

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Ciencias de la Salud



TESIS DOCTORAL EUROPEA

**EVALUACIÓN FUNCIONAL AVANZADA Y EFECTIVIDAD DE UNA
INTERVENCIÓN EDUCATIVA DOMICILIARIA EN PERSONAS CON ICTUS
DESDE TERAPIA OCUPACIONAL**

Jose Antonio Merchán Baeza



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: José Antonio Merchán Baeza

 <http://orcid.org/0000-0002-6893-952X>

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

**EVALUACIÓN FUNCIONAL AVANZADA Y EFECTIVIDAD DE UNA
INTERVENCIÓN EDUCATIVA DOMICILIARIA EN PERSONAS CON ICTUS
DESDE TERAPIA OCUPACIONAL**



Universidad de Málaga

Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Departamento de Fisioterapia

Tesis Doctoral Europea presentada por

Jose Antonio Merchán Baeza

Tesis Doctoral Europea dirigida por

Dr. D. Antonio Cuesta Vargas

Dr. D. Manuel González Sánchez

Málaga, abril de 2017



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

CERTIFICA que el trabajo presentado como Tesis Doctoral por D. Jose Antonio Merchán Baeza, titulado **EVALUACIÓN FUNCIONAL AVANZADA Y EFECTIVIDAD DE UNA INTERVENCIÓN EDUCATIVA DOMICILIARIA EN PERSONAS CON ICTUS DESDE TERAPIA OCUPACIONAL**, 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



D. Manuel González Sánchez, Doctor en Fisioterapia por la Universidad de Málaga y Profesor Ayudante Doctor del Departamento de Ciencias de la Salud, perteneciente a la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga.

CERTIFICA que el trabajo presentado como Tesis Doctoral por D. Jose Antonio Merchán Baeza, titulado **EVALUACIÓN FUNCIONAL AVANZADA Y EFECTIVIDAD DE UNA INTERVENCIÓN EDUCATIVA DOMICILIARIA EN PERSONAS CON ICTUS DESDE TERAPIA OCUPACIONAL**, 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.: Manuel González Sánchez

Agradecimientos

A mis directores de tesis, Dr. D. Antonio Cuesta Vargas y Dr. D. Manuel González Sánchez. Porque antes de reencontrarnos en esta preciosa andadura, fueron ellos quienes, a punto de finalizar la diplomatura, sembraron en mí el interés por este apasionante mundo, la investigación. La elección de seguir este camino tras la carrera fue acertada, elegirlos a ellos para que me guiasen durante esta etapa lo fue aún más; que ellos aceptasen, un regalo. No existen palabras que me permitan agradecerles todo lo que me han aportado y enseñado durante estos años de doctorado que culminan en esta tesis, nuestra tesis. Porque cada trabajo y esfuerzo que hay depositados en ella proviene de ellos. Por todo el conocimiento que han sabido transmitirme, su ayuda y apoyo constante, sus consejos, su optimismo, su exigencia, y sobre todo, su paciencia. Gracias por guiarme en esta andadura, por darme siempre la solución y el consejo apropiados, por confiar en mí, por estar siempre disponibles y por hacerme ver siempre el lado positivo de las cosas, incluso en los momentos más complicados. Han sido y son para mí mucho más que mis directores de tesis; me han hecho crecer también como persona. Por ello sólo espero que esto haya sido el comienzo de muchos años de trabajo, vivencias y experiencias juntos.

A mis padres, Antonio y Carmen. Porque hablar de esta tesis, o siquiera de mí, sin mencionarlos a ellos no tendría ningún sentido. Gracias por la educación y valores que me han inculcado y siguen inculcándome, ya que hacen de mí la persona que soy hoy día; y por permitirme recibir la formación que he querido y necesitado en cada etapa. Gracias por el aliento e interés diario en mi trabajo y avances. Su ánimo y ayuda durante estos últimos meses han sido fundamentales para la consecución de esta tesis. A mi hermano, Roberto. Por su respaldo y seguimiento durante todo este tiempo a pesar de la distancia. Gracias familia, por creer y confiar en mí.

A mi pareja, Tere. Por todo el apoyo, ánimo y cariño que me ha transmitido a diario desde el comienzo de esta andadura. Gracias por su paciencia y comprensión en todos los momentos en los que la tesis me ha absorbido, restándole la atención que necesitaba de mí. Su sonrisa, alegría y dulzura han sido los mejores aliados que he podido tener. Gracias por darme la fuerza que en algunas ocasiones me faltaba; este logro es en gran parte suyo.

Al Dr. D. David Pérez Cruzado. Compañero y amigo con el que he tenido el gusto de compartir muy buenos momentos de formación, congresos, investigación y desayunos con largas charlas. Gracias por su disponibilidad y ayuda en estos años.

A la Prof. Dr. Kate Radford y la Dr. Julie Pillips. Por involucrarme y tratarme como un miembro más del equipo durante mi estancia predoctoral, valorando mi trabajo, mis opiniones y mis aportaciones al estudio.

A mis abuelos. Por ser ejemplo de trabajo duro, fortaleza y constancia a pesar de las adversidades y barreras que la vida nos presenta. Tenerlos cerca me hace valorar mucho más lo que me rodea. Gracias por su apoyo continuo en 'mis estudios'.

A mi otra familia, Luis, Paqui y Juanmi. Por creer en mí, mi trabajo y esfuerzo. Por sus muestras de afecto y su constante atención a los avances de esta tesis.

A todos mis compañeros del equipo de investigación. Cada consejo, comentario o charla con ellos han sumado en este proceso.

A todos y cada uno de mis amigos. Gracias por su ánimo e interés durante la elaboración de esta tesis.

A todos los participantes de los estudios realizados, por su predisposición y colaboración. Sin ellos esta tesis no hubiera sido posible.

Índice general

<i>1 Marco teórico.....</i>	<i>17</i>
1.1 Ictus	19
1.1.1 Definición de ictus	19
1.1.2 Tipos de ictus	19
1.1.3 Incidencia y prevalencia del ictus en España	21
1.2 Déficit causados por el ictus	23
1.2.1 Déficit cognitivos o neurológicos	23
1.2.2 Déficit en la comunicación	24
1.2.3 Déficit motores.....	25
1.3 Equilibrio e ictus	28
1.3.1 Valoración del equilibrio	30
1.3.2 Parametrización del equilibrio	34
1.4 Actividades de la vida diaria.....	38
1.4.1 Actividades de la vida diaria en el ictus.....	39
1.4.2 Valoración de las actividades de la vida diaria	40
1.5 Proceso asistencial de la persona que sufre un ictus en España.....	42
1.6 Rehabilitación en personas que han sufrido un ictus	46
1.6.1 Equipo multidisciplinar.....	51
1.6.2 Terapia Ocupacional	53
1.6.3 Nuevas tecnologías en el tratamiento	56

1.7 Alta hospitalaria al domicilio	57
1.7.1 Intervención domiciliaria de terapia ocupacional tras el ictus	57
2 <i>Objetivos</i>	61
2.1 Objetivo general	63
2.2 Objetivos específicos	63
3 <i>Marco empírico</i>	65
3.1 Investigación pre-clínica.....	67
3.1.1 Cambios relacionados con la edad en la cinemática durante la ejecución del Functional Reach Test: estudio transversal.....	69
3.1.2 Fiabilidad en la parametrización del Functional Reach test en personas mayores con ictus: estudio piloto.....	99
3.1.3 Comparación de las variables cinemáticas obtenidas mediante sensores inerciales en supervivientes de ictus y mayores sanos en el Functional Reach Test: estudio transversal analítico.....	123
3.1.4 mFunctional Reach Test en personas que sufren ictus: estudio piloto.....	153
3.1.5 Parametrización mediante smartphone de la funcionalidad de tronco y miembros inferiores en personas que han sufrido un ictus.....	177
3.2 Investigación clínica	213
3.2.1 Efecto clínico de una intervención educativa en el domicilio y adherencia a la misma con recordatorios en el smartphone para personas que han sufrido un ictus: protocolo de un ensayo clínico controlado aleatorizado.	215
3.2.2 Desarrollo de un instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus.....	243
3.2.3 Efectividad de una intervención educativa domiciliaria en personas mayores en fase aguda de ictus desde terapia ocupacional.....	261

<i>4</i>	<i>Discusión general</i>	287
4.1	Investigación preclínica.....	289
4.1.1	Fiabilidad.....	289
4.1.2	Variables cinemáticas.....	291
4.2	Investigación clínica.....	298
4.2.1	Instrumento ATDI.....	298
4.2.2	Intervención educativa domiciliaria.....	299
<i>5</i>	<i>Conclusiones</i>	303
5.1	Conclusión general.....	305
5.2	Conclusiones específicas.....	305
<i>6</i>	<i>Competencias y prospectiva</i>	307
6.1	Competencias adquiridas.....	309
6.1.1	Competencias investigadoras.....	309
6.1.2	Competencias personales y profesionales.....	312
6.2	Prospectiva.....	314
<i>7</i>	<i>Bibliografía</i>	317

Lista de acrónimos

ABVD: Actividades Básicas de la Vida Diaria

AICV: Antonio Ignacio Cuesta Vargas

AIT: Accidente Isquémico Transitorio

AIVD: Actividades Instrumentales de la Vida Diaria

App: Aplicación

ATDI: Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus

AVD: Actividades de la Vida Diaria

BI: Barthel Index

BPC: Buena Práctica Clínica

CCS: Causative Classification of Stroke

ECCA: Ensayo Clínico Controlado Aleatorizado

ECVI-38: Escala de Calidad de Vida en Ictus-38

FRT: Functional Reach Test

GApp: Grupo con App en el Smartphone

GEECV: Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares

GNAApp: Grupo sin App

HSA: Hemorragia Cerebral Subaracnoidea

HTA: Hipertensión Arterial

IAT: Instrumento Asesoramiento Terapéutico

IC: Infarto Cerebral

ICF: Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud

ICH: Conferencia Internacional de Armonización INE: Instituto Nacional de Estadística

JAMB: José Antonio Merchán Baeza

JS: Jóvenes Sanos

MGS: Manuel González Sánchez

MS: Mayores Sanos

NA: No Aplicable
NEADL: Nottingham Extended ADL
OMS: Organización Mundial de la Salud
PASI: Plan de Atención Sanitaria al Ictus
PLACA: Plan Andaluz de Ataque Cerebral Agudo
RV: Realidad Virtual
SAS: Servicio Andaluz de Salud
SI: Supervivientes de Ictus
SIS-16: Stroke Impact Scale-16
SLBT: Single-leg Balance Test
SNC: Sistema Nervioso Central
SNS: Sistema Nacional de Salud
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences
SST: Sit to Stand Test
TOAST: Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment
TO: Terapia Ocupacional
TUG: Timed Up and Go
UI: Unidades de Ictus
UMA: Universidad de Málaga

1 MARCO TEÓRICO

1.1 Ictus

1.1.1 Definición de ictus

La Organización Mundial de la Salud (OMS), en 1970, definió el ictus como “*el rápido desarrollo de síntomas y/o signos clínicos de alteración focal de la función cerebral, que dura más de 24 horas o lleva a la muerte sin causa aparente que no sea la de origen vascular*” (Díaz-Guzmán et al., 2012; Mehndiratta, Chapman Smith, & Worrall, 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005). Las alteraciones vasculares comportan una interrupción del flujo sanguíneo cerebral, reduciendo el aporte de oxígeno y nutrientes, que provoca el daño del parénquima cerebral (López Fernández et al., 2014; Ruiz-Ares, Martínez-Sánchez, & Fuentes, 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005). Existe un consenso arbitrario que establece las 24 horas como el límite entre accidente isquémico transitorio (AIT) e ictus (Sorribes Capdevila et al., 2005).

1.1.2 Tipos de ictus

El paso más importante en la clasificación del ictus es diferenciar el ictus isquémico del hemorrágico. El ictus se puede producir por isquemia cerebral y hemorragia cerebral según se produzca la obstrucción del flujo sanguíneo o la ruptura del vaso, respectivamente (Ruiz-Ares et al., 2015). El ictus isquémico es más frecuente y mórbido, ocurriendo en el 80% de los casos, mientras que el ictus hemorrágico es más inusual (20%), provocando, sin embargo, una mayor mortalidad (Lopes, Sanchis, Medeiros, & Dantas, 2016; Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005).

1.1.2.1 Isquémico

La isquemia cerebral focal ocurre como consecuencia de la obstrucción de un vaso, afectando una zona del encéfalo (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015). De que se produzca una lesión por necrosis tisular o no, en ese territorio, dependerá que se

denomine infarto cerebral (IC) o ataque isquémico transitorio (AIT) (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005). La isquemia cerebral focal se clasifica en base a la etiología en cinco grandes subtipos identificados por CCS (Causative Classification of Stroke) y TOAST (Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment) (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005):

- IC aterotrombótico o enfermedad arterial de gran vaso.
- IC de tipo lacunar o enfermedad arterial de pequeño vaso.
- IC cardioembólico.
- IC de causa inusual.
- IC de etiología indeterminada.

1.1.2.2 Hemorrágico

La hemorragia cerebral se debe a una extravasación de sangre dentro de la cavidad craneal, secundaria a la rotura de un vaso sanguíneo arterial o venoso por diversos mecanismos (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015). Se clasifica según su localización en (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015):

- Intracerebral.
- Subaracnoidea.

La hemorragia intracerebral puede ser intraventricular o parenquimatosa, que a su vez puede ser troncoencefálica, cerebelosa o hemisférica, y esta última, lobular, profunda o masiva. La principal causa de la hemorragia intracerebral es la hipertensión arterial (HTA) (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015). La hemorragia cerebral subaracnoidea (HSA) se debe en el 85% de los casos a la ruptura de aneurismas, seguida de la HSA perimesencefálica no aneurismática (10%) y finalmente una miscelánea de otras etiologías raras como vasculopatías, tumores, etc. (Mehndiratta et al., 2015; Ruiz-Ares et al., 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005).

1.1.3 Incidencia y prevalencia del ictus en España

El ictus constituye un importante problema de salud pública; según la Organización Mundial de la Salud (OMS) representa la tercera causa de muerte en los países desarrollados después de las cardiopatías isquémicas y el cáncer (Chamorro, Alonso, Arrizabalaga, Carné, & Camps, 2001; Domínguez Ferraz & Grau Pellicer, 2011; López-Espuela et al., 2011; Sorribes Capdevila et al., 2005). En España, el ictus representa la segunda causa de mortalidad específica tras la cardiopatía isquémica y es la primera causa de muerte por entidades específicas en la mujer, con una tasa de mortalidad anual de 27 por 100.000 habitantes (Domínguez Ferraz & Grau Pellicer, 2011; Mar et al., 2013; Martí-Fàbregas, 2013; Muñoz-Rivas et al., 2016; Murie-Fernández, Irimia, Martínez-Vila, John Meyer, & Teasell, 2010; Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005; Ruiz-Ares et al., 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005; Vila-Córcoles et al., 2015). La incidencia del ictus en España es de 186,9/100.000 habitantes-año (IC: 180,2-193,7), de forma que se produce un nuevo caso de ictus cada seis minutos, siendo más elevada que la del resto de países del sur de Europa, 100/100.000 habitantes-año, pero inferior a la media europea de 190,3/100.000 habitantes-año (IC: 183,3-197,3) (Chamorro et al., 2001; Domínguez Ferraz & Grau Pellicer, 2011; Martí-Fàbregas, 2013; Murie-Fernández et al., 2010; Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005; Ruiz-Ares et al., 2015). Las tasas de prevalencia ajustadas por género son del 7,3% para los varones, del 5,6% para las mujeres y del 6,4% al considerar ambos sexos (López-Espuela et al., 2011; Murie-Fernández et al., 2010). En España, en niños entre los 0 y los 16 años se producen cada año entre 0.02 y 0.12 casos de ictus por cada 1000 habitantes, en adultos jóvenes entre los 16 y los 50 años se producen 0.12 casos al año por cada 1000 habitantes, en mayores de 50 años la incidencia es de 4 a 12 por cada 1000 habitantes al año, en mayores de 65 años entre 46,1 y 73,3 por 1000 habitantes al año, y en mayores de 85 años la incidencia aumenta considerablemente sin existir una cifra clara (Mar et al., 2013; Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009; Muñoz-Rivas et al., 2016, p.; Murie-Fernández et al., 2010; Ruiz-Ares et al., 2015).

El 29% de los pacientes que sufren un ictus fallecen en el primer año, más del 30% no tienen capacidad de vivir de forma independiente y hasta el 16% deben permanecer institucionalizados en centros médicos de larga estancia, por lo que el ictus sigue siendo la principal causa de discapacidad a largo plazo (Alvarez-Sabín et al., 2016; Ávila et al., 2014; Ruiz-Ares et al., 2015).

En la Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud (INE, 1999), se observó que en el 13% de las personas con dependencia, ésta está causada por el ictus, y de aquéllas, 1/3 presentaba un grado de dependencia moderada; el 50%, dependencia grave, y el 16%, dependencia absoluta (López Fernández et al., 2014; Martí-Fàbregas, 2013; Murie-Fernández et al., 2010; Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005; Sánchez & Román, 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005). En España hay 1.000.000 de personas con diversos grados de discapacidad como consecuencia de haber padecido un ictus (Sorribes Capdevila et al., 2005). Además, el ictus es la segunda causa de demencia y la primera causa de epilepsia en el adulto (Mar et al., 2013; Murie-Fernández et al., 2010).

El ictus es uno de los motivos más frecuentes de asistencia neurológica urgente suponiendo un enorme coste tanto social como económico (Chamorro et al., 2001; López Fernández et al., 2014; Mar et al., 2013; Martí-Fàbregas, 2013; Ruiz-Ares et al., 2015). Se estima que el ictus consume el 3-4% del gasto sanitario en los países desarrollados y que más del 70% de los costes sanitarios directos durante el primer año se producen durante la hospitalización (Martí-Fàbregas, 2013, p. 1; Murie-Fernández et al., 2010). En España, el gasto total por ictus representa aproximadamente un 16% de los costes totales sanitarios, siendo aproximadamente 6.500.000 euros anuales (Sorribes Capdevila et al., 2005).

1.2 Déficit causados por el ictus

La mayoría de las personas sobreviven al ictus isquémico, pero suelen padecer una serie de secuelas que repercuten en su capacidad funcional y en su calidad de vida (Langhorne, Bernhardt, & Kwakkel, 2011; Lopes et al., 2016). Tradicionalmente se ha considerado el ictus como una enfermedad con repercusión eminentemente motora y, de esta manera, los sistemas de atención hospitalaria, de rehabilitación y de seguimiento se han focalizado casi exclusivamente en este área (Espárrago Llorca, Castilla-Guerra, Fernández Moreno, Ruiz Doblado, & Jiménez Hernández, 2015; Suenkeler et al., 2002). Sin embargo, durante los últimos años se ha ido incrementando la evidencia de la necesidad de evaluar y tratar otros aspectos como la cognición, el comportamiento o la afectividad, entre otros, puesto que tienen un papel primordial en la repercusión que el ictus provoca en estos enfermos (de Rooij, van de Port, & Meijer, 2016; Espárrago Llorca et al., 2015; Suenkeler et al., 2002).

Dos semanas después de un ictus, más de un 60% de los pacientes necesita ayuda para la realización de las actividades de la vida diaria, 70%-80% presenta hemiparesia, 70%-80% problemas de deambulación, 60%-70% algún tipo de déficit visual, 55% disartria, 40% depresión, 20%-30% afasia, 15%-35% disfagia y 10%-20% alteraciones en la memoria reciente (Camos-Barbosa et al., 2012; Espárrago Llorca et al., 2015; French et al., 2010; Hilari, 2011; Morone, Paolucci, & Iosa, 2015; Sorribes Capdevila et al., 2005).

1.2.1 Déficit cognitivos o neurológicos

Dentro de la esfera afectivo-cognitiva, la depresión es la complicación neuropsiquiátrica más frecuente y más infradiagnosticada tras un ictus, con una incidencia que oscila entre el 20% hasta el 65% (Espárrago Llorca et al., 2015; López-Espuela et al., 2011; Ojagbemi, Akinyemi, & Baiyewu, 2014; Rickards, 2005; Wang et al., 2016). La depresión post ictus (DPI) es la principal causa de mal pronóstico en la recuperación funcional tras un ictus, asociándose su aparición a una peor recuperación funcional y

cognitiva, una peor calidad de vida, un mayor deterioro en las actividades de la vida diaria y en la vida social e interpersonal y una mayor mortalidad (Camoës-Barbosa et al., 2012; Espárrago Llorca et al., 2015; López-Espuela et al., 2011).

Algunos estudios afirman que parece haber un mecanismo dinámico de la DPI, puesto que en la fase aguda del ictus la depresión puede determinarse biológicamente por la disminución de los neurotransmisores, mientras que en la fase crónica podría ser que tuviera un carácter reactivo con influencia de factores psicosociales (Camoës-Barbosa et al., 2012; López-Espuela et al., 2011; Ojagbemi et al., 2014).

No obstante, además de la DPI, las personas que sufren un ictus pueden padecer otros problemas cognitivos como disfunción de la memoria y la orientación, ansiedad, dispraxia, irritabilidad, agitación, incontinencia emocional, déficit de atención, enlentecimiento del procesado de información, alteraciones del sueño, alteraciones del comportamiento, apatía, fatiga y síntomas psicóticos (Espárrago Llorca et al., 2015; J. Park, Lee, Lee, & Jung, 2016; Risser, Iwarsson, & Ståhl, 2012).

1.2.2 Déficits en la comunicación

La principal afectación del lenguaje que se produce tras el ictus es la afasia (Arya & Pandian, 2014; Darrigrand et al., 2011; Otal, Olma, Flöel, & Wellwood, 2015; Romero et al., 2012). El porcentaje de pacientes que después de sufrir un ictus presenta un cuadro afásico se sitúa entre el 21% y el 38% (Otal et al., 2015; Romero et al., 2012). La recuperación espontánea de la afasia tras el ictus tiene lugar principalmente en los primeros 2-3 meses, aunque con un ritmo de progreso más lento y un periodo más largo en comparación con la recuperación motora (Otal et al., 2015).

La presencia de afasia se ha relacionado con un peor pronóstico tanto de supervivencia como de morbilidad y es una fuente de frustración, sufrimiento psicológico, depresión, aislamiento y una pobre calidad de vida (Darrigrand et al., 2011; Hilari, 2011; Jerome et al., 2009; Nätterlund, 2010; Romero et al., 2012). En su conjunto, el 25% de los

pacientes con afasia tienen una buena recuperación sin consecuencias funcionales notables, el 50% sufren de discapacidad moderada con insuficiencia de comunicación en la vida diaria y el 25% se quedan con afasia grave (Darrigrand et al., 2011; Lazar et al., 2010; Otal et al., 2015).

