo.
- Knudson, D. (2013). *Fundamentals of Biomechanics*. Springer Science & Business Media.
- Kolber, M. J., & Hanney, W. J. (2012). The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using digital inclinometer and goniometer: a technical report. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 306–313.
- Kolber, M. J., Vega, F., Widmayer, K., & Cheng, M.-S. S. (2011). The reliability and minimal detectable change of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(2), 176–184.  
<http://doi.org/10.3109/09593985.2010.481011>
- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 246–253.  
<http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>
- Kopkow, C., Lange, T., Schmitt, J., & Kasten, P. (2015). Interrater reliability of the modified scapular assistance test with and without handheld weights. *Manual Therapy*, 20(6), 868–874. <http://doi.org/10.1016/j.math.2015.04.012>
- Kralj, A., Jaeger, R. J., & Muni, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123–1138. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90005-N](http://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90005-N)

- Kreighbaum, E. (1996). *Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement*. Allyn and Bacon.
- Krupp, L. B., LaRocca, N. G., Muir-Nash, J., & Steinberg, A. D. (1989). The fatigue severity scale. Application to patients with multiple sclerosis and systemic lupus erythematosus. *Archives of Neurology*, 46(10), 1121–1123.
- Kumagai, J., Sarkar, K., & Uthoff, H. K. (1994). The collagen types in the attachment zone of rotator cuff tendons in the elderly: an immunohistochemical study. *The Journal of Rheumatology*, 21(11), 2096–2100.
- Kumar, S., & Mital, A. (1996). *Electromyography In Ergonomics*. CRC Press.
- Kurillo, G., Han, J. J., Obdržálek, S., Yan, P., Abresch, R. T., Nicorici, A., & Bajcsy, R. (2013). Upper extremity reachable workspace evaluation with Kinect. *Studies in Health Technology and Informatics*, 184, 247–253.
- Laudner, K. G., Stanek, J. M., & Meister, K. (2006). Assessing Posterior Shoulder Contracture: The Reliability and Validity of Measuring Glenohumeral Joint Horizontal Adduction. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 375–380.
- Lawrence, R. L., Braman, J. P., Staker, J. L., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 2: glenohumeral joint. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(9), 646–655, B1-3. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5556>
- Lee, K., Lin, H. C., Kan, Y. C., & Chiang, S. Y. (2013). A pilot study of activity recognition on rehabilitation exercise of frozen shoulder using wireless inertial sensor node. In *2013 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)* (pp. 117–120). <http://doi.org/10.1109/ISMICT.2013.6521712>
- Leis, A. A., & Schenk, M. P. (2013). *Atlas of Nerve Conduction Studies and Electromyography*. OUP USA.
- Leroux, J. L., Thomas, E., Bonnel, F., & Blotman, F. (1995). Diagnostic value of clinical tests for shoulder impingement syndrome. *Revue Du Rhumatisme (English Ed.)*, 62(6), 423–428.

- Lewis, J. (2016). Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. *Manual Therapy*, 23, 57–68. <http://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.009>
- Lewis, J. S. (2009). Rotator cuff tendinopathy/subacromial impingement syndrome: is it time for a new method of assessment? *British Journal of Sports Medicine*, 43(4), 259–264. <http://doi.org/10.1136/bjsm.2008.052183>
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2007). The pectoralis minor length test: a study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 64. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-8-64>
- Liebenson, C. (2003). Activity modification advice: part II – squats. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(4), 230–232. [http://doi.org/10.1016/S1360-8592\(03\)00063-9](http://doi.org/10.1016/S1360-8592(03)00063-9)
- Lin, J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(6), 576–586. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.01.006>
- Lindblom K. (1939). On Pathogenesis of Ruptures of the Tendon Aponeurosis of the Shoulder Joint, 20, 563–577.
- Linsell, L., Dawson, J., Zondervan, K., Rose, P., Randall, T., Fitzpatrick, R., & Carr, A. (2006). Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in UK primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology (Oxford, England)*, 45(2), 215–221. <http://doi.org/10.1093/rheumatology/kei139>
- Lippitt, S. B., Harryman, D. T., Matsen, F. A., Lippitt, S. B., Lippitt, S. B., Harryman, D. T., ... Lippitt, S. (1993). A practical tool for evaluating function: the Simple Shoulder Test. Retrieved from <https://www.scienceopen.com/document?vid=2fd52a23-1132-4bf4-86b3-8e3066745a24>
- Lopes, A. D., Timmons, M. K., Grover, M., Ciconelli, R. M., & Michener, L. A. (2015). Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(2), 298–306. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.029>

- Luca, C. J. D. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkins.
- Luca, C. J. D. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Human Kinetics Journals*, 13, 135–163.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276–291.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2002). Translations of the humerus in persons with shoulder impingement symptoms. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(6), 248–259. <http://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.6.248>
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. <http://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. <http://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>
- Luime, J. J., Koes, B. W., Hendriksen, I. J. M., Burdorf, A., Verhagen, A. P., Miedema, H. S., & Verhaar, J. a. N. (2004). Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, 33(2), 73–81.
- Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(10), 574-583-586. <http://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.10.574>
- Luque-Suarez, A., Rondon-Ramos, A., Fernandez-Sanchez, M., Roach, K. E., & Morales-Asencio, J. M. (2016). Spanish version of SPADI (shoulder pain and disability index) in musculoskeletal shoulder pain: a new 10-items version after confirmatory factor analysis. *Health and Quality of Life Outcomes*, 14(1). <http://doi.org/10.1186/s12955-016-0436-4>

- MacDermid, J. C., Chesworth, B. M., Patterson, S., & Roth, J. H. (1999). Intratester and intertester reliability of goniometric measurement of passive lateral shoulder rotation. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 12(3), 187–192.
- Macfarlane, D. J., Chou, K. L., Cheng, Y. H., & Chi, I. (2006). Validity and normative data for thirty-second chair stand test in elderly community-dwelling Hong Kong Chinese. *American Journal of Human Biology: The Official Journal of the Human Biology Council*, 18(3), 418–421. <http://doi.org/10.1002/ajhb.20503>
- Maffulli, N., Longo, U. G., Franceschi, F., Rabitti, C., & Denaro, V. (2008). Movin and Bonar Scores Assess the Same Characteristics of Tendon Histology. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 466(7), 1605–1611. <http://doi.org/10.1007/s11999-008-0261-0>
- Magnan, A., McFadyen, B. J., & St-Vincent, G. (1996). Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. *Gait & Posture*, 4(3), 232–241. [http://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)01048-3](http://doi.org/10.1016/0966-6362(95)01048-3)
- Marrero, R. M., & Rull, I. M. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Elsevier España.
- Mathias, S., Nayak, U. S., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the “get-up and go” test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(6), 387–389.
- Mathie, M. J., Celler, B. G., Lovell, N. H., & Coster, A. C. F. (2004). Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42(5), 679–687.
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), R1-20.
- Matsen FA, & Arntz CT. (1990). Subacromial impingement. In *The Shoulder* (Vol. 2, pp. 623–646). Philadelphia, Pa: WB Saunders Co.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Mu, S., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., ... Banks, S. A. (2011). In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 20(4), 659–665. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2010.09.012>

- Matthewson, G., Beach, C. J., Nelson, A. A., Woodmass, J. M., Ono, Y., Boorman, R. S., ... Thornton, G. M. (2015). Partial Thickness Rotator Cuff Tears: Current Concepts. *Advances in Orthopedics*, 2015, 458786. <http://doi.org/10.1155/2015/458786>
- Mayerson, N. H., & Milano, R. A. (1984). Goniometric measurement reliability in physical medicine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(2), 92–94.
- Mazzà, C., Zok, M., & Della Croce, U. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & Posture*, 21(4), 425–431. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.006>
- McCarthy, E. K., Horvat, M. A., Holtsberg, P. A., & Wisenbaker, J. M. (2004). Repeated chair stands as a measure of lower limb strength in sexagenarian women. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(11), 1207–1212.
- McClure, P., Tate, A. R., Kareha, S., Irwin, D., & Zlupko, E. (2009). A Clinical Method for Identifying Scapular Dyskinesia, Part 1: Reliability. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 160–164.
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075–1090.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., & Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 10(3), 269–277. <http://doi.org/10.1067/mse.2001.112954>
- McFarland, E. G. (2011). *Examination of the Shoulder: The Complete Guide*. New York: Thieme.
- McFarland, E. G., Garzon-Muvdi, J., Jia, X., Desai, P., & Petersen, S. A. (2010). Clinical and diagnostic tests for shoulder disorders: a critical review. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5), 328–332. <http://doi.org/10.1136/bjsm.2009.067314>
- McFarland, E. G., Maffulli, N., Del Buono, A., Murrell, G. A. C., Garzon-Muvdi, J., & Petersen, S. A. (2013). Impingement is not impingement: the case for calling it “Rotator Cuff Disease.” *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 3(3), 196–200.