1.2.3 Déficit motores

1.2.3.1 Déficit en miembros superiores

La hemiparesia del miembro superior es uno de los efectos más debilitantes del ictus, es la alteración primaria subyacente a la discapacidad funcional y su recuperación suele ser más lenta que la del miembro inferior (Broeks, Lankhorst, Rumping, & Prevo, 1999; Page, Levine, Sisto, & Johnston, 2001; Thielbar et al., 2016).

El control de la mano se ve gravemente afectado tras el ictus y la extensión de los dedos es el movimiento más perjudicado (Lee, Triandafilou, Lock, & Kamper, 2013; Thielbar et al., 2016). Además, la dificultad que sufren los pacientes para abrir la mano no sólo interfiere en el posicionamiento de los dedos para la iniciación del agarre sino que también afecta para soltar los objetos (Roh, Rymer, Perreault, Yoo, & Beer, 2013; Triandafilou, Fischer, Towles, Kamper, & Rymer, 2011). En la recuperación de la funcionalidad del miembro superior juegan un papel fundamental (Lee et al., 2013; Roh et al., 2013; Thielbar et al., 2016; Triandafilou et al., 2011):

- La espasticidad e hipertonia.
- La coactivación excesiva involuntaria.
- Los patrones de activación muscular incompleta.
- La debilidad muscular y la reducción en la exploración del espacio.

Durante la fase subaguda, los pacientes con ictus pueden aprender o reaprender las habilidades y competencias necesarias para llevar a cabo las actividades de la vida diaria (AVD) (Page et al., 2001).

1.2.3.2 Déficits en miembros inferiores

Aproximadamente el 80% de las personas con ictus sufren disfunción motora que conlleva pérdida y limitación de la fuerza y coordinación muscular (de Rooij et al., 2016). La disfunción motora en miembros inferiores afecta gravemente el equilibrio y la marcha (de Rooij et al., 2016; Kang, Lee, & Cynn, 2016; Saunders, Greig, Young, & Mead, 2008).

1.2.3.3 Déficits en la marcha

Las personas que sufren un ictus suelen mostrar un patrón alterado de la marcha y deterioro de la movilidad funcional, incluso a la conclusión del proceso de rehabilitación (Daly, Sng, Roenigk, Fredrickson, & Dohring, 2007; Meijer et al., 2011). El déficit de la marcha hemiparético está asociado con la biomecánica de la marcha anormal, la espasticidad y la reducción de la capacidad oxidativa de la musculatura del miembro afectado (Ryan, Dobrovlny, Silver, Smith, & Macko, 2000). Estos déficits incluyen (Daly et al., 2007; Zimbelman et al., 2012):

- Inadecuado control de pelvis, rodilla y tobillo durante la carga, posición media y posición terminal.
- Inadecuada flexión de cadera, rodilla y tobillo hasta mediados de la oscilación.
- Inadecuada extensión de rodilla, flexión de la cadera y flexión dorsal del tobillo en la oscilación terminal.
- Sincronización anormal en los movimientos de articulación entre cadera, rodilla, tobillo.

Estas limitaciones disminuyen la cadencia y longitud del paso, lo que se traduce en una velocidad de marcha anormalmente lenta; la cual es utilizada como punto de referencia para la rehabilitación y la investigación de resultados (Ada, Dean, Hall, Bampton, & Crompton, 2003; Daly et al., 2007; Goldie, Matyas, & Evans, 2001). La asimetría de la marcha también es bastante frecuente en estos pacientes y se reconoce como una clave

para la comprensión de los déficits después del ictus en la marcha y para mejorar el proceso de rehabilitación con el fin de maximizar la movilidad tras el ictus (Meijer et al., 2011).

1.2.3.4 Déficits en el equilibrio

El control del equilibrio se define como la habilidad de mantener la posición del cuerpo dentro de los límites de la estabilidad o la base de apoyo (Saso, Moe-Nilssen, Gunnes, & Askim, 2016). Las personas que sufren un ictus padecen comúnmente problemas de control postural y equilibrio, siendo una causa muy frecuente de incapacidad que provoca dependencia, incremento del riesgo de caídas y aumento de la carga de los cuidadores y de la sociedad (Cabanas-Valdés et al., 2015; Guo et al., 2013; Hafsteinsdóttir, Rensink, & Schuurmans, 2014; Lau & Mak, 2011; Middleton, Braun, Lewek, & Fritz, 2016; Pak et al., 2015; Pérez-Cruzado, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014; Rao et al., 2013).

El aumento del riesgo de caídas es una de las complicaciones más frecuentes durante el proceso de recuperación post-ictus (Batchelor, Mackintosh, Said, & Hill, 2012; Schinkel-Ivy, Singer, Inness, & Mansfield, 2016). Las caídas suceden cuando un individuo falla al intentar recuperar la posición dando un paso para mantener el centro de gravedad dentro de la base de apoyo tras una pérdida del equilibrio, lo cual podría suceder debido a perturbaciones posturales internas y/o externas (Mackintosh, Hill, Dodd, Goldie, & Culham, 2006; Maki & McIlroy, 2005; Nyberg & Gustafson, 1995; Quant, Maki, & McIlroy, 2005; Schinkel-Ivy et al., 2016).

1.3 Equilibrio e ictus

El equilibrio humano es inherentemente inestable a no ser que un sistema de control esté actuando continuamente (Martinez-Mendez, Sekine, & Tamura, 2011). El sistema de equilibrio necesita la coordinación de los tres subsistemas: sensoriales (órganos vestibulares, visión, receptores cutáneos y sensores propioceptivos), esqueléticos (músculos, huesos, tendones y ligamentos) y sistema nervioso central (cerebro y médula espinal) (Martinez-Mendez et al., 2011). El sistema nervioso central (SNC) contrarresta las perturbaciones de equilibrio por medio de ajustes posturales compensatorios y anticipatorios (Cabanas-Valdés et al., 2015; Martinez-Mendez et al., 2011).

Hasta el 88% de las personas afectadas por el ictus experimenta una serie de factores causados por la hemiparesia que provocan trastornos del control postural, la movilidad, el equilibrio y la marcha, que persisten incluso en la fase crónica (Cabanas-Valdés et al., 2015; Morone et al., 2016; K.-T. Park & Kim, 2016; Rao et al., 2013; Saso et al., 2016; Schow, Teasdale, Quas, & Rasmussen, 2016; Shapira-Vadler, Treger, & Katz-Leurer, 2015; Watanabe et al., 2015):

- Debilidad muscular.
- Movilización muscular anormal.
- Centro de gravedad del cuerpo desplazado hacia el lado sano.
- Aumento de la oscilación postural durante la bipedestación.
- Carga reducida en la extremidad inferior afectada.
- Restricciones biomecánicas y de los límites de la estabilidad y verticalidad.
- Reacciones retardadas de equilibrio.
- Deterioro de los ajustes posturales compensatorios y anticipatorios a las perturbaciones externas e internas que sufre el cuerpo.

El control postural requiere de una adecuada habilidad sensoriomotora del tronco con el fin de proporcionar una base estable para las funciones de equilibrio en estos pacientes (Karthikbabu et al., 2011; Rao et al., 2013). La capacidad de los músculos del

tronco permiten que el cuerpo se mantenga en posición vertical, ajustar los cambios de peso y realizar movimientos selectivos del tronco, que mantiene la base de apoyo durante los ajustes posturales estáticos y dinámicos (Karthikbabu et al., 2011; Rao et al., 2013).

Los pacientes con ictus suelen tener una postura asimétrica en bipedestación y sufren desequilibrio hacia ambos lados (Cabanas-Valdés et al., 2015; Duncan et al., 2005; Kim, Lee, & You, 2015; Morone et al., 2016). El centro de presión del pie tiene una notable tendencia lateral durante el control del equilibrio en condiciones estáticas y la estrategia compensatoria de tobillo utilizada para mantener el equilibrio provoca que la fuerza de reacción del suelo actúe en gran medida en el pie no paralizado; esto provoca, junto a la debilidad muscular, una postura asimétrica en bipedestación (Cabanas-Valdés et al., 2015; Choi & Kang, 2015; Kim et al., 2015; Rao et al., 2013). A su vez, el centro de masa en estos pacientes se desplaza hacia la extremidad inferior afectada, lo que empeora la capacidad de equilibrio y tiene un impacto negativo en el control del equilibrio en bipedestación (Choi & Kang, 2015; Kim et al., 2015; K.-T. Park & Kim, 2016; Rao et al., 2013).

Las perturbaciones posturales internas y/o externas sufridas por las personas en su día a día son solventadas gracias a los ajustes posturales anticipatorios o compensatorios y a las reacciones de equilibrio. Cuando existe un deterioro en estos mecanismos o las reacciones llegan tarde, como es el caso de las personas que sufren ictus, las caídas suelen ser el resultado a las perturbaciones internas y/o externas (Mackintosh et al., 2006; Quant et al., 2005; Schinkel-Ivy et al., 2016).

La debilidad motora residual, las sinergias de movimientos anormales y la espasticidad a menudo predisponen al usuario a un estilo de vida sedentario, lo que limita aún más las actividades de la vida diaria de la persona (Cabanas-Valdés et al., 2015; Hafsteinsdóttir et al., 2014; Kim et al., 2015; Mohan et al., 2013). Estos déficits neurológicos primarios también dan lugar a patrones de alteración de la marcha, contribuyen a la falta de equilibrio, al aumento del riesgo de caídas y un mayor gasto de energía durante la marcha (Kang et al., 2016, 2016; Mohan et al., 2013; Morone et al., 2016). La movilidad funcional en

el hogar y en la comunidad requiere de una cierta velocidad de la marcha y la capacidad de mantener el equilibrio al caminar y al girar (Hafsteinsdóttir et al., 2014; Morone et al., 2016).

1.3.1 Valoración del equilibrio

Los trastornos del equilibrio en pacientes con ictus se debe a diversos mecanismos implicados en el control postural (Cabanas-Valdés et al., 2015; Go et al., 2014; Karthikbabu et al., 2011; Morone et al., 2016; Wu, Chuang, Lin, Lee, & Hong, 2011). Con el uso de escalas de evaluación del equilibrio los clínicos e investigadores pueden identificar con precisión las deficiencias subyacentes y seleccionar una intervención específica para cada problema de equilibrio (Knorr, Brouwer, & Garland, 2010; Wu et al., 2011). Mantenerse de pie o sentado sin perder el equilibrio o alcanzar un objeto no son actividades funcionales, pero ambas capacidades son esenciales en las actividades de la vida diaria como vestirse, realización de transferencias, comer o ducharse (Katz-Leurer, Fisher, Neeb, Schwartz, & Carmeli, 2009). Además, las escalas y test funcionales ayudan a determinar la evolución de la movilidad, el grado de independencia y/o la necesidad de institucionalización, por lo que será fundamental una adecuada evaluación del rendimiento del equilibrio tras el ictus (Katz-Leurer et al., 2009).

Las herramientas de evaluación de equilibrio precisas, fiables y válidas son esenciales para la medición de resultados en la investigación y la práctica clínica relacionada con el ictus (Bower, McGinley, Miller, & Clark, 2014; Kwong, Ng, Chung, & Ng, 2014). Existen diferentes escalas que permiten evaluar el rendimiento del equilibrio en pacientes con ictus, tales como la escala Berg Balance (BBS), la escala de Evaluación Postural para Pacientes con Ictus (PASS) o la escala de Equilibrio en la Comunidad y Movilidad (CB&M) (Cabanas-Valdés et al., 2015; Holbein-Jenny, Billek-Sawhney, Beckman, & Smith, 2005; Knorr et al., 2010; Saso et al., 2016). Así como test funcionales que evalúan tanto el equilibrio estático como dinámico, como son el Functional Reach test (FRT), el test de Romberg, el Timed Up and Go (TUG) o el Sit to Stand Test (SST) (Bonnyaud et al., 2015; de Waroquier-Leroy et al., 2014; Kwong et al., 2014; Pérez-Cruzado et al., 2014).

1.3.1.1 Test funcionales

Con la creciente conciencia de la importancia de la práctica basada en la evidencia, los investigadores y los clínicos están interesados en evaluaciones objetivas del valor y la efectividad de las técnicas de evaluación y el tratamiento de rehabilitación mediante test funcionales con contrastada fiabilidad, validez y sensibilidad (Canbek, Fulk, Nof, & Echtermach, 2013; Duncan et al., 1999; Green, Forster, & Young, 2001).

1.3.1.1.1 Functional Reach test

El Funcional Reach test fue desarrollado por Duncan et al. y evalúa los límites de la estabilidad mediante la medición de la distancia máxima que un individuo puede alcanzar

hacia adelante mientras está de pie en una posición fija (Behrman, Light, Flynn, & Thigpen, 2002; Costarella, Monteleone, Steindler, & Zuccaro, 2010; de Waroquier-Leroy et al., 2014; DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E., 2002; Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990). Para realizar este test funcional el sujeto debe situarse en bipedestación en paralelo a una cinta métrica pegada en una pared a la altura del acromion del brazo no afectado, con los pies abiertos a la altura de los hombros y

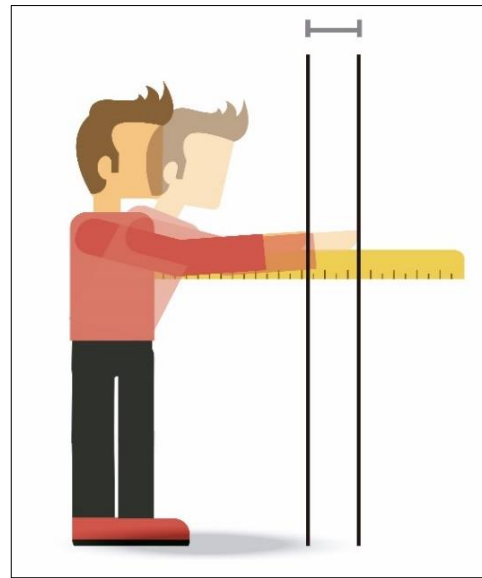


Figura 1. Ejecución del FRT

completamente apoyados en el suelo, rodillas, codos y manos extendidas (Duncan et al., 1990). Partiendo de esa posición el sujeto debe inclinarse hacia delante manteniendo los miembros superiores extendidos y en paralelo a la cinta métrica y sin levantar los talones de los pies (Duncan et al., 1990). Una vez alcanzado el máximo alcance anterior, el clínico o investigador realizará una marca en la cinta métrica donde se encuentre la punta de dedo corazón (Duncan et al., 1990) (figura 1). La fiabilidad de este test funcional es excelente

(ICC>0.97) en la medición del equilibrio estático en personas que han sufrido un ictus (Katz-Leurer et al., 2009; Merchán-Baeza, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014).

1.3.1.1.2 Timed up and go

El Timed Up and Go test (TUG) es una de las pruebas más utilizadas para evaluar el rendimiento de la movilidad y el equilibrio, así como la capacidad de giro y el riesgo de caídas, en personas que han sufrido un ictus (Bonnyaud et al., 2015; Faria, Teixeira-Salmela, Silva, & Nadeau, 2012; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Hafsteinsdóttir et al., 2014; Manaf, Justine, Ting, & Latiff, 2014; Mellone, Tacconi, & Chiari, 2012; Podsiadlo & Richardson, 1991; Salarian et al., 2010). El TUG derivó del Get up and Go test y es una prueba sencilla de movilidad funcional que mide el tiempo que un sujeto, con o sin ayuda técnica, tarda en levantarse de una silla, caminar tres metros, girar 180°, regresar a la silla y sentarse de nuevo (Bonnyaud et al., 2015; Hafsteinsdóttir et al., 2014; Manaf, Justine, Ting, et al., 2014; Podsiadlo & Richardson, 1991; Salarian et al., 2010) (figura 2). El tiempo requerido para completar la prueba se registra en segundos utilizando un cronómetro (Bonnyaud et al., 2015; Hafsteinsdóttir et al., 2014). Tiene una excelente fiabilidad (ICC>0.96) en personas con ictus, una alta especificidad, sensibilidad y, además, es rápida y fácil de realizar (Bonnyaud et al., 2015; Flansbjer, Holmbäck, Downham, Patten, & Lexell, 2005; Hafsteinsdóttir et al., 2014).

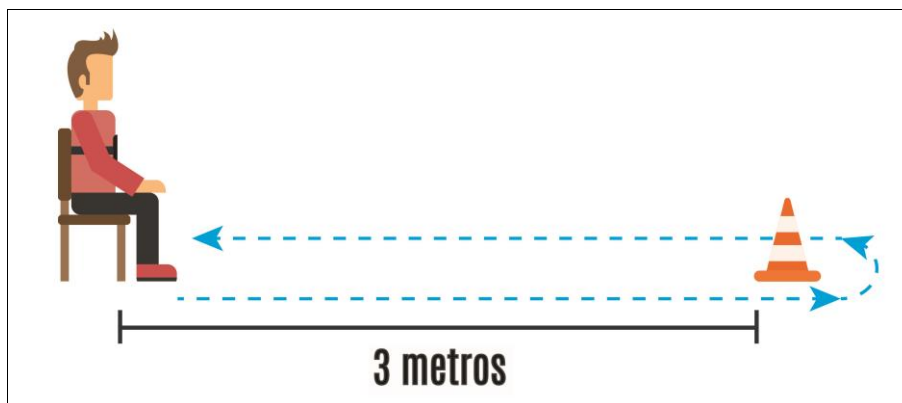


Figura 2. Ejecución del TUG

Además, es sensible a cambios en el tiempo, capaz de diferenciar entre individuos ancianos sanos y personas con ictus con diferentes grados de discapacidad, con y sin antecedentes de caídas y es uno de los mejores predictores de participación en las actividades de la vida diaria de las personas que ha sufrido un ictus (Faria et al., 2012). El potencial clínico del uso del TUG reside en la secuenciación de varias habilidades funcionales de movilidad, tales como las transiciones de sedestación a bipedestación, la deambulación a máxima velocidad y el giro, las cuales requieren de control de equilibrio (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Salarian et al., 2010).

Algunos estudios mostraron que la ejecución del TUG está correlacionada con la fuerza de los flexores plantares del tobillo afectado y con algunos parámetros de la marcha espacio-temporales como la velocidad de la marcha, la cadencia, la longitud de la zancada, el tiempo invertido en la fase de apoyo sobre la pierna sana y la resistencia caminando (Bonnyaud et al., 2015; Ng & Hui-Chan, 2005). También se han encontrado correlaciones entre la puntuación del TUG y los desplazamientos laterales de la pelvis, así como el índice de asimetría de la fase de apoyo individual (Bonnyaud et al., 2015; De Bujanda, Nadeau, Bourbonnais, & Dickstein, 2003).

1.3.1.1.3 Sit to Stand Test

El Sit to Stand Test (SST) fue diseñado por Csuka y McCarty en 1985 (Csuka & McCarty, 1985). Esta prueba se utiliza para evaluar la fuerza muscular funcional de las extremidades inferiores, siendo comúnmente utilizada en sujetos que han sufrido un ictus (Byl, 2012; Kwong et al., 2014). El sujeto debe sentarse en una silla con las rodillas flexionadas 90°, posteriormente se le pide que se levante y se siente diez veces lo más rápido posible sin necesidad de utilizar las manos para apoyarse (Csuka & McCarty, 1985). La duración total se registra en segundos. El test ha demostrado que tiene una excelente fiabilidad intraobservador (coeficiente de correlación intraclass [ICC] = 0.970-0.976), fiabilidad interobservador (ICC = 0.999) y fiabilidad test-retest en sujetos con ictus crónico (ICC = 0.994-1.000) (Kwong et al., 2014; Mong, Teo, & Ng, 2010a).

1.3.2 Parametrización del equilibrio

Los test funcionales empleados convencionalmente en la evaluación de las personas con ictus permiten identificar alteraciones del equilibrio y el rendimiento de la movilidad pero no identifican los mecanismos fisiopatológicos subyacentes responsables de estos déficits, lo cual es esencial para planificar las estrategias de prevención y rehabilitación (Bower et al., 2014; de Oliveira, de Medeiros, Frota, Greeters, & Conforto, 2008; Pak et al., 2015). La investigación ha demostrado que el análisis de las estrategias de los movimientos utilizados por personas con ictus mientras realizan movimientos funcionales puede proporcionar información adicional e independiente que no se puede obtener de las pruebas clínicas estándar (Vernon et al., 2014).

Actualmente existen numerosos dispositivos fiables, no invasivos, económicos, portables, accesibles, sin efectos secundarios y fácil uso, tales como plataformas de fuerza, sensores inerciales, cámaras Kinect y smartphones, que son utilizados para parametrizar el movimiento realizado por el sujeto permitiendo cuantificar el balanceo postural, la asimetría de soporte de peso durante la bipedestación y las actividades dinámicas después del ictus (Bower et al., 2014; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Mellone et al., 2012; Pak et al., 2015; Vernon et al., 2014).

Estos dispositivos se han utilizado ampliamente en la investigación para proporcionar información cuantitativa detallada sobre el control del equilibrio y la marcha, pero rara vez se han incorporado a la práctica clínica (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010; Pak et al., 2015). Por ello, sería de gran utilidad para la obtención del conocimiento la incorporación de estos dispositivos a la percepción y experiencia de los clínicos, mejorando la colaboración entre clínicos e investigadores (Cuesta-Vargas et al., 2010; Pak et al., 2015). Esta tecnología permite evaluar el cambio en el tiempo o en respuesta a determinadas intervenciones ya que poseen una buena a excelente fiabilidad para la evaluación de la postura estática o dinámica, la asimetría de soporte de peso y la marcha (Bower et al., 2014; Clark et al., 2015; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Larivière, Mecheri, Shahvarpour, Gagnon, & Shirazi-Adl, 2013; Mellone et al., 2012; Pak

et al., 2015; Pérez-Cruzado et al., 2014; Sterpi et al., 2013; Tamburella, Scivoletto, Iosa, & Molinari, 2014; Vernon et al., 2014).