- McGinty, G., Irrgang, J. J., & Pezzullo, D. (2000). Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *15*(3), 160–166.
- Mcmahon, P. J., Prasad, A., & Francis, K. A. (2014). What Is the Prevalence of Senior-athlete Rotator Cuff Injuries and Are They Associated With Pain and Dysfunction? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *472*(8), 2427–32. <http://doi.org/http://0-dx.doi.org.jabega.uma.es/10.1007/s11999-014-3560-7>
- Medical Apps for Smartphones. (2010). *Telemedicine and E-Health*, *16*(1), 17–22. <http://doi.org/10.1089/tmj.2010.9999>
- Membrilla-Mesa, M. D., Cuesta-Vargas, A. I., Pozuelo-Calvo, R., Tejero-Fernández, V., Martín-Martín, L., & Arroyo-Morales, M. (2015). Shoulder pain and disability index: cross cultural validation and evaluation of psychometric properties of the Spanish version. *Health and Quality of Life Outcomes*, *13*, 200. <http://doi.org/10.1186/s12955-015-0397-z>
- Membrilla-Mesa, M. D., Tejero-Fernández, V., Cuesta-Vargas, A. I., & Arroyo-Morales, M. (2014). Validation and reliability of a Spanish version of Simple Shoulder Test (SST-Sp). *Quality of Life Research*, *24*(2), 411–416. <http://doi.org/10.1007/s11136-014-0760-2>
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *24*(2), 122–134. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.006>
- Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. John Wiley & Sons.
- Merton, P. A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, *123*(3), 553–564.
- Meyer, K. E., Saether, E. E., Soiney, E. K., Shebeck, M. S., Paddock, K. L., & Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of Applied Biomechanics*, *24*(1), 24–34.
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *18*(5), 369–379.



- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., & Izquierdo, M. (2014). Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: a systematic review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 22(5), 926–936. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2331895>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., Rodriguez-Manas, L., Garcia-Garcia, F. J., & Izquierdo, M. (2013). Automatic evaluation of the 30-s chair stand test using inertial/magnetic-based technology in an older prefrail population. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 17(4), 820–827. <http://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2238243>
- Mitchell, K., Gutierrez, S. B., Sutton, S., Morton, S., & Morgenthaler, A. (2014). Reliability and validity of goniometric iPhone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(7), 521–525. <http://doi.org/10.3109/09593985.2014.900593>
- Moor, B. K., Röthlisberger, M., Müller, D. A., Zumstein, M. A., Bouaicha, S., Ehlinger, M., & Gerber, C. (2014). Age, trauma and the critical shoulder angle accurately predict supraspinatus tendon tears. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*, 100(5), 489–494. <http://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.03.022>
- Moore, K. L., & Agur, A. M. R. (2003). *Fundamentos de anatomía: con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana.
- Movin, T., Gad, A., Reinholt, F. P., & Rolf, C. (1997). Tendon pathology in long-standing achillodynia. Biopsy findings in 40 patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 68(2), 170–175.
- Muir, S. W., Corea, C. L., & Beaupre, L. (2010). Evaluating change in clinical status: reliability and measures of agreement for assessment of glenohumeral range of motion. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 5(3), 98–110.
- Muscio, B. (1921). Is a Fatigue Test Possible? *British Journal of Psychology. General Section*, 12(1), 31–46. <http://doi.org/10.1111/j.2044-8295.1921.tb00036.x>
- Myers, J. B., Oyama, S., Wassinger, C. A., Ricci, R. D., Abt, J. P., Conley, K. M., & Lephart, S. M. (2007). Reliability, precision, accuracy, and validity of posterior shoulder tightness



- assessment in overhead athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(11), 1922–1930. <http://doi.org/10.1177/0363546507304142>
- Najafi, B., Aminian, K., Loew, F., Blanc, Y., & Robert, P. A. (2002). Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 49(8), 843–851. <http://doi.org/10.1109/TBME.2002.800763>
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams, G. R., Jr, & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(9), 1177–1183. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032>
- Naylor, J. M., Ko, V., Adie, S., Gaskin, C., Walker, R., Harris, I. A., & Mittal, R. (2011). Validity and reliability of using photography for measuring knee range of motion: a methodological study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 77. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-77>
- Neer, C. S. (1983). Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 70–77.
- Neer, C. S. (2005). Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder. 1972. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 87(6), 1399. <http://doi.org/10.2106/JBJS.8706.cl>
- Nijs, J., Roussel, N., Vermeulen, K., & Souvereyns, G. (2005). Scapular Positioning in Patients With Shoulder Pain: A Study Examining the Reliability and Clinical Importance of 3 Clinical Tests. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1349–1355. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.021>
- Nix, S., Russell, T., Vicenzino, B., & Smith, M. (2012). Validity and reliability of hallux valgus angle measured on digital photographs. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(7), 642–648. <http://doi.org/10.2519/jospt.2012.3841>
- Nomden, J. G., Slagers, A. J., Bergman, G. J. D., Winters, J. C., Kropmans, T. J. B., & Dijkstra, P. U. (2009). Interobserver reliability of physical examination of shoulder girdle. *Manual Therapy*, 14(2), 152–159. <http://doi.org/10.1016/j.math.2008.01.005>
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2009). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. F.A. Davis.

- Nyan, M. N., Tay, F. E. H., Manimaran, M., & Seah, K. H. W. (2006). Garment-based detection of falls and activities of daily living using 3-axis MEMS accelerometer. *Journal of Physics: Conference Series*, 34(1), 1059. <http://doi.org/10.1088/1742-6596/34/1/175>
- Nyland, J., Frost, K., Quesada, P., Angeli, C., Swank, A., Topp, R., & Malkani, A. L. (2007). Self-reported chair-rise ability relates to stair-climbing readiness of total knee arthroplasty patients: A pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(5), 751. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2006.11.0146>
- O'Brien, S. J., Pagnani, M. J., Fealy, S., McGlynn, S. R., & Wilson, J. B. (1998). The active compression test: a new and effective test for diagnosing labral tears and acromioclavicular joint abnormality. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(5), 610–613.
- Odom, C. J., Taylor, A. B., Hurd, C. E., & Denegar, C. R. (2001). Measurement of scapular asymetry and assessment of shoulder dysfunction using the Lateral Scapular Slide Test: a reliability and validity study. *Physical Therapy*, 81(2), 799–809.
- Oihénart, L., Duc, C., & Aminian, K. (2012). iShould: Functional evaluation of the shoulder using a Smartphone. *Gait & Posture*, 36, S61–S62. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.284>
- Ortigosa, N. M. i, Rey, F., Romero, D., Gual, G., Tutusaus, L. C., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts: Medicina de L'esport*, 45(166), 8-.
- Ostör, A. J. K., Richards, C. A., Prevost, A. T., Speed, C. A., & Hazleman, B. L. (2005). Diagnosis and relation to general health of shoulder disorders presenting to primary care. *Rheumatology (Oxford, England)*, 44(6), 800–805. <http://doi.org/10.1093/rheumatology/keh598>
- Paananen, M., Taimela, S., Auvinen, J., Tammelin, T., Zitting, P., & Karppinen, J. (2011). Impact of self-reported musculoskeletal pain on health-related quality of life among young adults. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 12(1), 9–17. <http://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2010.01029.x>
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento. Editorial Paidotribo.

- Papadonikolakis, A., McKenna, M., Warme, W., Martin, B. I., & Matsen, F. A., 3rd. (2011). Published evidence relevant to the diagnosis of impingement syndrome of the shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 93(19), 1827–1832. <http://doi.org/10.2106/JBJS.J.01748>
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636–640. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.015>
- Parel, I., Cutti, A. G., Kraszewski, A., Verni, G., Hillstrom, H., & Kontaxis, A. (2014). Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulohumeral coordination. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 52(3), 271–282. <http://doi.org/10.1007/s11517-013-1121-y>
- Park, J.-Y., Hwang, J.-T., Kim, K.-M., Makkar, D., Moon, S. G., & Han, K.-J. (2013). How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography—a new diagnostic modality. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 22(1). <http://doi.org/10.1016/j.jse.2012.10.046>
- Parkinson, S., Campbell, A., Dankaerts, W., Burnett, A., & O’Sullivan, P. (2013). Upper and lower lumbar segments move differently during sit-to-stand. *Manual Therapy*, 18(5), 390–394. <http://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.001>
- Pascoal, A. G., & Morais, N. (2015). Kinematic Comparison and Description of the 3-Dimensional Shoulder Kinematics of 2 Shoulder Rotation Tests. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 38(4), 288–294. <http://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.10.017>
- Pavic, R., Margetic, P., Bensic, M., & Brnadac, R. L. (2013). Diagnostic value of US, MR and MR arthrography in shoulder instability. *Injury*, 44, Supplement 3, S26–S32. [http://doi.org/10.1016/S0020-1383\(13\)70194-3](http://doi.org/10.1016/S0020-1383(13)70194-3)
- Pérez, M. L., Merí, A., & Ruano, D. (2004). *Manual y atlas fotográfico de anatomía del aparato locomotor*. Ed. Médica Panamericana.
- Petersson, C. J., & Gentz, C. F. (1983). Ruptures of the supraspinatus tendon. The significance of distally pointing acromioclavicular osteophytes. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (174), 143–148.

- Petrofsky, J. S., Glaser, R. M., Phillips, C. A., Lind, A. R., & Williams, C. (1982). Evaluation of amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*, 25(3), 213–223. <http://doi.org/10.1080/00140138208924942>
- Picavet, H. S. J., & Schouten, J. S. a. G. (2003). Musculoskeletal pain in the Netherlands: prevalences, consequences and risk groups, the DMC(3)-study. *Pain*, 102(1–2), 167–178.
- Piper, H. (1912). *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. Basel, Switzerland: Springer-Verlag.
- Platzer, W. (2008). *Atlas de anatomía: Aparato locomotor / Werner Platzer. Ilustraciones: Gerhard Spitzer con la colab. de ... [Trad. de Ed. Médica Panamericana, efectuada por el doctor Jorge Frydman]. T. 1*. Ed. Médica Panamericana.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142–148.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 58(2), 195–201.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NO. 135, 165–170.
- Post, M., Silver, R., & Singh, M. (1983). Rotator cuff tear. Diagnosis and treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 78–91.
- Prescher, A. (2000). Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *European Journal of Radiology*, 35(2), 88–102.
- Prieto Garofalo. (2010). *Development of motion analysis protocols based on inertial sensors*. University of Bologna, Italia. Retrieved from <https://www.xsens.com/theses/development-motion-analysis-protocols-based-inertial-sensors/>
- Prilutsky, B. I. (2000). Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, 4(1), 1–44.
- Rabin, A., Irrgang, J. J., Fitzgerald, G. K., & Eubanks, A. (2006). The intertester reliability of the Scapular Assistance Test. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(9), 653–660. <http://doi.org/10.2519/jospt.2006.2234>