Tabla 1. Fiabilidad de los instrumentos y test funcionales

	FRT	TUG	SLBT
Plataforma de fuerza		ICC = 0.94 (Mellone et al., 2012)	
Sensor inercial	ICC = 0.98 (Merchán-Baeza et al., 2014)		ICC > 0.85 (Pérez-Cruzado et al., 2014)
Cámara Kinect		ICC > 0.90 (Vernon et al., 2014)	
Smartphone		ICC = 0.82-0.98 (Galán-Mercant, Barón-López, Labajos-Manzanares, & Cuesta-Vargas, 2014)	

FRT: Functional Reach Test; TUG: Timed Up and Go Test; SLBT: Single-leg Balance Test.

1.3.2.1 Sensor inercial

El principal resultado obtenido en los test funcionales suelen ser segundos o centímetros, por lo que los resultados se enriquecen de gran manera si se complementa con los registros cinemáticos obtenidos por los sensores inerciales, que analizan de manera objetiva el movimiento del sujeto durante la prueba (Cuesta-Vargas et al., 2010; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Guo et al., 2013; Pérez-Cruzado et al., 2014; Salarian et al., 2010). Algunos investigadores han propuesto el uso de sensores inerciales de bajo coste como una alternativa para evaluar los movimientos humanos, por ejemplo, la marcha normal, el desequilibrio, para detectar caídas en las personas de edad avanzada o patológicas, para detectar cambios en la postura y también para medir los ajustes posturales anticipatorios (Aziz, Park, Mori, & Robinovitch, 2014; Cuesta-Vargas et al., 2010; Guo et al., 2013; Larivière et al., 2013; Mancini et al., 2012; Martínez-Mendez et al., 2011; Martínez-Mendez, Sekine, & Tamura, 2012; Pérez-Cruzado et al., 2014; Vernon et al., 2014).

Los sensores inerciales son instrumentos pequeños, portátiles, no invasivos, sin efectos secundarios y altamente precisos y fiables que pueden ser utilizados para registrar parámetros cinemáticos durante el movimiento del sujeto gracias a la incorporación de tecnologías como acelerómetros, magnetómetros y giroscopios (figura 3) (Cuesta-Vargas et al., 2010). Los sensores inerciales complementan de forma precisa y fiable el



Figura 3. Sensor inercial

estudio del movimiento humano, pero el grado de precisión y fiabilidad depende del lugar y la tarea específica (Cuesta-Vargas et al., 2010; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2015). Tienen un rango de validez de 0.657-0.998 y fiabilidad de 0.84-0.97 (Cuesta-Vargas et al., 2010; Larivière et al., 2013; Perez-Cruzado et al., 2014; Salarian et al., 2010; Sterpi et al., 2013).

1.3.2.2 Smartphone

Debido al avance de las nuevas tecnologías utilizadas en el día a día y con el objetivo de profundizar y facilitar el estudio del movimiento humano a la clínica y la investigación, cada vez son más los smartphones incluyen sistemas inerciales microelectromecánicos con acelerómetros y giroscopios (Charlton, Mentiplay, Pua, & Clark, 2014; Demaerschalk et al., 2012; Alejandro Galán-Mercant et al., 2014; Nishiguchi et al., 2012; Shin, Ro, Lee, Oh, & Kim, 2012). Estos avances en el hardware de los smartphones junto al uso de determinadas aplicaciones desarrolladas para estos nuevos dispositivos, permiten leer, almacenar, transferir y mostrar los valores cinemáticos del movimiento (Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014; A Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2015; Alejandro Galán-Mercant et al., 2014; Alejandro Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Mellone et al., 2012). Dotando a los nuevos smartphones de un enorme potencial para la parametrización cinemática del ser

humano en el ámbito clínico e investigador (Charlton et al., 2014; Demaerschalk et al., 2012; Alejandro Galán-Mercant et al., 2014; Nishiguchi et al., 2012; Shin et al., 2012).

De esta forma, los smartphones actuales permiten evaluar y valorar las variables cinemáticas relacionados con el equilibrio, la marcha y el riesgo de caídas, proporcionando un método objetivo para clasificar los niveles de actividad física e indicador del grado de capacidad funcional y calidad de vida de forma fiable y válida (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2015; Galán-Mercant et al., 2014; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013).

1.4 Actividades de la vida diaria

Existen dos grandes áreas de ocupación en las que se clasifican las diferentes tareas cotidianas, estas son las actividades básicas de la vida diaria y las actividades instrumentales de la vida diaria (American Journal of Occupational Therapy, 1994; Pendleton & Schultz-Krohn, 2013; Wolf, 1997). A lo largo de la historia de la terapia ocupacional han existido grandes dificultades para decidir qué áreas debían englobarse en dichos grupos, definiéndose los mismos con el paso de los años y en base a las escalas de evaluación que se fueron creando (Wolf, 1997).

Las actividades básicas de la vida diaria (ABVD) son las tareas de cuidado primarias que requieren de habilidades básicas, son necesarias para el funcionamiento independiente y se centran en las actividades del cuidado del propio cuerpo (American Journal of Occupational Therapy, 1994; Hall et al., 2012; Pendleton & Schultz-Krohn, 2013; Wolf, 1997). Estas incluyen tareas de cuidado personal tales como (American Journal of Occupational Therapy, 1994; Hall et al., 2012; Pendleton & Schultz-Krohn, 2013; Walker et al., 2004; Walker, Gladman, Lincoln, Siemonsma, & Whiteley, 1999; Walker et al., 1999; Wolf, 1997):

- Bañarse/ ducharse.
- Continencia (intestino y vejiga).
- Asearse, vestirse/desvestirse.
- Comer.
- Alimentación.
- Movilidad funcional (transferencias, movilidad en la cama, etc.).
- Cuidados de los dispositivos de atención personal (audífonos, ayudas técnicas, férulas, etc.).
- Higiene y arreglo personal.
- Actividad sexual y aseo.
- Higiene del inodoro.

Las actividades instrumentales de la vida diaria (AIVD) han sido definidas como actividades secundarias o de apoyo a la vida cotidiana que generalmente requieren el uso de funciones ejecutivas, habilidades sociales e interacciones ambientales más complejas que en las ABVD. Incluyen tareas tales como (American Journal of Occupational Therapy, 1994; Pendleton & Schultz-Krohn, 2013; Walker et al., 2004; Wolf, 1997):

- Cuidado de los otros.
- Cuidado de mascotas.
- Crianza de los niños.
- Gestión de la comunicación.
- Movilidad en la comunidad (conducción, uso de transporte público, etc.).
- Uso de la gestión financiera.
- Gestión y mantenimiento de la salud.
- Establecimiento y gestión del hogar.
- Preparación de la comida y la limpieza.
- Práctica de la religión.
- Mantenimiento de la seguridad.
- Responder a la emergencia y compras.

Además de estas áreas de ocupación, existen otras que se engloban en descanso y sueño, educación, trabajo, juego, ocio y participación social (American Journal of Occupational Therapy, 1994; Walker et al., 2004).

1.4.1 Actividades de la vida diaria en el ictus

Las personas que sufren un ictus suelen presentar deterioro inmediato en la fuerza muscular y su estado físico general (Shapira-Vadler et al., 2015; Watanabe et al., 2015). Este estado de debilidad generalizado se debe principalmente al incremento de la inmovilidad, la reducción de la motricidad en el hemicuerpo afectado, los efectos naturales del envejecimiento y las patologías físicas coexistentes (Domínguez Ferraz & Grau Pellicer,

2011; Triandafilou et al., 2011). Alrededor del 50-75% de las personas que sobreviven a un ictus, además del déficit motor, presentan también déficits cognitivos que les dificultan o impiden desarrollar una vida independiente (Domínguez Ferraz & Grau Pellicer, 2011; Ojagbemi et al., 2014; J. Park et al., 2016; M.-O. Park, Jung, & OTD, 2015). La unión de los déficits motores y cognitivos dificultan notablemente la ejecución de las AVD que precisan de un rápido procesamiento cognitivo y una secuencia de movimientos complejos, ordenados y coordinados, como al ducharse, vestirse, hacer la cama, cocinar o realizar transferencias (Bertilsson et al., 2015; Bouffoulx, Arnould, & Thonnard, 2011; Domínguez Ferraz & Grau Pellicer, 2011; L. A. Legg, Drummond, & Langhorne, 2006).

Se estima que entre el 70 y el 90% de las personas que sufre un ictus sufren deterioros funcionales y discapacidad permanente que merman la independencia en las actividades de la vida diaria (Kang et al., 2016; Kim et al., 2015; M.-O. Park et al., 2015; Torkia, Best, Miller, & Eng, 2016). Los problemas con las AVD y las funciones sociales son comunes y a menudo duran un periodo de al menos entre dos a cuatro años tras el ictus (Holbein-Jenny et al., 2005; Suenkeler et al., 2002). Esto pone a la población que sufre un ictus y que regresa a la comunidad en riesgo de depresión, deterioro de la función física y reducción de la calidad de vida (Camos-Barbosa et al., 2012; López-Espuela et al., 2011).

1.4.2 Valoración de las actividades de la vida diaria

La evaluación consiste en la creación de un perfil ocupacional y un análisis del desempeño de las habilidades y patrones y los factores que influyen en la ocupación (Pendleton & Schultz-Krohn, 2013). El análisis del desempeño ocupacional de las ABVD y las AIVD puede incluir un cuestionario y la ejecución de actividades específicas llevadas a cabo por el paciente (Pendleton & Schultz-Krohn, 2013; Wolf, 1997). Existen numerosas escalas estandarizadas para evaluar las ABVD y AIVD, y su uso permite realizar una evaluación estandarizada y objetiva; pudiéndose utilizar para la reevaluación del paciente o la comparación de los resultados con los estándares poblacionales (Beninato et al., 2006; Collin, Wade, Davies, & Horne, 1988; Desrosiers et al., 2003; Houlden, Edwards, McNeil, &

Greenwood, 2006; Pendleton & Schultz-Krohn, 2013). Algunas de las escalas de valoración de las AVD más utilizadas son la Functional Independence Measure (FIM), Barthel Index (BI), Nottingham Extended ADL (NEADL) y Stroke Impact Scale-16 (SIS-16) (tabla 2) (Grauwmeijer, Heijenbrok-Kal, Haitisma, & Ribbers, 2012; Houlden et al., 2006; Ward, Pivko, Brooks, & Parkin, 2011; Wu et al., 2011).

Tabla 2. Escalas para la valoración de las AVD

Escala (acrónimo)	Número de ítems	Puntuación	Tratamiento estadístico
FIM (Houlden et al., 2006)	18	18-126	ICC = 0.97 (Desrosiers et al., 2003)
BI (Grauwmeijer et al., 2012)	10	0-100	ICC = 0.93-0.99 (Duffy, Gajree, Langhorne, Stott, & Quinn, 2013)
NEADL (Wu et al., 2011)	22	0-66	ICC = 0.97 (Wu et al., 2011)
SIS-16 (Ward et al., 2011)	16	16-80	ICC = 0.94 (Beninato et al., 2006)

Para valorar más apropiadamente la evolución del paciente durante el proceso rehabilitador y lograr mejores resultados relacionados con la salud y actividad de las personas que sufrieron un ictus, se están utilizando cada vez más las escalas de autopercepción, ya que requieren que los pacientes realicen un juicio personal acerca de su propia salud (Taylor, Ko, Mastrangelo, & Bamberg, 2013; Torkia et al., 2016). Un ejemplo de este tipo de escala empleado en pacientes que han sufrido un ictus, es la Stroke Impact Scale-16 (SIS-16), que mide la cantidad de dificultades en la ejecución de una serie de tareas y actividades funcionales y la recuperación posterior al ictus desde la percepción subjetiva del paciente (Duncan et al., 1999; Lai, Studenski, Duncan, & Perera, 2002).

1.5 Proceso asistencial de la persona que sufre un ictus en España

El ictus provoca una gran incapacidad no sólo por el grado de dependencia funcional que causa en las personas que lo sufren, sino también porque afecta a muchas personas en situación laboral activa, así como al entorno familiar y social del paciente, que en múltiples ocasiones obliga a la reestructuración de la cotidianidad para poder atender al familiar afectado y así suplir las carencias del Sistema Sanitario (Balasooriya-Smeekens, Bateman, Mant, & De Simoni, 2016; Brannigan et al., 2016; Chang et al., 2016). De esta forma, es evidente la necesidad que existe de establecer una adecuada política de prevención y de buscar modelos organizativos de asistencia al ictus agudo y al proceso de recuperación posterior con los objetivos de disminuir la mortalidad y reducir las secuelas (Ruiz-Ares et al., 2015).

El proceso asistencial del ictus es todo proceso de atención urgente al ictus. El cual comienza con la detección de los primeros síntomas por parte del paciente y sus familiares, reconociendo que se trata de una emergencia médica, puesto que las primeras horas tras el ictus son cruciales para el pronóstico del paciente (Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005; Ruiz-Ares et al., 2015). Posteriormente se procede a la activación de los Servicios de Urgencias extrahospitalarias, pasando por los departamentos de urgencias hospitalarias hasta llegar a las Unidades de Ictus (UI) donde los pacientes son atendidos por neurólogos expertos en esta enfermedad (Ruiz-Ares et al., 2015). El tratamiento fibrinolítico o trombolítico ha demostrado una gran efectividad en la reducción de la incapacidad durante las primeras tres horas tras el comienzo de los síntomas de un ictus, sin aumentar la mortalidad de los pacientes (nivel de evidencia Ia y grado de recomendación A) (European Stroke Initiative Executive Committee et al., 2003; Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005). Además, el manejo en una unidad especializada (unidad de ictus) añade una mejoría en la supervivencia y disminuye el grado de incapacidad (nivel de evidencia Ia y grado de recomendación A) (Javier Mar et al., 2015; Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005).

Tras la implantación de las Unidades de Ictus (UI) el proceso asistencial de la persona que sufre un ictus ha experimentado una mejoría drástica (López Fernández et al., 2014; Javier Mar et al., 2015). Las UI se organizan como una unidad de cuidados intermedios durante la fase aguda y representan una intervención coste-efectiva al disminuir la mortalidad, las secuelas neurológicas y la necesidad de institucionalización (Jose Alvarez-Sabín et al., 2016; Javier Mar et al., 2015). Este efecto beneficioso de las UI es independiente de la edad, sexo, subtipo etiológico y la gravedad del ictus (Jose Alvarez-Sabín et al., 2016; López Fernández et al., 2014) (figura 4).

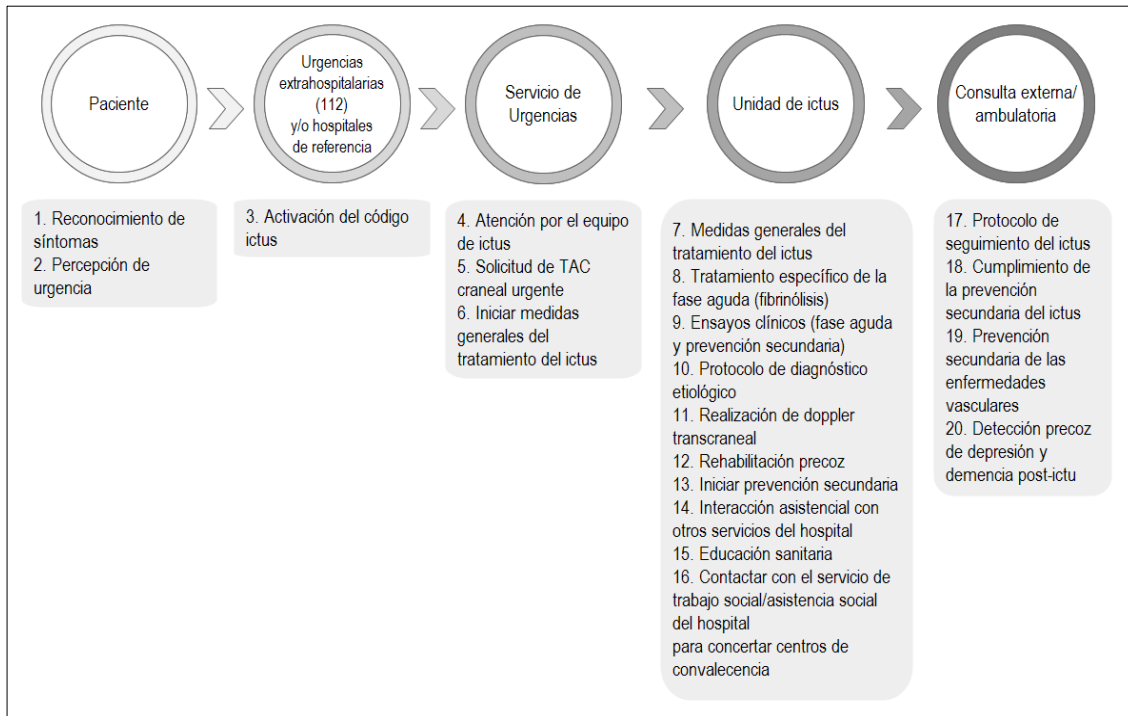


Figura 4. Proceso asistencial del paciente que sufre un ictus en España

TAC: tomografía axial computarizada.

(Adaptada de 'Estrategia Nacional del Ictus' Ministerio de Sanidad)

El Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares (GEECV) de la Sociedad Española de Neurología y el Plan de Atención Sanitaria al Ictus (PASI) establecieron unas recomendaciones para la organización en niveles asistenciales de ictus en función de los recursos asistenciales disponibles, dividiendo a los hospitales en tres niveles (Alvarez Sabín et al., 2006; José Alvarez-Sabín et al., 2009; Jose Alvarez-Sabín et al., 2016). Actualmente

en España existen hospitales con Equipos de Ictus, hospitales con UI y hospitales de Referencia de Ictus (López Fernández et al., 2014; Masjuan et al., 2011). Las Unidades de Ictus son la mejor alternativa al tratamiento del ictus (Jose Alvarez-Sabín et al., 2016; Blanca Fuentes et al., 2006; López Fernández et al., 2014; Masjuan Vallejo, 2009; Seenan, Long, & Langhorne, 2007). Las UI disminuyen la probabilidad de muerte o incapacidad en todos los subgrupos de pacientes, excepto en los pacientes con reducción del nivel de conciencia, y este beneficio se mantiene a largo plazo (Blanca Fuentes et al., 2006; López Fernández et al., 2014; Javier Mar et al., 2015; Masjuan Vallejo, 2009).

Sin embargo, las barreras geográficas y los recursos limitados provocan diferentes niveles de acceso a los servicios de salud y unos adecuados cuidados de prevención para los pacientes que sufren un ictus (López Fernández et al., 2014; Palomino et al., 2016). En dos décadas, la telemedicina aplicada al ictus ha facilitado la administración de la terapia trombolítica con éxito a un mayor número de pacientes con ictus isquémico y el aumento de la eficacia de las unidades de ictus (López Fernández et al., 2014; Palomino et al., 2016).

Según el Plan Andaluz de Ataque Cerebral Agudo (proyecto PLACA) los puntos clave del proceso asistencial del ictus son (Murillo Cabezas & Jiménez Hernández, 2005; Servicio Andaluz de Salud, 2008) (figura 4 y 5):

- Identificación del ictus por personal de los centros de coordinación de emergencias.
- Protocolización de cuidados extrahospitalarios de los pacientes hasta la confirmación diagnóstica.
- Organización de dispositivos asistenciales específicos (código ictus, equipos de ictus y comités de ictus).
- Establecimiento de indicadores de actividad asistencial (basados en tiempos de respuesta).
- Registro de la información de los pacientes con enfermedad cerebrovascular y plan de formación (e información) a profesionales sanitarios sobre la actuación en el ataque cerebral.

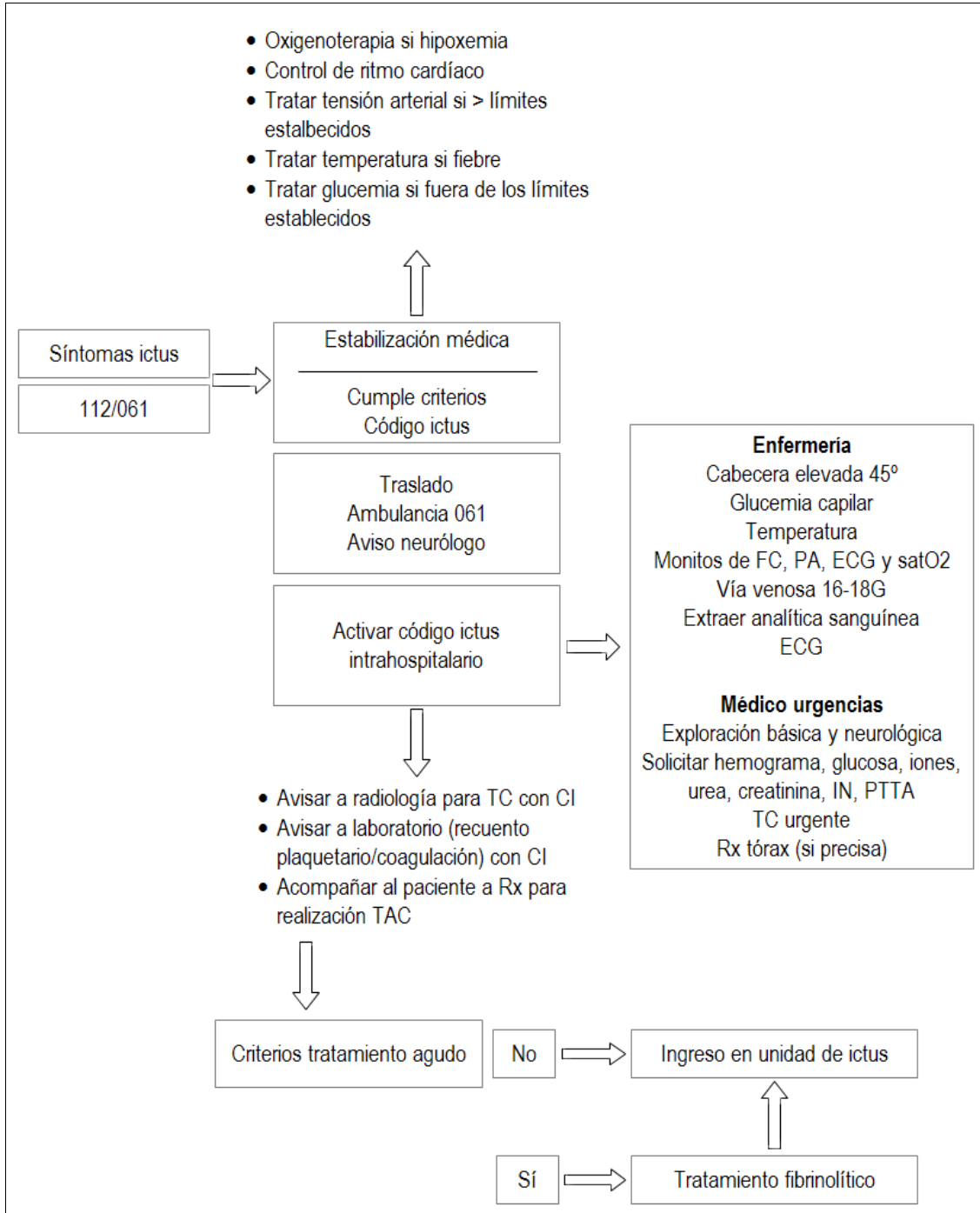


Figura 5. Código ictus

CI: código ictus; ECG: electrocardiograma; FC: frecuencia cardíaca; INR: cociente internacional normalizado; PA: presión arterial; PTTA: tiempo parcial de tromboplastina; TAC: tomografía axial computarizada.