- Raez, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8, 11–35. <http://doi.org/10.1251/bpo115>
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.11.006>
- Reicherz, A., Brach, M., Cerny, J., Nicolai, S., Becker, C., & Lindemann, U. (2011). Development of the Lie-to-Sit-to-Stand-to-Walk Transfer (LSSWT) test for early mobilization in older patients in geriatric rehabilitation. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 44(4), 262–267. <http://doi.org/10.1007/s00391-011-0169-2>
- Reinold, M. M., Wilk, K. E., Macrina, L. C., Sheheane, C., Dun, S., Fleisig, G. S., ... Andrews, J. R. (2008). Changes in shoulder and elbow passive range of motion after pitching in professional baseball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 523–527. <http://doi.org/10.1177/0363546507308935>
- Riddle, D. L., Rothstein, J. M., & Lamb, R. L. (1987). Goniometric reliability in a clinical setting. Shoulder measurements. *Physical Therapy*, 67(5), 668–673.
- Riley, G. P., Goddard, M. J., & Hazleman, B. L. (2001). Histopathological assessment and pathological significance of matrix degeneration in supraspinatus tendons. *Rheumatology (Oxford, England)*, 40(2), 229–230.
- Riley, P. O., Schenkman, M. L., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77–85.
- Roach, K. E., Budiman-Mak, E., Songsiridej, N., & Lertratanakul, Y. (1991). Development of a shoulder pain and disability index. *Arthritis Care and Research: The Official Journal of the Arthritis Health Professions Association*, 4(4), 143–149.
- Roach, N. T., Venkadesan, M., Rainbow, M. J., & Lieberman, D. E. (2013). Elastic energy storage in the shoulder and the evolution of high-speed throwing in Homo. *Nature*, 498(7455), 483–486. <http://doi.org/10.1038/nature12267>
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2015). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(3), 249–258. <http://doi.org/10.1080/10255842.2013.792810>



- Rodriguez, A. A., Agre, J. C., Knudtson, E. R., Franke, T. M., & Ng, A. V. (1993). Acoustic myography compared to electromyography during isometric fatigue and recovery. *Muscle & Nerve*, 16(2), 188–192. <http://doi.org/10.1002/mus.880160212>
- Roebroek, M. E., Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(4), 235–244. [http://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90004-3](http://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90004-3)
- Roldan-Jimenez, C., Cuesta-Vargas, A., & Bennett, P. (2015). Studying Upper-Limb Kinematics Using Inertial Sensors Embedded in Mobile Phones. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 2(1), e4. <http://doi.org/10.2196/rehab.4101>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Poiraudau, S., Fayad, F., Pasqui, V., & Roby-Brami, A. (2014). A new description of scapulothoracic motion during arm movements in healthy subjects. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.06.006>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., ... Fayad, F. (2012). Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: a comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of Biomechanics*, 45(7), 1305–1311. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.027>
- Rosén NG, N. G. (1922). A simplified method of measuring amplitude of motion in joints. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 4(3), 570–579.
- Roy, J.-S., Braën, C., Leblond, J., Desmeules, F., Dionne, C. E., MacDermid, J. C., ... Frémont, P. (2015). Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(20), 1316–1328. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094148>
- Rozencwaig, R., van Noort, A., Moskal, M. J., Smith, K. L., Sidles, J. A., & Matsen, F. A. (1998). The correlation of comorbidity with function of the shoulder and health status of patients who have glenohumeral degenerative joint disease. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 80(8), 1146–1153.
- Russell, T. (2007). Goniometry via the internet. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 53(2), 136.