(Adaptada de 'Cadena asistencial del ictus' Morales-Ortiz A y Parrilla-Reverter G, 2011)

1.6 Rehabilitación en personas que han sufrido un ictus

La rehabilitación en el ictus es un proceso que tiene los tiempos muy delimitados, con los objetivos principales de prevenir complicaciones y reducir el déficit neurológico con el fin de que el paciente logre la máxima capacidad funcional posible para facilitar su autonomía personal y su reintegración familiar y sociolaboral (Duarte et al., 2010; Kang et al., 2016; Murie-Fernández et al., 2010). El proceso rehabilitador debe iniciarse de forma precoz y coordinada, manteniéndose activo durante las fases de la atención sanitaria (figura 7) (Duncan et al., 2005; Langhorne et al., 2011; Murie-Fernández et al., 2010).

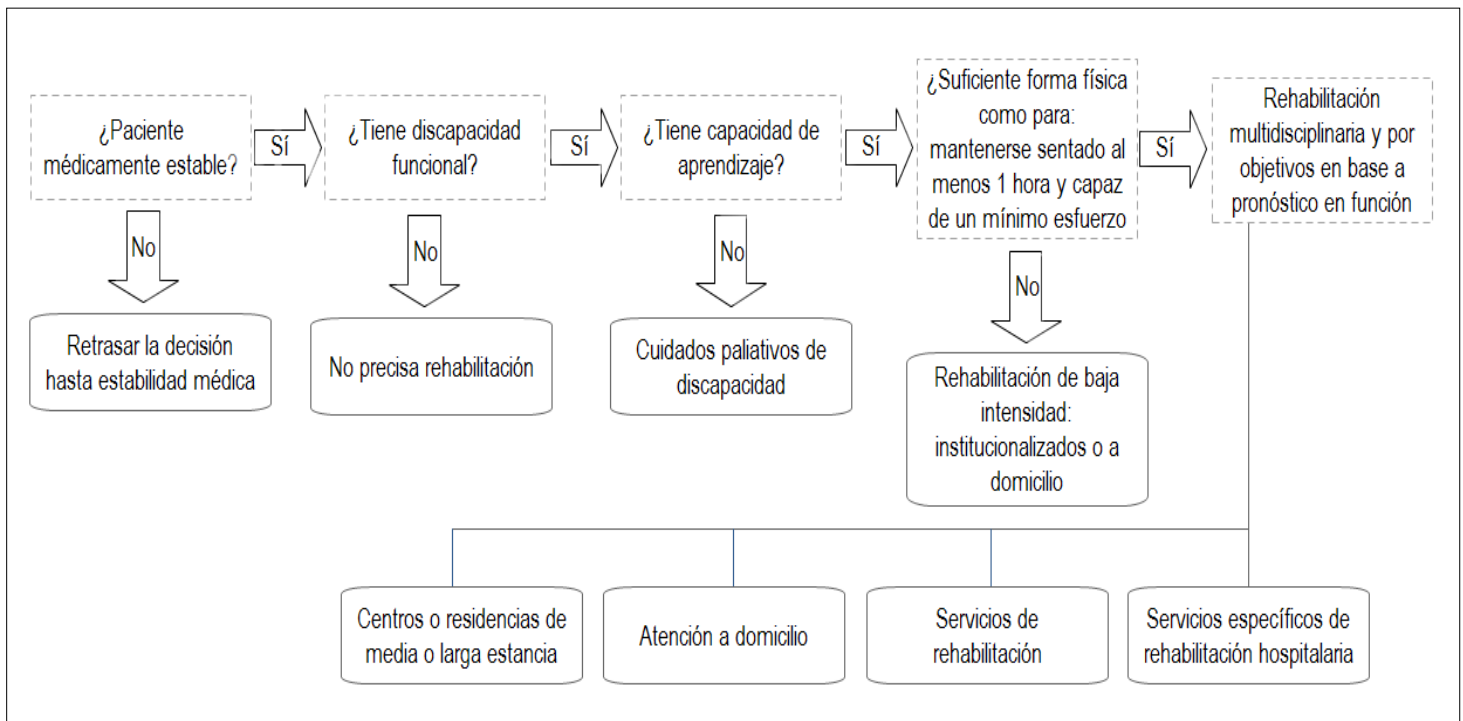


Figura 6. Derivación tras el alta hospitalaria en España

(Adaptada de 'Estrategia Nacional del Ictus' Ministerio de Sanidad)

Los pacientes que sufren un ictus han de ser atendidos durante este proceso por un equipo multidisciplinario de rehabilitación que afronte la disfunción neurológica en su conjunto, tratando de mejorar todas las áreas afectadas (Langhorne et al., 2011; Murie-Fernández et al., 2010; Wottrich, von Koch, & Tham, 2007). Este equipo debería estar

integrado por (Ávila et al., 2014; Duarte et al., 2010; Murie-Fernández et al., 2010; Sánchez & Román, 2015):

- Médicos dedicados a la neurorrehabilitación.
- Enfermeras.
- Fisioterapeutas.
- Terapeutas ocupacionales.
- Logopedas.
- Neuropsicólogos.
- Ortopedas.
- Trabajadores sociales.

Para llevar a cabo un correcto proceso rehabilitador, es esencial marcar los objetivos funcionales que se quieren lograr con cada paciente y planificar las intervenciones de tratamiento que sean relevantes y eficaces en relación con dichos objetivos (Dobkin, 2004; Duncan et al., 2005). El grado de recuperación del paciente debe ser reevaluado periódicamente y reajustado si fuera necesario (Murie-Fernández et al., 2010).

La Estrategia en ictus del Sistema Nacional de Salud establece unas líneas estratégicas en las que plantea una serie de objetivos generales, objetivos específicos y recomendaciones (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009). En dos líneas estratégicas se hace alusión específicamente de la rehabilitación en el ictus (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009). En la línea denominada:

“Atención en fase aguda al paciente con ictus” (punto 2.2), el objetivo general se centra en *“disminuir la mortalidad al mes y aumentar la autonomía de los supervivientes”* (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).

Con objetivos secundarios que consideran necesario que las zonas básicas dispongan de unidad o equipo de ictus, que los hospitales de referencia tengan implantado el código ictus y que todo hospital que atienda ictus deba incluir un *“Proceso de rehabilitación*

precoz con valoración de déficit y de discapacidad e inicio de tratamiento” (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009). En la línea estratégica sobre *“Rehabilitación y reinserción”* (punto 2.3), se establece como objetivo general:

“Aumentar el porcentaje de pacientes con ictus que son integrados plenamente en su vida personal y social” (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).

La declaración de Helsingborg marcó como objetivo que el 70% de las personas que sufren un ictus deben ser independientes a los tres meses (Murie-Fernández et al., 2010). Persiguiendo el objetivo establecido por dicha declaración, la Estrategia en ictus del Sistema Nacional de Salud plantea varios objetivos entre los que destaca el siguiente, citando textualmente:

“Todo paciente con ictus dispondrá desde el inicio del proceso de un plan individual de rehabilitación precoz que permita diagnosticar la discapacidad/déficit, comenzar la intervención de rehabilitación adecuada y prever los recursos futuros. Además, el paciente con ictus, al alta de su plan de rehabilitación, recibirá una evaluación funcional como apoyo en su integración en la esfera social y/o laboral” (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).

Por ello, la estrategia en ictus del SNS recomienda (citando textualmente):

“Definir niveles asistenciales de rehabilitación (aguda, subaguda y crónica) y ámbitos de asistencia (hospitalario, unidades de media estancia, ambulatoria, domiciliaria, etc.) para la buena coordinación de éstos” (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).

“Los centros deberán tener un equipo multidisciplinario que asegure la máxima recuperación posible, y se recomienda la inclusión de terapia ocupacional y logopedia. Además, se recomienda realizar una intervención

temprana en cuanto a la rehabilitación de los procesos cognitivos y relacionales se refiere” (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).

En el proceso de rehabilitación del ictus existen diferentes fases y ámbitos en los que ésta se lleva a cabo:

- *Fase de hospitalización en fase aguda.* La rehabilitación debe comenzar de forma inmediata e integrada en la asistencia de la unidad de ictus (Masjuan Vallejo, 2009; Murie-Fernández et al., 2010). Durante la fase aguda del ictus, el equipo de la unidad de ictus debe decidir cuál es la derivación apropiada para cada paciente de cara al alta hospitalaria: servicios específicos de rehabilitación hospitalaria, servicios de rehabilitación ambulatoria, atención a domicilio y centros de media o larga estancia (Murie-Fernández et al., 2010). El plan de rehabilitación debe estar establecido por objetivos e incluir un equipo multidisciplinar (Duncan et al., 2005; Murie-Fernández et al., 2010).
- *Ámbitos de rehabilitación en fase subaguda.* El proceso de rehabilitación durante esta fase depende principalmente del estado clínico y/o social de la persona tras el ictus:
 - Rehabilitación hospitalaria. Para individuos con discapacidad moderada o grave en dos o más áreas funcionales, que precisan cuidados de enfermería y que tienen unas condiciones médicas y cognitivas que les permiten participar en terapias de alta intensidad con el objetivo de superar la discapacidad y retornar a su medio habitual (Duarte et al., 2010; Murie-Fernández et al., 2010).
 - Rehabilitación ambulatoria. Pacientes sin déficit cognitivos importantes, con discapacidades leves o moderadas en una o dos áreas funcionales, con adecuado apoyo sociofamiliar y posibilidad de desplazamiento al servicio de rehabilitación (Duarte et al., 2010; Murie-Fernández et al., 2010).
 - Atención domiciliaria. Indicada para individuos con discapacidad moderada-grave y apoyo sociofamiliar suficiente para poder estar en casa, con dificultades

de desplazamiento al servicio de rehabilitación (Duarte et al., 2010; Murie-Fernández et al., 2010). Antes del alta hospitalaria, se considera de gran utilidad que el terapeuta ocupacional realice una valoración del domicilio del paciente para evaluar las adaptaciones personales y del entorno necesarias en cada caso (Duarte et al., 2010).

- Centro o residencia de media o larga estancia. Individuos en situación de discapacidad en actividades básicas, incapaces de tolerar tratamientos intensos y sin apoyo sociofamiliar suficiente como para prever el regreso al domicilio a medio plazo (Duarte et al., 2010; Murie-Fernández et al., 2010).

Tanto si se trata de un ictus isquémico como si es hemorrágico, el progreso natural de la patología es muy variable en cada paciente (Murie-Fernández et al., 2010). Existen pruebas de que los mecanismos de neuroplasticidad están activos durante toda la vida y que desempeñan un papel fundamental en la recuperación después del episodio de ictus (Dimyan & Cohen, 2011; McDonnell et al., 2015). La neuroplasticidad se define como la capacidad del sistema nervioso central (SNC) para someterse a un cambio estructural y funcional en respuesta a nuevas experiencias (Mang, Campbell, Ross, & Boyd, 2013). En los pacientes que han sufrido un ictus, los métodos empleados en la neurorrehabilitación aprovechan la plasticidad cerebral para mejorar o normalizar los déficits neurológicos y funcionales (Murie-Fernández et al., 2010). Durante los tres primeros meses el nivel de recuperación es mayor y el proceso más rápido (Mohan et al., 2013). A su vez, el nivel de recuperación alcanzado en el primer mes determina la evolución funcional en la fase crónica (Mohan et al., 2013).

Por esta razón, la aplicación de la terapia intensiva en el primer mes del ictus puede conducir a una mayor y más rápida mejora del rendimiento de las actividades de la vida diaria (Mohan et al., 2013). Con un correcto proceso rehabilitador los pacientes que sufren un ictus pueden recuperar un nivel funcional adecuado hasta en un 50% de los casos dentro de los primeros 6 meses (Murie-Fernández et al., 2010). A pesar de la terapia intensiva, el

15-30% de los pacientes queda totalmente incapacitado, mientras que únicamente el 14% de los individuos logran una recuperación completa después de un año. El resto mantienen algún tipo de discapacidad física, intolerancia a la actividad, disminución de la participación social y aumento del riesgo de caídas (Go et al., 2014; Murie-Fernández et al., 2010; Schmid et al., 2015).

1.6.1 Equipo multidisciplinar

1.6.1.1 Medicina y farmacología

Estudios recientes señalan el aumento que existe en el desarrollo de numerosas técnicas y tratamientos farmacológicas, biológicas y electrofisiológicos que, combinado con el entrenamiento físico, aumentan y/o aceleran la neuroplasticidad (Dimyan & Cohen, 2011; Pin-Barre & Laurin, 2015). Por otra parte, existe evidencia suficiente para afirmar que ciertas medidas terapéuticas como la antiagregación, la anticoagulación en situaciones específicas, el tratamiento antihipertensivo y las estatinas mejoran el pronóstico del ictus isquémico en prevención secundaria disminuyendo el riesgo de recurrencia de infarto cerebral y de otros eventos cardiovasculares (Félix-Redondo et al., 2013).

1.6.1.2 Enfermería

El trabajo del servicio de enfermería en el cuidado integral mediante la aplicación de protocolos para la detección precoz de las complicaciones durante el ingreso del paciente en la Unidad de Ictus (UI) es fundamental (Jauch et al., 2013; López Espuela et al., 2011; Morales Ortiz & Parrilla Reverter, 2011). Durante la estancia del paciente en la UI, los planes de cuidados que se aplican se derivan del juicio diagnóstico de enfermería, que incluye la valoración integral, la identificación de los problemas de salud, los objetivos que alcanzar y las intervenciones necesarias para ello (López Espuela et al., 2011; Summers et al., 2009). Llevando a cabo cuidados dirigidos a asegurar la permeabilidad de la vía aérea, monitorizar de forma continua y no invasiva diferentes constantes y parámetros del paciente, y el estado

neurológico del paciente con la Escala Neurológica Canadiense y la escala de coma de Glasgow (Côté, Hachinski, Shurvell, Norris, & Wolfson, 1986; Jennett, Teasdale, Braakman, Minderhoud, & Knill-Jones, 1976; López Espuela et al., 2011). Al alta del paciente de la UI, el equipo de enfermería se encarga de valorar el estado funcional del paciente mediante las escalas de Rankin modificada y el Barthel Index, que miden el grado de dependencia en las actividades de la vida diaria (Collin et al., 1988; López Espuela et al., 2011; Wilson et al., 2002).

1.6.1.3 Logopedia

La terapia del habla y el lenguaje llevada a cabo por logopedas ha sido recomendada en pacientes que sufren afasia, siendo esta la patología comunicativa más común en las personas que sufren un ictus y que afecta a todas las modalidades del lenguaje (Brady, Kelly, Godwin, Enderby, & Campbell, 2016; Cicerone et al., 2005; Duarte et al., 2010; Laska, Kahan, Hellblom, Murray, & von Arbin, 2011; Nouwens et al., 2015; Yoon, Han, Yoon, Kim, & Yi, 2015). Las dificultades de comunicación, sobre todo el déficit de comprensión, supone una barrera para el proceso rehabilitador de otras disciplinas (Laska et al., 2011; Paolucci et al., 2005). Por ello, el tratamiento precoz de los déficits del habla y el lenguaje puede facilitar todo el proceso de rehabilitación (Kiran, Meier, Kapse, & Glynn, 2015; Paolucci et al., 2005).

1.6.1.4 Fisioterapia

La evaluación fisioterápica tiene una gran importancia ya que permite conocer cuál es el impacto del ictus sobre el equilibrio y la marcha en los niveles de actividad y participación del paciente (Sánchez & Román, 2015). Para cuantificar o saber el alcance de las alteraciones causadas por el ictus en los pacientes es completamente necesaria la utilización de test funcionales con validez científica como el Timed up and Go o la escala Berg Balance (Bonnyaud et al., 2015; Sánchez & Román, 2015; Saso et al., 2016).

Durante la fase aguda del paciente en la unidad de ictus, es de gran importancia la movilización precoz, incluyendo la movilización pasiva, para el proceso de recuperación del paciente, aunque existen incertidumbres en cuanto al momento óptimo para iniciarla (Fuentes, Martínez-Sánchez, & Díez Tejedor, 2015; Sánchez & Román, 2015). La movilización precoz reduce la incidencia de complicaciones como el hombro doloroso, úlceras de decúbito, contracturas, etc. (Fuentes et al., 2015).

En la fase subaguda del ictus de pacientes que presentan alteraciones, el ejercicio físico terapéutico debe formar parte del plan de intervención de fisioterapia, ya que este tratamiento mejora la capacidad aeróbica del paciente y su habilidad para caminar mayores distancias (Sánchez & Román, 2015).

En la fase crónica del ictus, será beneficioso para los pacientes el tratamiento de fisioterapia basado en la doble tarea motora de extremidad superior e inferior, lo que mejoraría la velocidad de la marcha, la cadencia y la longitud de la zancada del paciente (Sánchez & Román, 2015; L. Yang, He, & Pang, 2016; Y.-R. Yang, Wang, Chen, & Kao, 2007).

La fisioterapia acuática ha demostrado ser un modo excepcional de intervención y tratamiento para la mejora de la función motora, el equilibrio estático y dinámico en las personas que han sufrido ictus (Chu et al., 2004; Mehrholz, Kugler, & Pohl, 2011). Las técnicas de intervención utilizadas en fisioterapia y terapia ocupacional en la rehabilitación motora de los pacientes que sufren ictus continúan siendo el *gold standard* (Dimyan & Cohen, 2011).

1.6.2 Terapia Ocupacional

El ictus a menudo afecta el desempeño de las ocupaciones de la vida diaria, las cuales son fundamentales para dar sentido y orden a la vida de las personas y son pilar central de la intervención de terapia ocupacional (TO) (Kristensen, Borg, & Hounsgaard, 2011; Sackley et al., 2016). Dicha intervención incluye tareas y actividades, elegidas y

adaptadas para cada paciente en el contexto de las habilidades funcionales de los mismos en las ocupaciones de la vida diaria, incluyendo la ejecución de las actividades de la vida diaria y la participación social. Estas actividades deben ser (Ávila et al., 2014; Kristensen et al., 2011; L. A. Legg et al., 2006; Sackley et al., 2016):

- Motoras.
- Sensoriales.
- Visuales.
- Perceptivas.
- Cognitivas.

Por ello, el terapeuta ocupacional debe formar parte del equipo multidisciplinar que atiende al paciente de manera precoz en la unidad de ictus una vez esté medicamente estable (Ávila et al., 2014; Kristensen et al., 2011; Kristensen, Ytterberg, Jones, & Lund, 2016; Sackley et al., 2016). Desde la primera fase de la enfermedad, el objetivo principal de la TO es mejorar y restaurar las habilidades físicas, mentales y sociales en las actividades de la vida diaria, el trabajo y el ocio; por lo que todos los esfuerzos deben ser puestos en facilitar la vida independiente y funcional del paciente (Ávila et al., 2014; Repšaitė et al., 2015; Sackley et al., 2016). El programa de intervención de terapia ocupacional se planifica en base a los objetivos marcados para cada paciente, por lo que deberá ser revisado continuamente y modificado según la evolución del paciente (Sackley et al., 2016).

Diferentes estudios realizados en los últimos años han demostrado claramente la eficacia de los programas de terapia ocupacional en áreas como la atención sanitaria, áreas sociales y de la comunidad y la educación; aunque predominan los contextos sanitarios y sociales, en menor presencia el campo de la educación y por último, el ámbito comunitario, en el que se incluye el hogar del paciente (American Journal of Occupational Therapy, 2008; Ávila et al., 2014). Una idea generalizada en la TO es que la intervención es más eficaz cuando se integra en el contexto del individuo, generalmente su domicilio tras el alta (Anderson et al., 2000; Ávila et al., 2014; Gilbertson & Langhorne, 2000; P. Langhorne &

Legg, 1999; Sackley et al., 2016; Walker, Hawkins, Gladman, & Lincoln, 2001; Walker, Sunnerhagen, & Fisher, 2013; Wottrich et al., 2007).

Muchos pacientes que sufren un ictus experimentan una mala coordinación de la planificación del alta, deterioro de la función, reducción de la calidad de vida e insatisfacción con los servicios después del alta hospitalaria (Gilbertson & Langhorne, 2000). La rehabilitación en el hogar ha sido propuesta como un método para hacer frente a estos problemas y diferentes ensayos clínicos aleatorizados de terapia ocupacional en el hogar han reportado resultados positivos en el desempeño ocupacional (Gilbertson, Langhorne, Walker, Allen, & Murray, 2000; Langhorne & Legg, 1999; Walker et al., 1999, 2001). Estos estudios muestran importantes mejoras en la funcionalidad después de la intervención y un mayor grado de satisfacción entre los pacientes y sus familiares que dijeron tener más conocimiento acerca de su condición como resultado de la preparación del programa de regreso a casa, además de sentirse más seguros al ser tratados en su propio entorno (Gilbertson et al., 2000; Langhorne & Legg, 1999; Walker et al., 1999, 2001).

Además de los resultados obtenidos en los primeros ensayos aleatorizados que llevaron a cabo una intervención domiciliaria de terapia ocupacional, existen estudios posteriores llevados a cabo en el domicilio de los pacientes que han sufrido un ictus con hallazgos muy similares. Aspectos tales como la importancia de tratar al paciente en casa, el impacto positivo sobre el paciente y su familia y su experiencia o sentir menos dolor y un mayor grado de capacidad funcional para realizar las tareas cotidianas (Ávila et al., 2014; N. Aziz et al., 2008; Sackley et al., 2016; Walker et al., 2013; Wottrich et al., 2007). De esta manera la rehabilitación en el domicilio supone una mejora en la calidad de vida tanto de pacientes como de sus familias, y además, permite reducir costes sanitarios del proceso rehabilitador de los usuarios que han sufrido un ictus (Ávila et al., 2014).

En caso necesario, el entrenamiento implica el uso de equipo adaptado (por ejemplo, cubiertos adaptados o ayudas para caminar) para facilitar un aumento de la capacidad en la ejecución de las AVD, mejorar limitaciones en la actividad y proporcionar ayuda terapéutica (Allet et al., 2009; Sackley et al., 2016; Sherrod, Johnson, & Chester, 2014). Estas

modificaciones, adaptadas a las necesidades individuales, pueden aplicarse al entorno del paciente para promover la práctica segura y eficaz de las AVD (por ejemplo, la instalación de barras en la cama, barras de sujeción o un asiento de inodoro elevado) (Allet et al., 2009; Sackley et al., 2016; Sherrod et al., 2014).

1.6.3 Nuevas tecnologías en el tratamiento

Varios enfoques prometedores de rehabilitación se han desarrollado frente a la recuperación motora y el equilibrio en el ictus, como son (Ada et al., 2003; Bayón & Martínez, 2010; de Rooij et al., 2016; Galán-Mercant et al., 2014; Mohan et al., 2013; Morone et al., 2016; Paul et al., 2016; Perez-Cruzado et al., 2014; Thielbar et al., 2016; Yoon et al., 2015):

- La realidad virtual.
- El entrenamiento en cinta con el cuerpo en suspensión.
- La estimulación neuromuscular.
- La terapia interactiva robótica (sensores inerciales, cámaras Kinect, plataformas de movimiento, gafas de realidad virtual, consolas de videojuegos, guantes, móviles, tablets, etc.).

Una de las nuevas tecnologías más utilizadas actualmente en la intervención de pacientes que han sufrido un ictus es la realidad virtual (RV) (de Rooij et al., 2016). Una de las definiciones más aceptadas de la RV es “*simulación de un entorno real generado por un ordenador, en la que a través de una interfaz hombre-máquina se va a permitir al paciente interactuar con ciertos elementos dentro del escenario simulado*” (Bayón & Martínez, 2010; de Rooij et al., 2016). Cuando se utiliza la RV, los ambientes y los objetos virtuales proporcionan al paciente información visual (que puede presentarse a través de un dispositivo instalado en la cabeza, un sistema de proyección, o una pantalla plana), información auditiva, táctil, olfativa, y movimiento (Bayón & Martínez, 2010; Schultheis, Himmelstein, & Rizzo, 2002; Viñas-Diz & Sobrido-Prieto, 2016).

1.7 Alta hospitalaria al domicilio

La planificación del alta al domicilio tras la rehabilitación hospitalaria de las personas que han sufrido un ictus suele centrarse en las limitaciones funcionales de la persona, sin incorporar plenamente los demás aspectos de la vida del paciente, tales como su hogar y el entorno social (Cott, Wiles, & Devitt, 2007; Hodson, Aplin, & Gustafsson, 2016; Wottrich et al., 2007). El alta hospitalaria al domicilio es un proceso complejo en el que las personas con ictus encuentran dificultades inesperadas, experimentan reducciones en el número de ocupaciones, una menor calidad de vida y frustración hacia las limitaciones físicas y psicosociales (Gustafsson & Bootle, 2013; Hodson et al., 2016).

La investigación reciente ha puesto de relieve la necesidad de que los profesionales de la salud se centren en los significados multifacéticos del hogar para personas con discapacidad cuando se completan las intervenciones (Aplin et al., 2013). El hogar no es únicamente el entorno físico en el que vive la persona, sino un lugar que le aporta seguridad, confort, independencia, autonomía, identidad y privacidad (Hodson et al., 2016). El hogar es el eje central del mundo de una persona, puesto que le proporciona conexiones con la comunidad y el vecindario y soporta una amplia gama de ocupaciones diarias (de Jonge, Jones, Phillips, & Chung, 2011; Hodson et al., 2016).

1.7.1 Intervención domiciliaria de terapia ocupacional tras el ictus

La terapia ocupacional es un componente esencial en la rehabilitación de pacientes con ictus y se refiere principalmente a la recapacitación y reasentamiento de los pacientes en su entorno elegido (Walker et al., 2004; Walker et al., 2013). En los últimos años, se ha vuelto cada vez más evidente que los factores contextuales contribuyen a la salud de los individuos por lo que ha habido un mayor énfasis en proporcionar rehabilitación a los pacientes en su propio entorno de la comunidad (Walker et al., 2004; Wottrich et al., 2007).

En la literatura científica de terapia ocupacional se han identificado seis dimensiones que contribuyen a la propia experiencia en el domicilio (Aplin et al., 2013; Aplin, de Jonge, & Gustafsson, 2015; Hodson et al., 2016).

- *Las dimensiones físicas*, tales como la estructura, materiales y acabados, servicios e instalaciones, espacio, áreas al aire libre, la ubicación de la casa y las condiciones ambientales.
- *Las dimensiones sociales*, el hogar es el punto central para la participación social con amigos y familia y dentro de la comunidad.
- *Las dimensiones personales*, derivan de las conexiones emocionales que la gente tiene con su casa e incluye privacidad y seguridad, libertad e independencia, e identidad y conexión.
- *Las dimensiones temporales*, se refiere al paso del tiempo en el ambiente del hogar, el pasado, presente y futuro y las rutinas diarias, mensuales y anuales que tienen lugar en el domicilio.
- *Las dimensiones ocupacionales*, destaca el entorno del hogar como un lugar en el que se deben completar fácilmente las tareas y actividades significativas.
- *Las dimensiones de la sociedad*, describe el impacto de las condiciones políticas y económicas sobre los recursos y el control que tienen las personas sobre sus hogares.

El modelo de los componentes de la salud de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (ICF) incluye («WHO | International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)»; Wottrich et al., 2007):

- La función y estructura del cuerpo.
- Las actividades.
- La participación.
- Los factores contextuales.

- *Los factores ambientales:* constituyen el ambiente físico, social y actitudinal. Estos factores son externos al individuo y pueden tener una influencia positiva o negativa en el desempeño del individuo en la sociedad, en el desempeño de las tareas y actividades, o en la función del cuerpo y estructura.
- *Los factores personales:* son el contexto particular de un individuo, tales como la crianza, los hábitos, el origen social, el sexo, la raza, la edad, las condiciones de salud y las experiencias pasadas y actuales.

Existe evidencia de que la rehabilitación guiada de terapia ocupacional en el domicilio puede evitar la pérdida de capacidades para la realización de actividades básicas e instrumentales de la vida diaria en pacientes que han sufrido un ictus (Aziz et al., 2008; Legg, Langhorne, & Outpatient Service Trialists, 2004; Lynn Legg & Langhorne, 2004; Slijper, Svensson, Backlund, Engström, & Sunnerhagen, 2014; Walker et al., 2004; Walker et al., 2013). Los programas de rehabilitación en el domicilio son numerosos y varían en cuanto a su organización, contenido, duración y frecuencia de las visitas (Aziz et al., 2008; Geddes & Chamberlain, 2001; Gilbertson & Langhorne, 2000; Gustafsson & Bootle, 2013; Langhorne & Legg, 1999; L. Legg et al., 2004; Lynn Legg & Langhorne, 2004; Outpatient Service Trialists, 2003; Slijper et al., 2014; von Koch, Holmqvist, Wottrich, Tham, & de Pedro-Cuesta, 2000; Walker et al., 2001; Walker et al., 2013).

En estudios recientes se ha confirmado que cuando la rehabilitación guiada tiene lugar en el domicilio mediante el uso de tecnología permite que los pacientes lleven a cabo el entrenamiento sin necesidad de contar con la presencia del terapeuta ocupacional y tienen la oportunidad de practicar más a menudo, lo que puede conducir a una mejora funcional e incluso una reducción de los tiempos de recuperación (Legg & Langhorne, 2004; Paul et al., 2016; Slijper et al., 2014; Stoykov, Lewis, & Corcos, 2009).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Evaluar el equilibrio, estático, semiestático y dinámico, y la funcionalidad de los miembros inferiores de las personas que han sufrido un ictus a través de la parametrización de test funcionales mediante el uso de sensores inerciales y smartphones. A su vez, se pretende evaluar la efectividad de una intervención educativa llevada a cabo en el domicilio de personas en fase aguda de ictus desde el enfoque de la terapia ocupacional.

2.2 Objetivos específicos

- Analizar la fiabilidad, validez y especificidad de la parametrización del Functional Reach Test utilizando sensores inerciales para registrar las variables cinemáticas en sujetos que han sufrido un ictus.
- Analizar la fiabilidad, sensibilidad y especificidad del sensor inercial integrado en el smartphone para registrar las variables cinemáticas en la parametrización del Functional Reach Test, el Timed Up and Go y el Sit to Stand Test en personas que han sufrido un ictus.
- Cuantificar el desequilibrio que sufren los pacientes con ictus durante la ejecución de un test de equilibrio semiestático (Functional Reach Test).
- Comparar los datos cinemáticos registrados mediante dos sensores inerciales (tronco (L5-S1) y región lumbar (T7)) durante la ejecución del Functional Reach Test por personas que han sufrido un ictus y mayores sanos.
- Observar si existen diferencias significativas entre adultos mayores sanos y adultos jóvenes sanos al analizar el registro cinemático obtenido mediante sensores inerciales durante la ejecución del Functional Reach Test.
- Comprobar si existen diferencias significativas entre el registro realizado por el sensor situado en el tronco (L5-S1) y el localizado en lumbares (T7).

- Realizar un análisis de la fiabilidad de las medidas cinemáticas obtenidas con sensores inerciales colocados en dos regiones corporales distintas, tronco (L5-S1) y lumbares (T7), durante el Functional Reach Test.
- Cuantificar el desequilibrio que sufren las personas en fase aguda de ictus a través del registro cinemático del Timed Up and Go test y el Sit to Stand Test mediante la parametrización de los mismos con el uso del sensor inercial integrado en un smartphone.
- Desarrollar un instrumento que permita evaluar la ergonomía del domicilio y la ejecución de las actividades de la vida diaria por parte de personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios.
- Asesorar tras el alta al domicilio a las personas que han sufrido un ictus para la adaptación de este entorno.
- Mejorar la funcionalidad, independencia y ejecución en las actividades de la vida diaria a través de una intervención educativa de los pacientes que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios.

3 MARCO EMPÍRICO

3.1 Investigación pre-clínica

3.1.1 Cambios relacionados con la edad en la cinemática durante la ejecución del Functional Reach Test: estudio transversal.

Pendiente de publicación

3.1.1.1 Resumen

Introducción. La detección, análisis y conocimiento de los cambios en el equilibrio son parte de la práctica clínica habitual. Los avances en la microtecnología han permitido que los sensores inerciales aumenten la accesibilidad y asequibilidad para los investigadores y profesionales.

Diseño. Estudio transversal analítico.

Participantes. Cinco personas mayores sanas mayores de 60 años y seis adultos jóvenes sanos de edades comprendidas entre 20 y 30 años.

Mediciones. Análisis descriptivo del alcance medio logrado en el Functional Reach Test y cada una de las variables cinemáticas.

Resultados. Una comparación intergrupo y otra comparación para comprobar las diferencias entre los dos sensores. La fiabilidad intra e interobservador fiabilidad se calculó para las variables directas. Los adultos jóvenes sanos lograron una mayor distancia en el alcance funcional y mayor desplazamiento angular en los tres intervalos.

Conclusiones. Existen diferencias significativas en las variables cinemáticas entre ambos grupos en el FRT. Un único sensor inercial puede ser usado en la medición y su colocación en la parte posterior es irrelevante.

Palabras clave. Sensor inercial, Functional Reach Test, personas mayores sanas, jóvenes adultos sanos, variables cinemáticas.

3.1.1.2 Abstract

Background. The detection, analysis and knowledge of changes in balance are part of routine clinical practice. Advances in microtechnology have allowed inertial sensors to increase the accessibility and affordability for researchers and practitioners.

Design. Cross-sectional study.

Participants. Five healthy older people over 60 and six healthy young adults aged between 20 and 30.

Measurements. Descriptive analysis of the mid-range achieved in the Functional Reach Test and each of the kinematic variables.

Results. An intergroup comparison and a comparison to check the differences between the two sensors. Intraobserver and interobserver reliability was calculated for direct variables. Healthy young adults achieved a greater distance in the functional reach and greater angular displacement in the three intervals.

Conclusion. Significant differences in the kinematic variables between both groups in the FRT. A single inertial sensor may be used and its placement on the back is immaterial.

Keywords. Inertial sensor, Functional Reach Test, healthy older people, healthy young adults, kinematic variables.

3.1.1.3 Introducción

El envejecimiento es un proceso natural que se caracteriza por una serie de cambios biológicos que tienen como resultado la reducción de la masa muscular y la fuerza, la pérdida de movilidad y/o la inestabilidad postural, afectando tanto al equilibrio estático como dinámico (de Oliveira, da Silva, Dascal, & Teixeira, 2014; de Vries et al., 2014; Parreira, 2013; Liaw et al., 2012; Patel, Magnusson, Kristinsdottir, & Fransson, 2009; Rogan, Hilfiker, Herren, Radlinger, & Bruin, 2011; Tamburella, Scivoletto, Iosa, & Molinari, 2014). El control óptimo máximo del balanceo postural se logra en la adolescencia y se mantiene hasta los 60 años (de Vries et al., 2014). Cada año, un tercio de las personas mayores de 65 años o más sufren al menos una caída, siendo este uno de los mayores riesgos para esta población (de Vries et al., 2014; Luchies, Wallace, Pazdur, Young, & DeYoung, 1999; Patel et al., 2009; Rogan et al., 2011).

La evaluación del equilibrio es fundamental para la valoración de la inestabilidad y el riesgo de caídas en las personas mayores. Se han desarrollado numerosos métodos cuantitativos para evaluar el equilibrio, como los test de equilibrio temporizados, los test de equilibrio y la medida del balanceo postural estático y dinámico mediante el uso de plataformas de fuerza o sensores inerciales (Chandler, Duncan, & Studenski, 1990).

La detección, análisis y conocimiento de las alteraciones del equilibrio y la marcha son parte de la rutina de la práctica clínica (de Waroquier-Leroy et al., 2014). Por ello, son numerosos los test que se han desarrollado para este fin, siendo uno de los más comunes el Functional Reach Test (FRT) (Costarella, Monteleone, Steindler, & Zuccaro, 2010; de Waroquier-Leroy et al., 2014; Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014). El FRT es una herramienta muy sencilla que permite evaluar clínicamente el equilibrio anteroposterior e identificar el riesgo de caídas en las personas adultas (Costarella et al., 2010; Maranesi et al., 2014; R. A. Norris, Wilder, & Norton, 2008; Takahashi et al., 2006; Volkman, Stergiou, Stuber, Blanke, & Stoner, 2007). Ha demostrado ser un test preciso, portable, barato y fiable (de Waroquier-Leroy et al., 2014; Maranesi et al., 2014; Takahashi et al., 2006). Posee

una fiabilidad intraobservador del 0.92 y una fiabilidad interobservador del 0.98 (R. A. Norris et al., 2008; Sousa & Sampaio, 2005; Volkman et al., 2007).

A su vez, los avances en microtecnología han permitido que los sensores inerciales aumenten la accesibilidad y la asequibilidad para los investigadores y los profesionales para evaluar el movimiento humano en una variedad de entornos (Howcroft, Kofman, & Lemaire, 2013; Little, Lee, James, & Davison, 2013; Sheehan, Greene, Cunningham, Crosby, & Kenny, 2014). Se ha demostrado que un sensor inercial situado en la región baja de la espalda puede producir de forma fiable los datos que permitan la identificación y la interpretación de movimiento (Little et al., 2013). Además, se trata de una herramienta no invasiva, portable, muy precisa y con una alta validez, sensibilidad, fiabilidad y especificidad (Little et al., 2013; Merchán-Baeza, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014; Perez-Cruzado, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014). Recientemente, los sensores inerciales han sido incorporados a los protocolos de evaluación del riesgo de caídas en adultos mayores (Greene et al., 2012; Howcroft et al., 2013).

Los sensores inerciales han sido utilizados en numerosos estudios para obtener las variables cinemáticas del movimiento humano en pruebas de equilibrio (Larivière, Mecheri, Shahvarpour, Gagnon, & Shirazi-Adl, 2013; Merchán-Baeza et al., 2014; Perez-Cruzado et al., 2014; Sheehan et al., 2014), en la marcha (Little et al., 2013; Lockhart et al., 2014) o en la evaluación del riesgo de caída (Greene et al., 2012; Howcroft et al., 2013).

El objetivo principal de este estudio es observar si existen diferencias significativas entre los adultos jóvenes y los adultos mayores al analizar el registro cinemático obtenido mediante sensores inerciales durante la ejecución del FRT. Además, se pretende comprobar si hay diferencias significativas entre el registro realizado por el sensor situado en el tronco (L5-S1) y el localizado en lumbares (T7).

La hipótesis de estudio es que existirán diferencias significativas entre los registros cinemáticos de los adultos jóvenes y los adultos mayores en la ejecución del FRT. La

hipótesis de partida en el segundo objetivo es que no existan diferencias significativas en el registro cinemático entre el sensor colocado en el tronco y en la zona lumbar.

3.1.1.4 Método

3.1.1.4.1 Diseño

Se trata de un estudio transversal analítico en el que los criterios de inclusión fueron estar entre los 20 y 30 años o tener más de 60 años, ser capaz de mantenerse en bipedestación más de 30 segundos sin ayuda externa. Los criterios de exclusión fueron no estar en los rangos de edad determinados, tener limitaciones en la marcha, graves problemas de comunicación o comprensión, problemas cardiovasculares, respiratorios, ortopédicos o metabólicos severos, padecer alguna patología neurológica secundaria y/o no haber entregado el consentimiento informado.

Los participantes recibieron por parte de los investigadores una hoja informativa en la que se explicaba en qué consistía el estudio y cómo iban a participar en el mismo. También se les entregó el consentimiento informado en el cual se les explicaba claramente que su participación era totalmente voluntaria y podían abandonar el estudio en cualquier momento, así como que sus datos personales estarían protegidos según la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal 19/55.

Para garantizar la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de los participantes el estudio fue llevado a cabo según los principios de la Declaración de Helsinki. Además, la aprobación ética para el estudio fue concedida por el comité ético de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga.

3.1.1.4.2 Participantes

Se reunieron a seis adultos jóvenes sanos de entre 20 y 30 años. Los cinco adultos mayores sanos mayores de 60 años fueron reclutados para un estudio previo. Se delimitó

esta edad para asegurarnos que los jóvenes habían desarrollado completamente su capacidad el balanceo postural y que los mayores se encontraban en el rango de edad en el que han perdido el control máximo óptimo del balanceo postural (de Vries et al., 2014). Ninguno de los participantes sufría enfermedades severas que les impidiera realizar la prueba con normalidad.

3.1.1.4.3 *Functional Reach Test (FRT)*

El Functional Reach Test (FRT) es un test que se utiliza para medir el equilibrio estático (Lynch, Leahy, & Barker, 1998; Sousa & Sampaio, 2005; Takahashi et al., 2006). Es definido como el desplazamiento anterior máximo que una persona puede alcanzar. El participante comienza desde una posición fija vertical, en paralelo a la cinta métrica situada en la pared a la altura de sus hombros. Los pies se situarán a la altura de los hombros y ambos brazos y manos extendidos hacia adelante formando un ángulo recto con el torso. En esta posición, el investigador realiza una marca en la pared a la altura de la punta de los dedos. Posteriormente, el participante comenzará el movimiento manteniendo el soporte fijo, las manos al mismo nivel y sin girar el torso. Una vez alcanzado el punto máximo de alcance anterior, el investigador realizará una segunda marca en la pared y el participante volverá a la posición de partida. La distancia medida en centímetros entre las dos marcas realizadas por el investigador, será el alcance funcional logrado por el participante (Behrman, Light, Flynn, & Thigpen, 2002; Costarella et al., 2010; de Waroquier-Leroy et al., 2014; Maranesi et al., 2014; Norris et al., 2008; Sousa & Sampaio, 2005). El FRT es un instrumento simple, rápido, barato, preciso, portable y está clínicamente aceptado para medir el equilibrio (Maranesi et al., 2014; Takahashi et al., 2006). Posee una alta y demostrada fiabilidad test-retest en diferentes poblaciones de adultos ($r=0.89-0.98$) (Sousa & Sampaio, 2005; Volkman et al., 2007).

Los participantes portaron un sensor ubicado en la zona lumbar (L5-L7) y otro situado en el tórax (T7). Los sensores inerciales fueron colocados de forma que el origen de las coordenadas (X, Y, Z) (0, 0, 0) se situara en el vértice postero-inferior izquierdo. La parte

baja de la espalda, incluyendo la pelvis, el sacro y las vértebras de L3 a L5, es uno de las localizaciones más comunes para colocar los sensores inerciales ya que es el punto más aproximado al centro de masa (Greene et al., 2012; Howcroft et al., 2013).

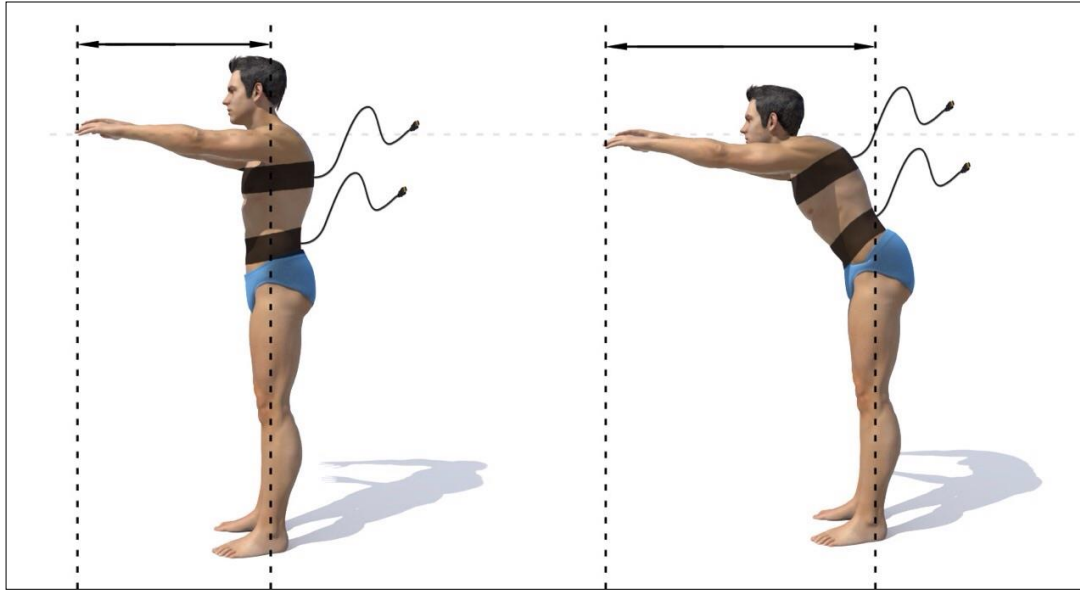


Figura 1. Ejecución del FRT

3.1.1.4.4 Sensores inerciales

Los sensores inerciales utilizados en este estudio ha sido el modelo InertiaCube3™ de InterSense Inc. (Bedford, Massachusetts, USA), trabajando con una frecuencia de muestreo de 180 Hz. Las dimensiones de estos sensores es de 31.2 mm x 43.2 mm x 14.8 mm, uno de los más pequeños del mundo. Cuenta con nueve sensores que abarcan un rastreo de 360° del movimiento a lo largo de los tres ejes (Yaw, Pitch y Roll), lo que les proporciona una gran precisión, sensibilidad y estabilidad. Lo que unido a su portabilidad, especificidad, validez (0.657–0.998) y fiabilidad (ICC: 0.84–0.97) los convierte en una herramienta ampliamente utilizada para el análisis del movimiento humano (Merchán-Baeza et al., 2014; Perez-Cruzado et al., 2014).