- Russell, T. G. (2009). Telerehabilitation: a coming of age. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 55(1), 5–6.
- Russell, T. G., & Jones, A. F. (2011). Implications of regulatory requirements for smartphones, gaming consoles and other devices. *Journal of Physiotherapy*, 57(1), 5–7. [http://doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70001-7](http://doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70001-7)
- Russell, T. G., Jull, G. A., & Wootton, R. (2003). Can the Internet be used as a medium to evaluate knee angle? *Manual Therapy*, 8(4), 242–246.
- Sanchis, M. N., Lluch, E., Nijs, J., Struyf, F., & Kangasperko, M. (2015). The role of central sensitization in shoulder pain: A systematic literature review. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 44(6), 710–716. <http://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2014.11.002>
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638–648–651.
- Schmidt, S., Ferrer, M., González, M., González, N., Valderas, J. M., Alonso, J., ... Vrotsou, K. (2014). Evaluation of shoulder-specific patient-reported outcome measures: a systematic and standardized comparison of available evidence. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(3), 434–444. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.029>
- Schofield, J. S., Parent, E. C., Lewicke, J., Carey, J. P., El-Rich, M., & Adeeb, S. (2013). Characterizing asymmetry across the whole sit to stand movement in healthy participants. *Journal of Biomechanics*, 46(15), 2730–2735. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.046>
- Seitz, A. L., McClure, P. W., Finucane, S., Boardman, N. D., & Michener, L. A. (2011). Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: intrinsic, extrinsic, or both? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(1), 1–12. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.001>
- Seitz, A. L., McClure, P. W., Lynch, S. S., Ketchum, J. M., & Michener, L. A. (2012). Effects of scapular dyskinesis and scapular assistance test on subacromial space during static arm elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 21(5), 631–640. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2011.01.008>



- Seitz, R. J., Hildebold, T., & Simeria, K. (2010). Spontaneous arm movement activity assessed by accelerometry is a marker for early recovery after stroke. *Journal of Neurology*, 258(3), 457–463. <http://doi.org/10.1007/s00415-010-5778-y>
- SEMG Sociedad Española de Médicos Generales y de Familia. (2015). *Ecografía Musculoesquelética. Atlas ilustrado*. Madrid: Médica Panamericana.
- Serrano-Aguilar, P., Kovacs, F. M., Cabrera-Hernández, J. M., Ramos-Goñi, J. M., & García-Pérez, L. (2011). Avoidable costs of physical treatments for chronic back, neck and shoulder pain within the Spanish National Health Service: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 287. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-12-287>
- Shaheen, A. F., Villa, C., Lee, Y.-N., Bull, A. M. J., & Alexander, C. M. (2013). Scapular taping alters kinematics in asymptomatic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(2), 326–333. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.005>
- Sharkey, N. A., & Marder, R. A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(3), 270–275.
- Sharma, P., & Maffulli, N. (2005). Tendon injury and tendinopathy: healing and repair. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 87(1), 187–202. <http://doi.org/10.2106/JBJS.D.01850>
- Shi, J., Chang, Q., & Zheng, Y.-P. (2010). Feasibility of controlling prosthetic hand using sonomyography signal in real time: preliminary study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(2), 87–98.
- Shin, S. H., Ro, D. H., Lee, O.-S., Oh, J. H., & Kim, S. H. (2012). Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Manual Therapy*, 17(4), 298–304. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.010>
- Shinozaki, N., Sano, H., Omi, R., Kishimoto, K. N., Yamamoto, N., Tashiro, M., & Itoi, E. (2014). Differences in muscle activities during shoulder elevation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears: analysis by positron emission tomography. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 23(3), e61-67. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.009>



- Shishani, Y., Flocken, J., & Gobezie, R. (2015). What Is the Accuracy of Shoulder Range of Motion Measurements on Physical Exam? *Open Journal of Orthopedics*, 5(9), 264–276. <http://doi.org/10.4236/ojo.2015.59036>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). Control of Normal Mobility. In *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice* (pp. 299–329). Lippincott Williams & Wilkins.
- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(8), 745–750.
- Silva Fernández, L., Otón Sánchez, T., Fernández Castro, M., & Andréu Sánchez, J. L. (2010). Maniobras exploratorias del hombro doloroso. *Seminarios de la Fundación Española de Reumatología*, 11(3), 115–121. <http://doi.org/10.1016/j.semreu.2010.04.004>
- Smidt, G. L., Arora, J. S., & Johnston, R. C. (1971). Accelerographic analysis of several types of walking. *American Journal of Physical Medicine*, 50(6), 285–300.
- Smith, J., Kotajarvi, B. R., Padgett, D. J., & Eischen, J. J. (2002). Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(3), 367–370.
- Smith, K. L., Harryman, D. T., Antoniou, J., Campbell, B., Sidles, J. A., & Matsen, F. A. (2000). A prospective, multipractice study of shoulder function and health status in patients with documented rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(5), 395–402. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.108962>
- Solway S, , Beaton DE, McConnell S, & Bombardier C. (2002). *The DASH Outcome Measure User's Manual: Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (2<sup>a</sup> ed). Inst. for Work & Health.
- Soslowsky, L. J., Thomopoulos, S., Tun, S., Flanagan, C. L., Keefer, C. C., Mastaw, J., & Carpenter, J. E. (2000). Neer Award 1999: Overuse activity injures the supraspinatus tendon in an animal model: A histologic and biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(2), 79–84. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.101962>
- Sousa, C. de O., Camargo, P. R., Ribeiro, I. L., Reiff, R. B. de M., Michener, L. A., & Salvini, T. F. (2014). Motion of the shoulder complex in individuals with isolated acromioclavicular

- osteoarthritis and associated with rotator cuff dysfunction: part 1 - Three-dimensional shoulder kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(4), 520–530. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.015>
- Sousa, C. de O., Michener, L. A., Ribeiro, I. L., Reiff, R. B. de M., Camargo, P. R., & Salvini, T. F. (2015). Motion of the shoulder complex in individuals with isolated acromioclavicular osteoarthritis and associated with rotator cuff dysfunction: part 2 - muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(1), 77–83. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.05.002>
- Special Olympics Oregon - Training for Life. (n.d.). Retrieved July 8, 2016, from <http://www.soor.org/Sub-Page.aspx?Name=History&PID=80>
- Spinelli, B. A., Wattananon, P., Silfies, S., Talaty, M., & Ebaugh, D. (2015). Using kinematics and a dynamical systems approach to enhance understanding of clinically observed aberrant movement patterns. *Manual Therapy*, 20(1), 221–226. <http://doi.org/10.1016/j.math.2014.07.012>
- Steenbrink, F., Meskers, C. G. M., Nelissen, R. G. H. H., & de Groot, J. H. (2010). The relation between increased deltoid activation and adductor muscle activation due to glenohumeral cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2049–2054. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.012>
- Struyf, F., Lluch, E., Falla, D., Meeus, M., Noten, S., & Nijs, J. (2015). Influence of shoulder pain on muscle function: implications for the assessment and therapy of shoulder disorders. *European Journal of Applied Physiology*, 115(2), 225–234. <http://doi.org/10.1007/s00421-014-3059-7>
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.-P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(3), 352–358. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x>
- Struyf, F., Nijs, J., Meeus, M., Roussel, N. A., Mottram, S., Truijen, S., & Meeusen, R. (2014). Does scapular positioning predict shoulder pain in recreational overhead athletes?

*International Journal of Sports Medicine*, 35(1), 75–82. <http://doi.org/10.1055/s-0033-1343409>

- Struyf, F., Nijs, J., Mollekens, S., Jeurissen, I., Truijen, S., Mottram, S., & Meeusen, R. (2013). Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clinical Rheumatology*, 32(1), 73–85. <http://doi.org/10.1007/s10067-012-2093-2>
- Stulen, F. B., & DeLuca, C. J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 28(7), 515–523. <http://doi.org/10.1109/TBME.1981.324738>
- Su, K. P. E., Johnson, M. P., Gracely, E. J., & Karduna, A. R. (2004). Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: practice effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(7), 1117–1123.
- Szucs, K., Navalgund, A., & Borstad, J. D. (2009). Scapular muscle activation and co-activation following a fatigue task. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 47(5), 487–495. <http://doi.org/10.1007/s11517-009-0485-5>
- Taelman, J., Vanderhaegen, J., Robijns, M., Naulaers, G., Spaepen, A., & Van Huffel, S. (2011). Estimation of muscle fatigue using surface electromyography and near-infrared spectroscopy. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 701, 353–359. [http://doi.org/10.1007/978-1-4419-7756-4\\_48](http://doi.org/10.1007/978-1-4419-7756-4_48)
- Tarata, M. T. (2003). Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *BioMedical Engineering OnLine*, 2, 3. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-2-3>
- Tashjian, R. Z. (2012). Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clinics in Sports Medicine*, 31(4), 589–604. <http://doi.org/10.1016/j.csm.2012.07.001>
- Tate, A. R., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D., & Barbe, M. F. (2009). A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 165–173. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.165>
- Tempelhof, S., Rupp, S., & Seil, R. (1999). Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 8(4), 296–299.

- Terwee, C. B., de Winter, A. F., Scholten, R. J., Jans, M. P., Devillé, W., van Schaardenburg, D., & Bouter, L. M. (2005). Interobserver reproducibility of the visual estimation of range of motion of the shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1356–1361.
- Teunis, T., Lubberts, B., Reilly, B. T., & Ring, D. (2014). A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 23(12), 1913–1921. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.001>
- Theodoros, D., & Russell, T. (2008). Telerehabilitation: current perspectives. *Studies in Health Technology and Informatics*, 131, 191–209.
- Torzilli PA. (1994). Basic biomechanical principles: forces, moments, and equilibrium. In *orthopedic sports medicine* (Vol. 1, p. 122). Philadelphia: WB Saunders.
- Troy BS, Kenney DE, & Sabelman EE. (1999). Sit-to-stand as an evaluation tool for balance. Presented at the GSA 52nd Annual Scientific Meeting, San Francisco, CA.
- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014). Health-related physical fitness measures: reference values and reference equations for use in clinical practice. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(7), 1366–1373. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.016>
- Ueda, Y., Sugaya, H., Takahashi, N., Matsuki, K., Kawai, N., Tokai, M., ... Hoshika, S. (2015). Rotator Cuff Lesions in Patients with Stiff Shoulders: A Prospective Analysis of 379 Shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 97(15), 1233–1237. <http://doi.org/10.2106/JBJS.N.00910>
- Urwin, M., Symmons, D., Allison, T., Brammah, T., Busby, H., Roxby, M., ... Williams, G. (1998). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 57(11), 649–655. <http://doi.org/10.1136/ard.57.11.649>
- Valeriani, M., Restuccia, D., Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Profice, P., Le Pera, D., ... Tonali, P. (1999). Inhibition of the human primary motor area by painful heat stimulation of the skin. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(8), 1475–1480.