3.1.1.4.5 Procedimiento

Los investigadores les entregaron a los participantes la hoja informativa, en la que se les explicaba con detalle en qué consistía el estudio así como la voluntariedad de su participación en el mismo, y el consentimiento informado, el cuál tuvieron que firmar antes de comenzar el estudio.

Posteriormente se recogieron los datos sociodemográficos de los participantes, se les explicó cómo debían ejecutar el FRT y pudieron realizar un intento para practicar. Tras esto, los investigadores les colocaron los dos sensores a los participantes (tronco y región lumbar) y supervisaron las tres ejecuciones del FRT que llevó a cabo cada participante, para así garantizar la fiabilidad de la prueba. De las tres repeticiones, los investigadores analizaron independientemente aquella en la que se había conseguido una distancia de alcance mayor. Al tiempo de ejecución se añadieron tres segundos en la posición de partida antes de comenzar el movimiento y al finalizarlo para que los investigadores pudieran tomar una referencia al analizar los registros cinemáticos obtenidos. Del análisis se obtuvieron las variables directas tiempo y desplazamiento entre cada uno de los intervalos, y posteriormente se calcularon las variables indirectas, velocidad y aceleración.

3.1.1.4.6 Variables de resultado

3.1.1.4.6.1 Variables directas

Del FRT se extrajo la variable *distancia FRT* la cual sería la distancia lograda por el participante en su ejecución del test. Las variables expuestas a continuación fueron extraídas del registro cinemático recogido con los sensores inerciales en el eje pitch. *Desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: Variación angular sobre el eje pitch desde que comienza el test hasta que se alcanza el punto máximo de desequilibrio. *Tiempo desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: tiempo desde el punto de partida hasta el pico máximo. *Tiempo regreso posición inicial*: tiempo de regreso desde el pico

máximo a la posición de partida. *Tiempo total FRT*: tiempo desde el comienzo del test hasta el regreso a la posición de partida.

3.1.1.4.6.2 Variables indirectas

A través de los datos extraídos previamente se calcularon las siguientes variables. *Velocidad media FRT*: velocidad media a la que el participante ejecuta el test. *Velocidad desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: velocidad media a la que el paciente se mueve desde que comienza el movimiento hasta que alcanza el pico máximo. *Velocidad regreso posición inicial*: velocidad media a la que el paciente regresa desde el pico máximo a la posición de partida. *Aceleración media FRT*: aceleración media a la que el participante ejecuta el test completo. *Aceleración media desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: aceleración media a la que el participante realiza el movimiento desde el punto de partida hasta el pico máximo. *Aceleración media regreso posición inicial*: aceleración media a la que el participante regresa desde el pico máximo hasta el punto de partida.

Posteriormente se halló la resultante del desplazamiento y del máximo y mínimo de la velocidad y la aceleración del FRT calculando la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los tres ejes. Se calculó también la media y desviación típica en las resultantes calculadas previamente. Además, se halló la media y desviación típica de X, Y, Z en el máximo, mínimo y media de la velocidad y la aceleración en ambos sensores.

3.1.1.4.7 Análisis de datos

Se llevó a cabo el análisis descriptivo del alcance medio logrado por los participantes en el FRT y de cada una de las variables cinemáticas recogidas por los sensores inerciales.

La normalidad de las distintas variables se realizó mediante el Kolmogorov-Smirnov (K-S) test. Después se compararon los registros de las variables medidas directamente (tiempo y desplazamiento) y de las indirectas (velocidad, aceleración y resultante) entre tronco y región lumbar. Para las variables no paramétricas se empleó el Wilcoxon's test y

para las paramétricas el *t*-Student test. El índice de significación se estableció en valores iguales o inferiores a $p=0.005$. Además, se llevó a cabo una comparación intergrupo (JS y HO) para conocer las diferencias existentes en las variables cinemáticas directas e indirectas y una comparación intersensor para saber si existen diferencias significativas entre ambos sensores (tronco (T7) y región lumbar (L5-S1)).

La fiabilidad intrasujeto e intersujeto se calculó para las variables directas (FRT, tiempo y desplazamiento), mientras que la fiabilidad de las indirectas no se calculó puesto que la consistencia interna de sus valores depende de la fiabilidad de las variables directas. El análisis de la consistencia interna de la medida fue realizada para calcular la fiabilidad de las variables de resultado para lo cual la fiabilidad fue considerada como un test-retest de la desviación estándar de las diferencias o el límite del 95% de acuerdo (Atkinson & Nevill, 1998). Para analizar la fiabilidad se calculó el error estándar de medida y un cociente de correlación interclase para la fiabilidad intrasujeto e intersujeto. Los niveles de fiabilidad considerados fueron pobres ($ICC < 0.40$), moderados ($0.40 \leq ICC < 0.60$), buenos ($0.60 \leq ICC < 0.80$) o excelentes ($ICC \geq 0.80$) (Mancini et al., 2012).

Se utilizó el paquete estadístico para las ciencias sociales SPSS para representar el análisis estadístico (versión 17.0 para Windows, Illinois, EEUU).

3.1.1.5 Resultados

Los datos antropométricos y sociodemográficos de los participantes fueron recogidos a través de un breve cuestionario. En él se recogió la edad, la talla y el peso de cada participante (tabla 1).

Tabla 1. Datos sociodemográficos y antropométricos de los dos grupos analizados.

	Jóvenes sanos (SD)	Mayores sanos (SD)
Edad (años)	23.5 (±1.51)	73.04 (±3.58)
Peso (kg)	69.68 (±8.95)	72.38 (±11.94)
Altura (cm)	168.83 (±7.05)	163.11 (±7.02)
N (mujeres – hombres)	6 (2-4)	5 (3-2)

La tabla 2 muestra una descripción y comparación de la distancia lograda en el FRT por ambos grupos (JS and MS), así como de las variables cinemáticas recogidas por el sensor inercial localizado en lumbar. Se establecieron tres puntos de referencia en la ejecución del FRT: el comienzo del test desde el punto de partida (A), el desplazamiento angular máximo (B) y el retorno al punto de partida (C), a partir de los cuales se dividió el movimiento en tres intervalos (AB, BC y AC). Las variables calculadas en cada uno de los intervalos fueron tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración. A través de los resultados mostrados en esta tabla se podrá chequear la media y la desviación estándar de cada una de las variables en ambos grupos así como la diferencia obtenida en el análisis entre ambos grupos. Los jóvenes sanos lograron una mayor distancia en el alcance funcional (39.50 cm) y un mayor desplazamiento angular en los tres intervalos, trasladándose esta diferencia significativa al resto de variables medidas. Sin embargo, el tiempo de ejecución del test fue mayor en los MS.

Tabla 2. Descripción y diferencias entre grupos de las variables cinemáticas del FRT medidas con el sensor inercial localizado en el tronco.

	Jóvenes sanos (SD)	Mayores sanos (SD)	Diferencias (SD)
Distancia del Functional Reach Test	39.50 (±3.01)	36.30 (±6.04)	3.2** (±2.14)
Tronco			
Tiempo AB (s)	3.16 (±0.98)	9.65 (±6.23)	-6.49*** (±4.74)
Desplazamiento AB (°)	64.59 (±13.08)	44.82 (±10.23)	19.77*** (±11.58)
Velocidad AB (°/s)	22.20 (±8.78)	6.10 (±3.05)	16.10*** (±9.43)
Aceleración AB (°/s ²)	8.44 (±6.50)	1.04 (±0.85)	7.4*** (±4.21)
Tiempo BC (s)	3.72 (±0.48)	4.84 (±2.12)	-1.12** (±0.19)
Desplazamiento BC (°)	83.23 (±13.65)	48.17 (±4.23)	35.06*** (±5.19)
Velocidad BC (°/s)	17.33 (±3.20)	11.40 (±4.36)	5.93*** (±1.54)
Aceleración BC (°/s ²)	4.73 (±1.16)	3.12 (±2.36)	1.61*** (±0.57)
Tiempo AC (s)	6.88 (±1.14)	14.49 (±6.47)	-7.61*** (±2.14)
Desplazamiento AC (°)	65.27 (±13.76)	48.94 (±5.69)	16.33*** (±4.21)
Velocidad AC (°/s)	9.63 (±2.40)	3.87 (±1.42)	5.76** (±2.06)
Aceleración AC (°/s ²)	1.46 (±0.62)	0.35 (±0.22)	1.11*** (±0.23)

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo; C: final del FRT.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La tabla 3 muestra las variables cinemáticas recogidas por el sensor situado en la región lumbar en ambos grupos y en los intervalos mencionados en la tabla dos. Al igual que en esta, se podrá observar la media y desviación típica de los dos grupos y la diferencia entre ambos. Las diferencias encontradas entre los dos grupos en el sensor situado en el tronco se dan en este sensor también, a excepción del intervalo AB. En este se puede observar que los valores de las cuatro variables medidas son mayores en los MS.

Tabla 3. Descripción y diferencias entre grupos de las variables cinemáticas del FRT medido con el sensor inercial localizado en la región lumbar.

	Jóvenes sanos (SD)	Mayores sanos (SD)	Diferencias (SD)
Región lumbar			
Tiempo AB (s)	3.47 (±1.18)	9.59 (±5.12)	-6.12*** (±1.49)
Desplazamiento AB (°)	49.87 (±19.62)	51.07 (±7.19)	-1.2 (±0.38)
Velocidad AB (°/s)	15.61 (±8.87)	42.48 (±11.27)	26.87** (±3.96)
Aceleración AB (°/s ²)	5.59 (±5.61)	7.31 (±5.77)	-1.72*** (±0.49)
Tiempo BC (s)	3.56 (±0.49)	4.85 (±0.86)	-1.29** (±0.34)
Desplazamiento BC (°)	49.31 (±18.87)	48.28 (±6.42)	1.03 (±0.27)
Velocidad BC (°/s)	13.57 (±4.51)	10.24 (±2.37)	3.33* (±1.24)
Aceleración BC (°/s ²)	3.78 (±1.14)	2.25 (±1.00)	1.53** (±0.40)
Tiempo AC (s)	7.04 (±1.36)	13.44 (±4.87)	-6.40*** (±1.06)
Desplazamiento AC (°)	51.53 (±18.17)	49.77 (±9.51)	1.76 (±0.31)
Velocidad AC (°/s)	7.35 (±2.60)	4.11 (±1.78)	3.24*** (±1.08)
Aceleración AC (°/s ²)	1.08 (±0.60)	0.37 (±0.25)	0.71** (±0.21)

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo; C: final del FRT.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La tabla 4 muestra las diferencias entre las variables obtenidas indirectamente (velocidad y aceleración) de los dos grupos de estudio (JS and MS) después de la medición realizada en los tres ejes (X, Y y Z) por ambos sensores inerciales (tronco y lumbar). Puede ser observada la media y la desviación típica de la velocidad y aceleración media, máxima y mínima en ambos grupos, en los tres ejes. Así como de la diferencia existente entre los JS y los MS en estas variables indirectas. Cabe destacar que en el movimiento antero-posterior (Eje Y) los valores de los JS fueron mayores que los de los MS, a excepción de la aceleración máxima.

Tabla 4. Diferencias entre sensores inerciales en los registros cinemáticos en cada eje y grupo medido.

	Eje X (SD)			Eje Y (SD)			Eje Z (SD)		
	JS	MS	Dif	JS	MS	Dif	JS	MS	Dif
Tronco									
Velocidad media	7.54 (±13.60)	1.94 (±0.23)	5.6*** (±1.71)	129.90 (±39.12)	21.65 (±12.74)	108.25*** (±26.55)	35.93 (±20.10)	24.60 (±19.59)	11.33** (±4.70)
Velocidad máxima	6.32 (±13.02)	1.77 (±0.86)	4.55*** (±1.05)	58.56 (±9.76)	27.03 (±7.05)	31.53*** (±7.26)	20.12 (±14.63)	23.21 (±9.67)	-3.09* (±2.06)
Velocidad mínima	1.21 (±0.63)	0.58 (±0.66)	0.63*** (±0.11)	71.33 (±34.66)	9.88 (±4.31)	61.45** (±11.28)	15.81 (±10.65)	9.51 (±1.45)	6.30** (±2.91)
Aceleración media	7.20 (±2.69)	38.67 (±70.68)	-31.47*** (±6.53)	11.35 (±1.48)	7.93 (±0.72)	3.42* (±1.26)	6.78 (±3.94)	6.71 (±2.99)	0.07 (±0.02)
Aceleración máxima	12.75 (±2.59)	2.98 (±2.34)	9.77** (±2.89)	1.45 (±1.75)	6.17 (±3.47)	-4.72** (±1.61)	23.88 (±2.94)	95.40 (±8.54)	-71.52*** (±19.34)
Aceleración mínima	19.96 (±0.27)	0.81 (±1.44)	19.15*** (±4.55)	9.90 (±1.20)	0.93 (±0.65)	8.97*** (±3.01)	17.09 (±4.26)	88.88 (±9.58)	-71.79*** (±20.24)
Región lumbar									
Velocidad media	4.90 (±3.93)	1.57 (±1.18)	3.33*** (±1.22)	66.57 (±50.53)	24.46 (±15.76)	42.11** (±7.26)	48.74 (±97.43)	27.63 (±20.82)	21.11*** (±7.26)
Velocidad máxima	0.69 (±0.50)	1.74 (±0.75)	-1.05** (±0.29)	25.46 (±13.54)	24.25 (±7.98)	1.21* (±0.37)	16.68 (±60.88)	20.10 (±5.59)	-3.42** (±1.67)
Velocidad mínima	2.67 (±1.36)	0.03 (±1.56)	2.64** (±0.83)	41.11 (±38.97)	10.53 (±6.50)	30.58*** (±8.09)	32.05 (±37.52)	8.38 (±1.27)	23.67*** (±8.44)
Aceleración media	8.20 (±2.67)	40.68 (±1.89)	-32.48*** (±9.84)	8.01 (±2.35)	8.15 (±0.32)	-0.14 (±0.05)	14.01 (±3.75)	127.99 (±71.96)	-113.98*** (±34.19)
Aceleración máxima	2.61 (±2.99)	2.41 (±0.90)	0.2* (±0.09)	1.65 (±2.05)	2.16 (±1.43)	-0.51** (±0.19)	16.04 (±2.87)	92.11 (±4.75)	-76.07*** (±16.22)
Aceleración mínima	5.59 (±1.58)	0.00 (±0.86)	5.59*** (±2.03)	9.67 (±0.67)	0.74 (±0.93)	8.93*** (±3.03)	2.03 (±3.90)	4.75 (±1.01)	-2.72** (±0.88)

JS: jóvenes sanos; MS: mayores sanos; Dif: diferencias entre grupos.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

Tabla 5. Diferencias entre ambos grupos en los registros cinemáticos de cada uno de los sensores en cada eje.

	Eje X (SD)			Eje Y (SD)			Eje Z (SD)		
	Tronco	Lumbar	Dif	Tronco	Lumbar	Dif	Tronco	Lumbar	Dif
Jóvenes sanos									
Velocidad media	7.54 (±13.60)	4.90 (±3.93)	2.64 (±2.01)	129.90 (±39.12)	66.57 (±50.53)	63.33*** (±20.53)	35.93 (±20.10)	48.74 (±97.43)	-12.81 (±13.55)
Velocidad máxima	6.32 (±13.02)	0.69 (±0.50)	5.63 (±5.12)	58.56 (±9.76)	25.46 (±13.54)	33.1** (±30.95)	20.12 (±14.63)	16.68 (±60.88)	3.44 (±4.05)
Velocidad mínima	1.21 (±0.63)	2.67 (±1.36)	-1.46 (±1.58)	71.33 (±34.66)	41.11 (±38.97)	45.87*** (±42.75)	15.81 (±10.65)	32.05 (±37.52)	-16.24 (±16.95)
Aceleración media	7.20 (±2.69)	8.20 (±2.67)	-1.00 (±0.98)	11.35 (±1.48)	8.01 (±2.35)	3.34 (±2.87)	6.78 (±3.94)	14.01 (±3.75)	-7,23* (±6.87)
Aceleración máxima	12.75 (±2.59)	2.61 (±2.99)	10.14** (±9.33)	1.45 (±1.75)	1.65 (±2.05)	-0.20 (±0.87)	23.88 (±2.94)	16.04 (±2.87)	7.84 (±8.17)
Aceleración mínima	19.96 (±0.27)	5.59 (±1.58)	14.37** (±12.46)	9.90 (±1.20)	9.67 (±0.67)	0.23 (±0.12)	17.09 (±4.26)	2.03 (±3.90)	15.06 (±16.84)
Mayores sanos									
Velocidad media	1.94 (±0.23)	1.57 (±1.18)	0.37 (±0.94)	21.65 (±12.74)	24.46 (±15.76)	0.19 (±0.32)	24.60 (±19.59)	27.63 (±20.82)	-3.03 (±5.04)
Velocidad máxima	1.77 (±0.86)	1.74 (±0.75)	0.03 (±0.46)	27.03 (±7.05)	24.25 (±7.98)	2.78 (±2.92)	23.21 (±9.67)	20.10 (±5.59)	3.11 (±2.34)
Velocidad mínima	0.58 (±0.66)	0.03 (±1.56)	0.55 (±1.21)	9.88 (±4.31)	10.53 (±6.50)	-0.65 (±1.02)	9.51 (±1.45)	8.38 (±1.27)	1.13 (±2.75)
Aceleración media	38.67 (±70.68)	40.68 (±1.89)	-2.01 (±2.68)	7.93 (±0.72)	8.15 (±0.32)	-0.22 (±0.02)	6.71 (±2.99)	127.99 (±71.96)	-121.28*** (±42.75)
Aceleración máxima	2.98 (±2.34)	2.41 (±0.90)	0.57 (±1.08)	6.17 (±3.47)	2.16 (±1.43)	4.01 (±4.82)	95.40 (±8.54)	92.11 (±4.75)	3.29 (±1.18)
Aceleración mínima	0.81 (±1.44)	0.00 (±0.86)	0.81 (±0.69)	0.93 (±0.65)	0.74 (±0.93)	0.19 (±0.88)	88.88 (±9.58)	4.75 (±1.01)	84.13** (±31.18)

JS: jóvenes sanos; MS: mayores sanos; Dif: diferencias entre grupos.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La tabla 5 muestra la media y desviación estándar de la media, el máximo y el mínimo de la velocidad y la aceleración para cada uno de los grupos en relación a los ejes X, Y, Z de cada uno de los sensores, y la diferencia y desviación estándar entre ambos sensores en cada uno de los ejes. En la tabla se observa que no existen diferencias significativas en el registro cinemático del FRT entre ambos sensores en base a su localización, salvo en la aceleración mínima y máxima (JS - Eje X), velocidad media, mínima y máxima (JS - Eje Y), aceleración media (JS y MS - Eje Z) and aceleración mínima (MS - Eje Z).

3.1.1.6 Discusión

Los objetivos del presente estudio eran analizar si existían diferencias significativas en el registro cinemático intergrupo, comparando dos grupos poblacionales diferentes (adultos jóvenes sanos (JS) y los adultos mayores sanos (MS)), e intersensor (comparando el registro cinemático de los sensores colocados en el T7 (tronco) and L5 – S1 (lumbar)) durante la ejecución del FRT. Además de comprobar la fiabilidad y especificidad de los sensores inerciales como instrumento para el registro de variables cinemáticas. Tras analizar los registros cinemáticos obtenidos, se puede comprobar que el desplazamiento lineal y angular de los JS es mayor que el de los MS, lo cual se ve reflejado en las variables indirectas. A su vez, ha sido observado que no existen diferencias significativas entre los registros cinemáticos realizados por los dos sensores inerciales (salvo en algunas variables indirectas). Por ello, y en base a los resultados presentados, se puede afirmar que el objetivo del estudio se ha alcanzado y que las hipótesis de partida han quedado confirmada.

3.1.1.6.1 Diferencias variables cinemáticas

Al analizar los datos cinemáticos registrados por los sensores inerciales y compararlos entre los grupos, se observa cómo, entre los JS y los MS (tablas 2 y 3), existen diferencias significativas en las variables medidas por ambos sensores inerciales (tronco y región lumbar) entre los grupos de mayores sanos y jóvenes sanos. El alcance funcional fue

mayor en los JS (Dif. 3.2**) y en los tres intervalos en los que se dividió el FRT, realizaron el movimiento más rápido (Tronco AC -7.61***/Lumbar AC -6.40***), a mayor velocidad (Tronco AC 5.76**/ Lumbar AC 3.24***) y aceleración (Tronco AC 1.11***/Tronco AC 0.71**) y recorrieron una mayor distancia (Tronco AC 16.33***/Lumbar AC 1.76).