- van der Pas, S. C., Verbunt, J. A., Breukelaar, D. E., van Woerden, R., & Seelen, H. A. (2011). Assessment of Arm Activity Using Triaxial Accelerometry in Patients With a Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(9), 1437–1442. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.02.021>
- Van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Lindemann, U., Zijlstra, W., Chiari, L., Van Campen, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. *Gait & Posture*, 38(1), 153–156. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Vay, D. L. (2008). Anatomía y fisiología humana. Editorial Paidotribo.
- Verhaegen, F., Ganseman, Y., Arnout, N., Vandenneucker, H., & Bellemans, J. (2010). Are clinical photographs appropriate to determine the maximal range of motion of the knee? *Acta Orthopaedica Belgica*, 76(6), 794–798.
- Vicente Gutiérrez, B., & Max Ekdahl, G. (2014). Artrosis de Hombro. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(5), 732–737. [http://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70100-2](http://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70100-2)
- Viola, R. W., Boatright, K. C., Smith, K. L., Sidles, J. A., & Matsen, F. A. (2000). Do shoulder patients insured by workers' compensation present with worse self-assessed function and health status? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(5), 368–372. <http://doi.org/10.1067/mse.2000.107391>
- Virta, L., Joranger, P., Brox, J. I., & Eriksson, R. (2012). Costs of shoulder pain and resource use in primary health care: a cost-of-illness study in Sweden. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 17. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-13-17>
- Wang, J. C., Horner, G., Brown, E. D., & Shapiro, M. S. (2000). The relationship between acromial morphology and conservative treatment of patients with impingement syndrome. *Orthopedics*, 23(6), 557–559.
- Warner, J. J., Micheli, L. J., Arslanian, L. E., Kennedy, J., & Kennedy, R. (1992). Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (285), 191–199.
- Weiner, D. S., & Macnab, I. (1970). Superior migration of the humeral head. A radiological aid in the diagnosis of tears of the rotator cuff. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 52(3), 524–527.

- Werner, C. M. L., Weishaupt, D., Blumenthal, S., Curt, A., Favre, P., & Gerber, C. (2006). Effect of experimental suprascapular nerve block on active glenohumeral translations in vivo. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(3), 491–500. <http://doi.org/10.1002/jor.20011>
- Winters, J. C., Sobel, J. S., Groenier, K. H., Arendzen, J. H., & Meyboom-de Jong, B. (1999). The long-term course of shoulder complaints: a prospective study in general practice. *Rheumatology (Oxford, England)*, 38(2), 160–163.
- Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <http://doi.org/10.1080/03093640600983949>
- Wright, A. A., Cook, C. E., Baxter, G. D., Dockerty, J. D., & Abbott, J. H. (2011). A comparison of 3 methodological approaches to defining major clinically important improvement of 4 performance measures in patients with hip osteoarthritis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(5), 319–327. <http://doi.org/10.2519/jospt.2011.3515>
- Wright, A. A., Wassinger, C. A., Frank, M., Michener, L. A., & Hegedus, E. J. (2013). Diagnostic accuracy of scapular physical examination tests for shoulder disorders: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 886–892. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091573>
- Wu, G et al (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Xu, X., Dickerson, C. R., Lin, J.-H., & McGorry, R. W. (2015). Evaluation of regression-based 3-D shoulder rhythms. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.07.005>
- Yamaguchi, K., Sher, J. S., Andersen, W. K., Garretson, R., Uribe, J. W., Hechtman, K., & Neviasser, R. J. (2000). Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(1), 6–11.

- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H., & Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 19(1), 116–120. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>
- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 756–763. <http://doi.org/10.1016/j.jse.2009.02.021>
- Zaslav, K. R. (2001). Internal rotation resistance strength test: a new diagnostic test to differentiate intra-articular pathology from outlet (Neer) impingement syndrome in the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons*, 10(1), 23–27. <http://doi.org/10.1067/mse.2001.111960>
- Zhou, H., & Hu, H. (2005). Kinematic model aided inertial motion tracking of human upper limb. In *2005 IEEE International Conference on Information Acquisition* (p. 6 pp.-pp.). <http://doi.org/10.1109/ICIA.2005.1635072>
- Zhou, H., Stone, T., Hu, H., & Harris, N. (2008). Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. *Medical Engineering & Physics*, 30(1), 123–133. <http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.11.010>
- Zwarts, M. J., Bleijenberg, G., & van Engelen, B. G. M. (2008). Clinical neurophysiology of fatigue. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 119(1), 2–10. <http://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.09.126>