Al analizar los valores obtenidos en las cuatro variables (desplazamiento, tiempo, velocidad y aceleración) medidas por el sensor inercial situado en el tronco durante la ejecución del FRT, observamos que los JS lograron un desplazamiento angular mayor (Dif. AC 16.33°), realizaron el movimiento con más velocidad (Dif. AC 5.76°/s), con mayor aceleración (Dif. AC 1.11°/s²) y en menos tiempo (Dif. AC -7.61s) que los MS en los tres intervalos (tabla 2). Estos datos se encuentran en consonancia con los obtenidos en el estudio de Cavanaugh et al. (Cavanaugh et al., 1999), en el que los jóvenes sanos mostraron una mayor flexión de tronco que los mayores (Dif. 8.1°) y un mayor desplazamiento del centro de presión en el plano antero-posterior (Dif. 31mm); y los del estudio llevado a cabo por Kozak et al. (Kozak, Ashton-Miller, & Alexander, 2003), en el que los jóvenes mostraron un mayor desplazamiento angular del tronco (Dif. 7.4°) y una mayor velocidad lineal del centro de masas (Dif. 0.05m/s), respecto a los mayores sanos.

En los datos cinemáticos recogidos por el sensor situado en la región lumbar observamos el mismo patrón que en los recogidos por el sensor del tronco en los intervalos BC y AC. Sin embargo, en el intervalo AB, los MS realizaron un mayor desplazamiento angular (Dif. 1.2°), a una mayor velocidad (Dif. 26.87°/s), con más aceleración (Dif. 1.72°/s²) y en más tiempo (Dif. 6.72s) que los JS (tabla 3). Este cambio en el patrón general que parece darse en las mediciones realizadas por los sensores inerciales en los JS y los MS, podría explicarse como un método de compensación de las personas mayores. Es decir, al adelantar los brazos y el tronco hacia delante, sienten inseguridad puesto que su centro de presión se adelanta y se sale de los límites del equilibrio, por lo que desplazan más la zona lumbar para compensar. Cavanaugh et al. (Cavanaugh et al., 1999) afirmaron que limitar el centro de presión a una base de apoyo más pequeña aumenta el riesgo de inestabilidad y requiere un mayor grado de control postural; como esperaban al comienzo de su estudio,

los mayores sanos fueron menos propensos a controlar suficientemente este grado de inestabilidad en la ejecución del FRT (Cavanaugh et al., 1999). En otro estudio (Kozak et al., 2003), descubrieron que las mujeres mayores sanas evitando el momentum excesivo y conteniendo el desplazamiento del centro de presión a través de la limitación de la flexión del tronco, dieron mayor importancia al mantenimiento del equilibrio en lugar de conseguir su alcance máximo en el FRT.

Al analizar las variables indirectas calculadas posteriormente (velocidad y aceleración), encontramos que el pico de velocidad máxima en el movimiento antero-posterior (eje Y) es mayor en los JS (58.56 %/s) que en los MS (27.03 %/s), sin embargo, el pico máximo de aceleración en el mismo movimiento es mayor en los MS (6.17 %/s²) que en los JS (1.45 %/s²). Tal y como sucedió en el estudio de Kato et al. (Kato et al., 2014), en el que observaron que no existían grandes diferencias en las variables cinemáticas a excepción de la aceleración angular, la cual fue mayor en los mayores sanos. Este hecho podría denotar un menor control postural por parte de los mayores sanos (Kato et al., 2014).

3.1.1.6.2 Comparación FRT en JS y MS

La distancia alcanzada en el FRT por los JS (23.5 y) fue de 39.50 cm, frente a los 36.30 cm de los MS (73.04 y), lo que supone una diferencia entre ambos grupos de 3.20 cm (tabla 2). Esta diferencia, siendo significativa ($p \leq 0.005$), no es tan notable como las observadas en estudios que compararon el alcance funcional entre ambos grupos, 16.1 cm (Nagai et al., 2011), 16.84 cm (B. Norris & Medley, 2011) y 8.1 cm (Cavanaugh et al., 1999). La baja diferencia mostrada entre los grupos en el presente estudio podría deberse al perfil activo de los mayores sanos que participaron en el mismo, quienes salían a caminar una media de tres días a la semana (Okubo et al., 2015; Santos, Souza, Virtuoso, Tavares, & Mazo, 2011).

La diferencia encontrada en el alcance funcional entre estos dos grupos poblacionales se debe principalmente a la edad. Con el paso de los años el mantenimiento

del equilibrio postural se vuelve una tarea más complicada y cualquier movimiento que suponga la exposición del centro presión fuera de los límites de la base de apoyo supone un riesgo (Cavanaugh et al., 1999; de Vries et al., 2014; Nagai et al., 2011). Por ello, en este grupo poblacional se producen una serie de mecanismos compensatorios para mantener el centro de presión dentro de los límites de la estabilidad en detrimento del alcance anteroposterior (Kozak et al., 2003; Nagai et al., 2011). Algunos de los mecanismos de compensación localizados por otros autores son la coactivación de los músculos antagonistas que les aportaban un endurecimiento a las articulaciones de los miembros inferiores (Nagai et al., 2011), la limitación en la flexión del tronco (Kozak et al., 2003) o el mayor desplazamiento de la zona lumbar frente al tronco hallada en el presente estudio.

El alcance funcional alcanzado por los JS (39.50 cm) en el presente estudio concuerda con la distancia lograda por grupos de jóvenes sanos que también realizaron el FRT: 37.0 cm (Nagai et al., 2011), 43.81 cm (B. Norris & Medley, 2011) y 45.2 cm (Cavanaugh et al., 1999). Por otra parte, los grupos de mayores que en otros estudios realizaron el FRT lograron alcances funcionales de 32 cm (Dite & Temple, 2002), 32.11 cm (Wolf et al., 1999), 33.7 cm (Muramoto et al., 2012) y 37.1 cm (Cavanaugh et al., 1999), estando en consonancia con los 36.30 cm alcanzados por los MS del presente estudio. Sin embargo, en los estudios de Nagai et al. (Nagai et al., 2011) y Norris et al. (B. Norris & Medley, 2011) los MS (82 y and 81.7 y, respectivamente) lograron un alcance en el FRT de 20.9 cm y 27.33 cm respectivamente. Lo cual difiere en 15.4 cm y 8.97 cm de la distancia lograda por los MS del presente estudio (73.04 y); debido, probablemente, a la diferencia de edad existente entre los grupos de MS y al perfil activo de los del presente estudio (Okubo et al., 2015; Santos et al., 2011).

3.1.1.6.3 Comparación entre sensores

Al observar las diferencias mostradas en las tabla 5 entre ambos sensores en los tres ejes del movimiento y en los dos grupos de estudio, se puede comprobar que no existen diferencias significativas entre ambas mediciones dependiendo de la localización del sensor.

A excepción de la media, el máximo y el mínimo de velocidad en el eje Y, en las que sí se observan diferencias significativas (63.33***, 33.1** y 45.87***, respectivamente) y la media y mínimo de aceleración en el eje Z (-121.28*** y 84.13**, respectivamente). Estos resultados confirman la alta sensibilidad y especificidad de los sensores inerciales en la medición del registro cinemático del movimiento humano.

3.1.1.6.4 Fortalezas y debilidades

Una muestra mayor a la obtenida en este estudio (n=11) podría fortalecer y aportar una mayor consistencia a los resultados obtenidos en este estudio. Además, aunque se ha procurado minimizar el efecto de la elasticidad de la piel durante la ejecución del FRT, es importante considerar su influencia en la recogida de datos durante el FRT.

Por otro lado, los resultados y conclusiones a los que se han llegado gracias al análisis de los datos cinemáticos proporcionados por los sensores inerciales durante la ejecución del FRT, suponen un avance en el análisis del movimiento y del equilibrio postural en la población de estudio (Liao & Lin, 2008). A su vez, estos avances se encuentran en consonancia con las actuales investigaciones del análisis del movimiento humano y con el objetivo de incorporar esta práctica al ámbito clínico.

3.1.1.7 Conclusiones

La principal conclusión que se alcanza en el presente estudio una vez que ha sido completado el protocolo y analizados los datos obtenidos es que, existen diferencias significativas en las variables cinemáticas entre los mayores sanos y los jóvenes sanos en la ejecución del test de equilibrio estático Functional Reach Test, sin embargo, no existen diferencias entre el registro cinemático realizado entre el sensor lumbar y torácico, por lo que se puede utilizar un único sensor inercial para realizar registros cinemáticos en la columna vertebral y su colocación a lo largo de la misma, parece ser indiferente. Finalmente,

los sensores inerciales se muestran como instrumentos con una alta fiabilidad para realizar el registro cinemático en test funcionales.

3.1.1.8 Bibliografía

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 26(4), 217-238.
- Behrman, A. L., Light, K. E., Flynn, S. M., & Thigpen, M. T. (2002). Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(4), 538-542. <http://doi.org/10.1053/apmr.2002.30934>
- Cavanaugh, J. T., Shinberg, M., Ray, L., Shipp, K. M., Kuchibhatla, M., & Schenkman, M. (1999). Kinematic characterization of standing reach: comparison of younger vs. older subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(4), 271-279.
- Chandler, J. M., Duncan, P. W., & Studenski, S. A. (1990). Balance Performance on the Postural Stress Test: Comparison of Young Adults, Healthy Elderly, and Fallers. *Physical Therapy*, 70(7), 410-415.
- Costarella, M., Monteleone, L., Steindler, R., & Zuccaro, S. M. (2010). Decline of physical and cognitive conditions in the elderly measured through the functional reach test and the mini-mental state examination. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 50(3), 332-337. <http://doi.org/10.1016/j.archger.2009.05.013>
- de Oliveira, M. R., da Silva, R. A., Dascal, J. B., & Teixeira, D. C. (2013). Effect of different types of exercise on postural balance in elderly women: A randomized controlled trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. <http://doi.org/10.1016/j.archger.2014.08.009>
- de Vries, E. A., Caljouw, S. R., Coppens, M. J. M., Postema, K., Verkerke, G. J., & Lamoth, C. J. C. (2014). Differences between Young and Older Adults in the Control of Weight Shifting within the Surface of Support. *PLoS ONE*, 9(6), e98494. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0098494>
- de Waroquier-Leroy, L., Bleuse, S., Serafi, R., Watelain, E., Pardessus, V., Tiffreau, A.-V., & Thevenon, A. (2014). The Functional Reach Test: Strategies, performance and the

- influence of age. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(6–7), 452-464.
<http://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.03.003>
- Dite, W., & Temple, V. A. (2002). A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1566-1571. <http://doi.org/10.1053/apmr.2002.35469>
- 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>
- Parreira, R. B. (2014). Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task - Springer. <http://doi.org/10.1007/s00421-013-2627-6>
- Gebruers, N., Vanroy, C., Truijen, S., Engelborghs, S., & De Deyn, P. P. (2010). Monitoring of Physical Activity After Stroke: A Systematic Review of Accelerometry-Based Measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(2), 288-297.
<http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.025>
- Greene, B. R., McGrath, D., Walsh, L., Doheny, E. P., McKeown, D., Garattini, C., Kenny, R. A. (2012). Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. *Physiological Measurement*, 33(12), 2049-2063.
<http://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>
- Heebner, N. R., Akins, J. S., Lephart, S. M., & Sell, T. C. (2014). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.009>
- Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 91. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-91>
- Kamen, G., Patten, C., Du, C. D., & Sison, S. (1998). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*, 44(1), 40-5.

- Kato, T., Yamamoto, S., Miyoshi, T., Nakazawa, K., Masani, K., & Nozaki, D. (2014). Anti-phase action between the angular accelerations of trunk and leg is reduced in the elderly. *Gait & Posture*, 40(1), 107-112. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.006>
- Kozak, K., Ashton-Miller, J. A., & Alexander, N. B. (2003). The effect of age and movement speed on maximum forward reach from an elevated surface: a study in healthy women. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 190-196. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00205-X](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00205-X)
- Larivière, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A., Gagnon, D., & Shirazi-Adl, A. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 899-907. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.002>
- Liao, C.-F., & Lin, S.-I. (2008). Effects of different movement strategies on forward reach distance. *Gait & Posture*, 28(1), 16-23. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.09.009>
- Liaw, L.-J., Hsieh, C.-L., Hsu, M.-J., Chen, H.-M., Lin, J.-H., & Lo, S.-K. (2012). Test-retest reproducibility of two short-form balance measures used in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research* September 2012, 35(3), 256-262. <http://doi.org/10.1097/MRR.0b013e3283544d20>
- Little, C., Lee, J. B., James, D. A., & Davison, K. (2013). An evaluation of inertial sensor technology in the discrimination of human gait. *Journal of Sports Sciences*, 31(12), 1312-1318. <http://doi.org/10.1080/02640414.2013.779739>
- Lockhart, T. E., Soangra, R., Chung, C., Frames, C., Fino, P., & Zhang, J. (2014). Development of automated gait assessment algorithm using three inertial sensors and its reliability. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 50, 297-306.
- Luchies, C. W., Wallace, D., Pazdur, R., Young, S., & DeYoung, A. J. (1999). Effects of Age on Balance Assessment Using Voluntary and Involuntary Step Tasks. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(3), M140-M144. <http://doi.org/10.1093/gerona/54.3.M140>

- Lynch, S. M., Leahy, P., & Barker, S. P. (1998). Reliability of Measurements Obtained With a Modified Functional Reach Test in Subjects With Spinal Cord Injury. *Physical Therapy*, 78(2), 128-133.
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 59. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.035>
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C.-C., Musolino, M. C., Furman, G. R., & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research*, 23(4), 227-235. <http://doi.org/10.3233/VES-130490>
- Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability in the parameterization of the functional reach test in elderly stroke patients: a pilot study. *BioMed Research International*, 2014, 637671. <http://doi.org/10.1155/2014/637671>
- Muramoto, A., Imagama, S., Ito, Z., Hirano, K., Ishiguro, N., & Hasegawa, Y. (2012). Physical performance tests are useful for evaluating and monitoring the severity of locomotive syndrome. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 17(6), 782-788. <http://doi.org/10.1007/s00776-012-0283-z>
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(3), 338-343. <http://doi.org/10.1016/j.archger.2011.01.003>

- Norris, B., & Medley, A. (2011). The Effect of Context and Age on Functional Reach Performance in Healthy Adults Aged 21 to 94 Years: *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 34(2), 82-87. <http://doi.org/10.1519/JPT.0b013e31820aac11>
- Norris, R. A., Wilder, E., & Norton, J. (2008). The Functional Reach Test in 3- to 5-Year-Old Children Without Disabilities: *Pediatric Physical Therapy*, 20(1), 47-52. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31815ce63f>
- Okubo, Y., Osuka, Y., Jung, S., Rafael, F., Tsujimoto, T., Aiba, T., Tanaka, K. (2015). Walking can be more effective than balance training in fall prevention among community-dwelling older adults. *Geriatrics & Gerontology International*. <http://doi.org/10.1111/ggi.12444>
- Patel, M., Magnusson, M., Kristinsdottir, E., & Fransson, P.-A. (2009). The contribution of mechanoreceptive sensation on stability and adaptation in the young and elderly. *European Journal of Applied Physiology*, 105(2), 167-173. <http://doi.org/10.1007/s00421-008-0886-4>
- Perez-Cruzado, D., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: a cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 13, 127. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>
- Rogan, S., Hilfiker, R., Herren, K., Radlinger, L., & Bruin, E. D. de. (2011). Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 11(1), 72. <http://doi.org/10.1186/1471-2318-11-72>
- Santos, G. M., Souza, A. C. S., Virtuoso, J. F., Tavares, G. M. S., & Mazo, G. Z. (2011). Predictive values at risk of falling in physically active and no active elderly with Berg Balance Scale. *Revista Brasileira De Fisioterapia (São Carlos (São Paulo, Brazil))*, 15(2), 95-101.
- Sheehan, K. J., Greene, B. R., Cunningham, C., Crosby, L., & Kenny, R. A. (2014). Early identification of declining balance in higher functioning older adults, an inertial sensor based method. *Gait & Posture*, 39(4), 1034-1039. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.003>

- Sousa, N., & Sampaio, J. (2005). Effects of progressive strength training on the performance of the Functional Reach Test and the Timed Get-Up-and-Go Test in an elderly population from the rural north of Portugal. *American Journal of Human Biology*, 17(6), 746-751. <http://doi.org/10.1002/ajhb.20446>
- Takahashi, T., Ishida, K., Yamamoto, H., Takata, J., Nishinaga, M., Doi, Y., & Yamamoto, H. (2006). Modification of the functional reach test: Analysis of lateral and anterior functional reach in community-dwelling older people. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 42(2), 167-173. <http://doi.org/10.1016/j.archger.2005.06.010>
- Tamburella, F., Scivoletto, G., Iosa, M., & Molinari, M. (2014). Reliability, validity, and effectiveness of center of pressure parameters in assessing stabilometric platform in subjects with incomplete spinal cord injury: a serial cross-sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 86. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-11-86>
- Volkman, K. G. M., Stergiou, N., Stuber, W., Blanke, D., & Stoner, J. (2007). Methods to Improve the Reliability of the Functional Reach Test in Children and Adolescents With Typical Development. *Pediatric Physical Therapy Spring 2007*, 19(1), 20-27. <http://doi.org/10.1097/01.pep.0000247173.14969.5a>
- Whitney, S. L., Roche, J. L., Marchetti, G. F., Lin, C.-C., Steed, D. P., Furman, G. R., ... Redfern, M. S. (2011). A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait & Posture*, 33(4), 594-599. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.015>
- Wolf, S. L., Catlin, P. A., Gage, K., Gurucharri, K., Robertson, R., & Stephen, K. (1999). Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Physical Therapy*, 79(12), 1122-1133.

3.1.2 Fiabilidad en la parametrización del Functional Reach test en personas mayores con ictus: estudio piloto.

Publicado en *BioMed Research International*

Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability in the Parameterization of the Functional Reach Test in Elderly Stroke Patients: A Pilot Study. *BioMed Research International*, 2014, e637671.
<http://doi.org/10.1155/2014/637671>

3.1.2.1 Resumen

Introducción. La inestabilidad postural es una de las principales complicaciones que se encuentran en personas que sufren un ictus. Parametrizar el Functional Reach test (FRT) podría ser útil en la práctica clínica y la investigación básica.

Objetivo. Analizar la fiabilidad, sensibilidad y especificidad en la parametrización del FRT utilizando sensores inerciales para el registro de las variables cinemáticas en pacientes que han sufrido un ictus.

Diseño. Estudio transversal. Durante la realización de FRT dos sensores inerciales fueron colocados en la espalda del paciente (lumbar y tronco).

Participantes. Cinco sujetos mayores de 65 años con ictus.

Mediciones. Mediciones del FRT, desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo, tiempo desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo, tiempo regreso posición inicial. La velocidad y la aceleración de los movimientos se calcularon de manera indirecta.

Resultados. FRT: 12.75 ± 2.06 cm. Los valores de fiabilidad intraobservador van desde 0.829 (tiempo de retorno a la posición inicial (lumbar-sensor)) y 0.891 (desplazamiento angular máximo lumbosacro). Los valores de fiabilidad interobservador van desde 0.821 (tiempo de retorno a la posición inicial (lumbar-sensor)) y 0.883 (desplazamiento angular máximo lumbosacro). La fiabilidad del FRT fueron 0.987 (0.983-0.992) y 0.983 (0.979 hasta 0.989) interobservador e intraobservador respectivamente.

Conclusiones. La conclusión principal podría ser que los sensores inerciales son una herramienta con una excelente fiabilidad, validez, sensibilidad y especificidad en la parametrización de la FRT en personas que han sufrido un ictus.

Palabras clave. Sensor inercial, Funcional Reach test, fiabilidad, equilibrio.

3.1.2.2 Abstract

Background. Postural instability is one of the major complications found in stroke survivors. To parameterise the Functional Reach Test (FRT) could be useful in clinical practice and basic research.

Objectives. To analyse the reliability, sensitivity and specificity in the FRT parameterisation using inertial sensors for recording kinematic variables in patients who have suffered a stroke.

Design. Cross-sectional study. While performing FRT two inertial sensor were placed on the patient's back (lumbar and trunk).

Participants. Five subjects over 65 who suffer from a stroke.

Measurements. FRT measures, lumbosacral/thoracic maximum angular displacement, maximum time of lumbosacral/thoracic angular displacement, time return initial position and total time. Speed and acceleration of the movements were calculated indirectly.

Results. FRT measure: 12.75 ± 2.06 cm. Intra-observer reliability values ranging from 0.829 (time to return initial position (lumbar-sensor)) and 0.891 (lumbosacral maximum angular displacement). Inter-observer reliability values range from 0.821 (time to return initial position (lumbar-sensor)) and 0.883 (lumbosacral maximum angular displacement). FRT's reliability were 0.987 (0.983-0.992) and 0.983 (0.979-0.989) inter-observer and intra-observer respectively.

Conclusion. The main conclusion could be that the inertial sensors are a tool with excellent reliability, validity, sensitivity and specificity in the parameterisation of the FRT in people who have had a stroke.

Keywords. Inertial sensor, Functional Reach Test, reliability, balance.

3.1.2.3 Introducción

El ictus es la tercera causa de muerte y la principal causa de discapacidad neurológica de larga duración en el mundo (French et al., 2010; Sawacha et al., 2013). En Europa se producen 250 ictus por cada 100.000 habitantes cada año, y esta tendencia se va agravando con el paso de los años (Sawacha et al., 2013; Truelsen et al., 2006). El ictus causa una discapacidad severa que provoca grandes limitaciones en las actividades de la vida diaria de las personas que lo sufren (Sawacha et al., 2013).

La inestabilidad postural es una de las mayores complicaciones que presentan las personas que sufren un ictus (Sawacha et al., 2013), la cual provoca que entre el 50% y el 70% de los pacientes que vuelven a sus casas procedentes de hospitales o centros de rehabilitación experimenten caídas (Kamphuis, de Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013). Además, un alto porcentaje presenta mayor dificultad para ponerse pie, exageración postural, reequilibrio constante en el plano sagital y frontal, reducción de la habilidad para apoyarse en el miembro afecto y, por tanto, un mayor riesgo de caída (Sawacha et al., 2013; Yavuzer, Eser, Karakus, Karaoglan, & Stam, 2006).

La instrumentalización o parametrización de test funcionales permite analizar el desarrollo de los mismos adquiriendo parámetros que pueden ser utilizados en la práctica clínica y en la investigación básica (Kavanagh & Menz, 2008). El uso de instrumentos estandarizados que miden el estado de salud de los pacientes ha sido promovido en todos los campos de la medicina aplicada para ayudar a establecer e implementar estrategias de tratamiento efectivas.

Debido a su portabilidad, fiabilidad y tamaño los sensores inerciales son instrumentos capaces de adquirir variables cinemáticas de cualquier gesto o movimiento (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013).

En investigación básica, varios estudios han utilizado los sensores inerciales para analizar las distintas variables cinemáticas en las que se puede descomponer la marcha (Giggins et al., 2013; Grimpampi, Bonnet, Taviani, & Mazzà, 2013; Kavanagh, Morrison,

James, & Barrett, 2006; Leutheuser, Schuldhaus, & Eskofier, 2013; Mizuike, Ohgi, & Morita, 2009). En la práctica clínica, este instrumento ha sido utilizado como herramienta de feedback para la mejora del “sway” en pruebas de equilibrio y deambulación (Mancini et al., 2012).

El Functional Reach Test (FRT) (Cho, Kim, & Lee, 2013; DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E., 2002; Kang, Kim, Chung, & Hwang, 2012; Outermans, van Peppen, Wittink, Takken, & Kwakkel, 2010; Smith, Hembree, & Thompson, 2004) es una herramienta muy aceptada clínicamente para medir el equilibrio semiestático de un sujeto por su sencillez, fiabilidad, economía y portabilidad. Se basa en analizar los límites de la estabilidad en ausencia de perturbaciones externas, valorando el desplazamiento máximo que, de forma intencionada, puede alcanzar un sujeto sin perder el equilibrio, integrando, por tanto, aspectos biomecánicos, control postural y percepciones subjetivas, correlacionando sus resultados a una mayor probabilidad de sufrir una caída. Se ha utilizado para analizar el equilibrio en pacientes que sufren Parkinson, fragilidad física, disfunciones vestibulares y (Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014).

No se ha encontrado ningún estudio que instrumentalice el FRT mediante sensores inerciales en pacientes que han sufrido un ictus.

El objetivo de este estudio es analizar la fiabilidad y validez de la parametrización del FRT utilizando sensores inerciales para registrar las variables cinemáticas en sujetos que han sufrido un ictus. Nuestra hipótesis de partida es que los IS serán instrumentos fiables para el estudio cinemático del FRT.

3.1.2.4 Material y método

3.1.2.4.1 Diseño y participantes

Estudio transversal analítico donde los participantes reunían los siguientes criterios de inclusión: ictus verificado según la definición de la Organización Mundial de la Salud (Williams, 2008), independencia para caminar durante diez metros sin la necesidad de

utilizar un apoyo físico o la ayuda de una persona auxiliar, a una velocidad igual o menor a 0.8 m/s. Capacidad para permanecer en bipedestación con o sin asistencia durante un tiempo superior a 30 segundos. Así mismo, fueron excluidos del estudio, las personas que presentaron los siguientes criterios de exclusión: Edad inferior a 65 años, un problema cardiovascular, respiratorio, ortopédico o metabólico severo, limitaciones en la deambulación, graves problemas de comunicación o comprensión, historia de una patología neuronal secundaria y no entregar el consentimiento informado.

La aprobación ética para el estudio fue concedida por el comité ético de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga. Para llevar a cabo este estudio tuvimos en cuenta la guía de Buena Práctica Clínica (BPC) de la Conferencia Internacional de Armonización (ICH). Garantizándonos así la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de los sujetos del ensayo de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki, así como la credibilidad de los datos del ensayo clínico.

Antes de realizar el test de alcance funcional presentamos a cada participante la hoja informativa y el consentimiento informado en los que se explicaba el desarrollo del estudio, la voluntariedad del mismo, la protección de sus datos personales según la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal 19/55; así como la facilidad para abandonar el estudio en el momento que se desee.

Una vez sea firmado el consentimiento se les entregó una copia del mismo y fueron incluidos como participantes del ensayo clínico.

3.1.2.4.2 Sensores inerciales

Los sensores inerciales utilizados en el presente estudio eran del modelo InertiaCube3™ de InterSense Inc. (Bedford, Massachusetts, USA) con una frecuencia de muestreo de 180 Hz.

El InertiaCube3 es un sensor basado en sistemas micro-electro-mecánicos (MEMS) que implican tecnología sin ruedas giratorias que podrían generar ruido, fuerzas de inercia

y fallos mecánicos. El InertiaCube mide simultáneamente 9 propiedades físicas, es decir, velocidades angulares, aceleraciones lineales y componentes de campo magnético a lo largo de los 3 ejes (Yaw, Pitch y Roll). Los elementos vibrantes en miniatura se emplean para medir todos los componentes de la velocidad angular y las aceleraciones lineales.

3.1.2.4.3 Functional Reach Test (FRT)

Los sujetos del estudio se sitúan en paralelo a una pared, donde hay pegada una escala dividida en décimas de centímetro, sin llegar a apoyarse en la misma y con los pies abiertos a la altura de los hombros. Éstos, flexionados 90 grados, y codos y manos extendidos. En esta posición se realiza una marca hasta donde alcancen los dedos. El sujeto aguantará esta postura de partida durante tres segundos. Posteriormente, sin mover los pies del suelo, el participante realiza una flexión de cadera desplazando el tronco hacia delante, manteniendo los codos y las manos extendidas, hasta justo antes de perder el equilibrio y tener que dar un paso para no caer. Alcanzado ese punto se realiza una segunda marca en la pared teniendo en cuenta la posición de las manos. Tras esto, el participante vuelve al punto inicial y permanece quieto otros tres segundos para diferenciar claramente el final del movimiento. La diferencia en centímetros entre la primera y la segunda marca es el alcance funcional logrado en el FRT.

Antes de comenzar la prueba se le explicó a cada participante la ejecución del movimiento y pudieron realizar todas las pruebas que consideraron oportunas para su mayor comprensión del test. Este test tiene una fiabilidad de 0.81 (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990).

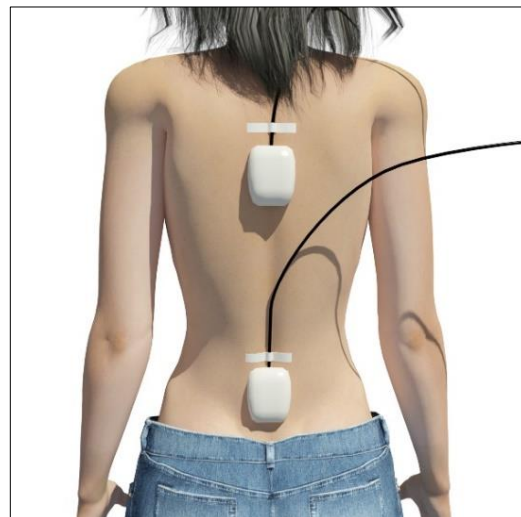


Figura 1. Posición del sensor inercial en la espalda de los pacientes.

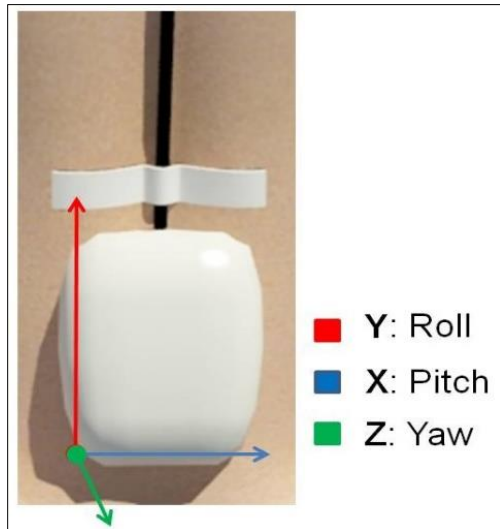


Figura 2. Origen de las coordenadas (X, Y, Z) en el sensor inercial.

Se colocaron dos sensores inerciales, uno en el centro de masas y el otro en el tórax (figura 1), los cuales realizaron un registro cinemático durante la ejecución del test. El registro de las variables cinemáticas del desarrollo del test se llevó a cabo durante toda la prueba más los tres segundos iniciales y finales.

Los cuales sirvieron a los sujetos para alcanzar la posición de partida y al investigador como referencia para analizar los datos. El análisis de los mismos se realizó con la ejecución

que consiguió una mayor distancia en el FRT.

El sensor fue colocado de manera que el origen de las coordenadas (X, Y, Z) (0, 0, 0) se situara en el vértice postero-inferior izquierdo (figura 2). Tras finalizar la recogida de datos, un investigador cegado realizó la extracción de las variables offline a partir de cada una de las gráficas generadas tras la realización de cada uno de los test.

3.1.2.4.4 Variables de resultado

3.1.2.4.4.1 Variables directas

Las variables extraídas del FRT o test de Duncan fueron las siguientes: *Distancia FRT*: es la distancia en centímetros que el sujeto es capaz de alcanzar durante la realización del FRT. *Desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: Es la variación angular sobre el eje pitch que el sujeto provoca durante la realización del FRT. Se considera dicha amplitud desde el momento que comienza el test hasta que alcanza su punto máximo de desequilibrio antes de comenzar el retorno a la posición de partida. *Tiempo desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: es el tiempo que tarda el sujeto en alcanzar el pico máximo durante al ejecutar el FRT. *Tiempo regreso posición inicial*: es el tiempo que el

sujeto tarda en regresar a su posición de partida desde que alcanza el pico máximo. *Tiempo total FRT*: es el tiempo que tarda el sujeto desde que comienza a realizar el FRT hasta que regresa a su posición de partida. Todas las variables mencionadas anteriormente fueron extraídas del registro del sensor inercial en el eje pitch.

3.1.2.4.4.2 Variables indirectas

Posteriormente y utilizando los datos extraídos, se calcularon las siguientes variables: *Velocidad media FRT*: velocidad media a la que el sujeto realiza todo el FRT. *Velocidad desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: es la velocidad media a la que el sujeto alcanza el pico máximo desde que comienza la realización del FRT. *Velocidad regreso posición inicial*: es la velocidad media a la cual el sujeto realiza el movimiento de volver a la posición de partida desde el pico máximo. *Aceleración media FRT*: aceleración media a la que el sujeto realiza todo el FRT. *Aceleración media desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: es la aceleración media que el sujeto desarrolla desde que comienza el test hasta que alcanza el pico máximo. *Aceleración media regreso posición inicial*: es la aceleración media que el sujeto desarrolla desde que alcanza el pico máximo hasta que vuelve a su posición de partida.

Además, se calculó la media y desviación típica de X, Y, Z en el máximo, mínimo y media de la velocidad y la aceleración en ambos sensores. Así como la media y desviación típica en las resultantes del desplazamiento y resultantes del máximo y mínimo de velocidad y aceleración. Resultante: fueron calculadas previamente hallando la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los tres ejes en el desplazamiento, el máximo y mínimo de velocidad y aceleración del FRT.

La variable analizada fue la que obtuvo el valor más alto durante la realización de las tres repeticiones del test.

3.1.2.4.5 Procedimiento

Antes de realizar la prueba, se les explicó con detalle a los participantes en qué consistía el test y firmaron el consentimiento informado. Se recogieron los datos sociodemográficos y antropométricos de cada uno de los sujetos a través de un cuestionario. Tras esto, se les pasó a cada uno de ellos el Barthel Index (BI), la escala de impacto del ictus-16 (SIS-16) y la escala neurológica canadiense (CNS) para mejorar la descripción de la muestra. La fiabilidad de estos instrumentos es Kappa = 0.93 (Collin, Wade, Davies, & Horne, 1988; Duffy, Gajree, Langhorne, Stott, & Quinn, 2013), Kappa = 0.76 (Duncan et al., 1999) y ICC = 0.70 a 0.92 (D'Olhaberriague, Litvan, Mitsias, & Mansbach, 1996), respectivamente.

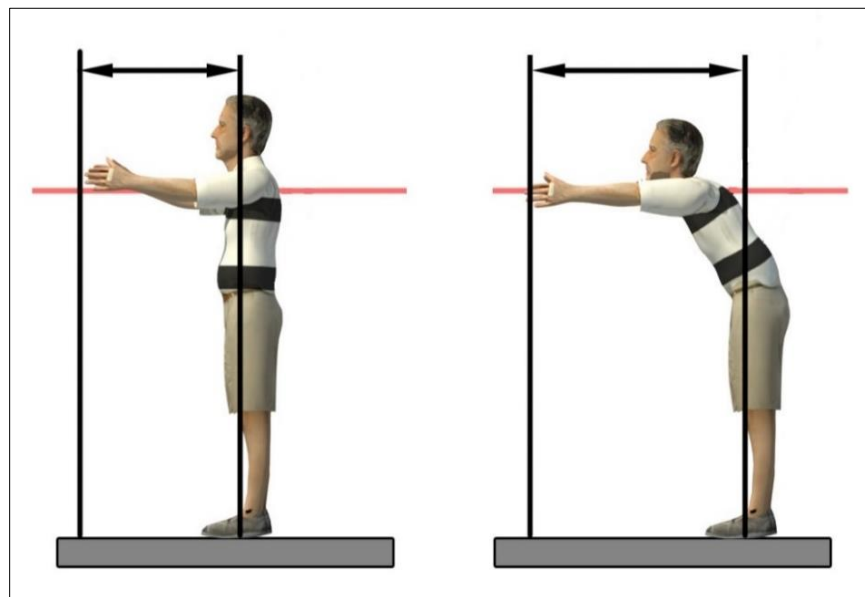


Figure 3. Ejecución del Functional Reach test.

Se realizó el Funtional Reach Test (FRT) o Duncan's Test (Duncan et al., 1990; Weiner, Duncan, Chandler, & Studenski, 1992) (figura 3). Durante la ejecución del mismo los sujetos portaban dos sensores inerciales, uno fue colocado a la altura de L5 – S1 (lumbar) y el otro en T7 (tórax). Dos investigadores supervisaron la ejecución del test y realizaron el análisis de los resultados de forma independiente. Con la supervisión de cada investigador, el test fue realizado tres veces.

Tras analizar los datos obtenidos en el registro cinemático realizado por los sensores inerciales situados, se obtuvieron una serie de variables directas e indirectas. Las variables directas obtenidas fueron el tiempo y el desplazamiento entre cada uno de los puntos de los tres intervalos. Y las variables indirectas, calculadas posteriormente, fueron la velocidad y el desplazamiento.

3.1.2.4.6 Análisis de datos

Una vez completada la muestra, se realizó un análisis descriptivo donde se incluyeron valores antropométricos así como el resultado de distintos cuestionarios autoadministrados específicamente diseñados para pacientes con afectaciones neurológicas. Seguidamente se desarrolló un análisis descriptivo de todas las variables cinemáticas registradas mediante los dos sensores inerciales (tronco and lumbar) así como el alcance medio logrado en el FRT.

Tras realizar la normalidad de las distintas variables mediante el Kolmogorov – Smirnov (K-S) test, se comparó los resultados entre los registros entre tronco y el lumbar, tanto de variables medidas directamente (tiempo y desplazamiento) como de variables obtenidas indirectamente (velocidad, aceleración y resultante). Para las variables paramétricas se utilizó el *t*-Student test y para las no paramétricas el Wilcoxon's test. El índice de significación se estableció en valores iguales o inferiores a $p=0.05$.

Las medidas de fiabilidad fueron calculadas mediante el análisis de la consistencia interna (los coeficientes de correlación intraclase fueron calculados para la fiabilidad intra e interobservador) de la medida con el 95% de intervalo de confianza de cada variable de resultado. La fiabilidad se calculó en el alcance funcional y en las variables medidas con los SI (tiempo y desplazamiento). No se calculó la fiabilidad de las variables indirectas (velocidad, aceleración y resultante), debido a que su valor está determinado por la fiabilidad de las medidas directas. Los niveles de clasificación de fiabilidad tomados fueron excelentes

(ICC > 0.80), buenos (0.60 < ICC <0.80), moderados (0.40 < ICC <0.60) y pobres (ICC < 0.40) (Mancini et al., 2012).

El paquete estadístico para las ciencias sociales (Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)) (versión 17.0 para Windows, Illinois, EEUU) fue utilizado para representar el análisis estadístico.

3.1.2.5 Resultados

Tabla 1. Datos descriptivos y antropométricos de los participantes.

	Mínimo	Máximo	Media (SD)
Edad (años)	69	92	76.7
Escala Neurológica Canadiense (0-10)	8.0	9.0	8.50 (±0.41)
Barthel Index (0-100)	85	100	92.50 (±6.45)
Stroke Index Scale_16 (0-80)	57	75	67.00 (±7.83)
N		14	

En la tabla 1 se pueden observar los datos antropométricos y sociodemográficos de los participantes. Además se muestran los valores de los distintos test específicos que cada participante completó y que estaban destinados a identificar el grado de afectación del paciente como consecuencia del ictus.

En la tabla 2 podemos ver la descripción de las variables cinemáticas del FRT en función de su colocación en el centro de masas y el tórax, la distancia del test de alcance funcional y el número de participantes. Se tuvieron en cuenta tres intervalos de movimiento en base a los siguientes puntos, comienzo del test, desplazamiento angular máximo y final de la prueba. Las variables calculadas en cada uno de estos intervalos fueron el tiempo, el desplazamiento, la velocidad y la aceleración.

Tabla 2. Descripción de las variables cinemáticas del FRT en función de la colocación del sensor.

	Mínimo	Máximo	Media	SD
Distancia Funcional Reach test	11	15	12.75	2.06
Tronco				
Tiempo A B (s)	7.05	9.97	8.71	1.5
Desplazamiento A B (°)	4.73	20.55	13	7.94
Velocidad A B (°/s)	0.67	2.06	1.49	5.29
Aceleración A B (°/s ²)	0.10	0.21	0.17	3.53
Tiempo B C (s)	2.09	12.98	6.96	5.53
Desplazamiento B C (°)	5.16	12.88	9.8	4.1
Velocidad B C (°/s)	2.47	0.99	1.41	0.74
Aceleración B C (°/s ²)	1.18	0.08	0.20	0.13
Tiempo A C (s)	12.06	20.03	15.68	4.03
Desplazamiento A C (°)	6.2	20.58	13.5	7.19
Velocidad A C (°/s)	0.51	1.03	0.86	1.78
Aceleración A C (°/s ²)	0.04	0.05	0.05	0.44
Lumbar				
Tiempo A B (s)	5.55	12.15	8.56	2.93
Desplazamiento A B (°)	4.61	11.1	7.49	3.25
Velocidad A B (°/s)	0.83	0.91	0.88	1.11
Aceleración A B (°/s ²)	0.15	0.08	0.10	0.38
Tiempo B C (s)	2.38	13.37	8.13	6.02
Desplazamiento B C (°)	6.62	14.93	9.74	3.68
Velocidad B C (°/s)	2.78	1.12	1.20	0.01
Aceleración B C (°/s ²)	1.17	0.08	0.15	0.02
Tiempo A C (s)	11.98	20.32	16.70	3.70
Desplazamiento A C (°)	9.22	22.2	14.98	6.49
Velocidad A C (°/s)	0.77	1.09	0.89	1.75
Aceleración A C (°/s ²)	0.06	0.05	0.05	0.47
N	14			

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo; C: final del FRT.

Tabla 3. Media y desviación típica de los registros de cada uno de los sensores y diferencia entre ambos.

	Tronco			Lumbar			Diferencia media		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Resultante desplazamiento		33.87 (±6.71)			36.45 (±14.01)			1.86 (±23.64)	
Velocidad media	1.72 (±0.21)	26.37 (±7.20)	23.30 (±9.54)	1.74 (±0.75)	24.25 (±7.98)	20.10 (±5.59)	0.01 (±0.91)	-2.32 (±2.83)	-2.31 (±13.18)
Velocidad máximo	-0.60 (±0.74)	10.27 (±4.15)	9.77 (±1.52)	1.77 (±1.18)	10.53 (±6.50)	8.38 (±1.27)	2.00* (±0.75)	0.64 (±5.13)	-1.32 (±2.40)
Velocidad mínimo	-2.32 (±0.92)	-16.10 (±3.10)	-13.53 (±8.08)	0.03 (±1.56)	-13.72 (±4.99)	-11.72 (±4.39)	2.00 (±1.54)	2.97 (±5.72)	0.99 (±10.80)
Resultante velocidad máximo		14.34 (±3.67)			13.86 (±5.89)			-0.12 (±5.66)	
Resultante velocidad mínimo		21.74 (±6.19)			18.53 (±4.74)			-3.05 (±3.29)	
Aceleración media	2.17 (±1.28)	3.27 (±1.48)	6.53 (±1.32)	1.27 (±2.51)	-0.54 (±4.50)	4.75 (±1.01)	-0.24 (±1.50)	-3.96 (±4.53)	-1.71 (±1.28)
Aceleración máximo	-0.81 (±1.44)	-2.90 (±3.07)	95.40 (±8.54)	-0.00 (±0.86)	-2.16 (±1.43)	92.11 (±4.75)	1.04 (±1.95)	0.81 (±4.57)	-5.30 (±5.85)
Aceleración mínimo	-2.98 (±2.34)	-6.17 (±3.47)	88.88 (±9.58)	-2.41 (±0.90)	-1.62 (±4.54)	87.36 (±4.66)	0.66 (±2.66)	4.77 (±3.46)	-3.59 (±7.02)
Resultante aceleración máximo		95.50 (±8.41)			92.15 (±4.76)			-5.36 (±5.70)	
Resultante aceleración mínimo		89.22 (±9.36)			87.50 (±4.66)			-3.77 (±6.69)	

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

En la tabla 3 podemos observar la resultante del desplazamiento, la resultante del máximo y mínimo de velocidad, y la resultante del máximo y mínimo de la aceleración en el FRT; así como la media, el máximo y el mínimo tanto de la velocidad como de la aceleración. Todas las variables citadas anteriormente han sido presentadas como medias y desviación típica de la suma de los participantes en relación a los ejes X, Y, Z de cada uno de los sensores y la diferencia entre ambos.

Tabla 4. Fiabilidad intraobservador e interobservador de las variables medidas directamente durante la ejecución del FRT.

Variable	Intraobservador			Interobservador				
	ICC	IC (95%)		ICC	IC (95%)			
		Min.	Max.		Min	Max		
Tronco								
	AB	0.855	0.833	0.872	0.851	0.828	0.869	
	Tiempo	BC	0.835	0.822	0.852	0.831	0.824	0.848
		AC	0.847	0.839	0.868	0.840	0.839	0.868
		AB	0.891	0.879	0.913	0.883	0.877	0.913
	Desplazamiento	BC	0.863	0.843	0.878	0.858	0.845	0.871
		AC	0.877	0.861	0.895	0.870	0.859	0.888
Lumbar								
		AB	0.867	0.844	0.880	0.858	0.841	0.879
	Tiempo	BC	0.829	0.806	0.855	0.821	0.804	0.852
		AC	0.851	0.837	0.869	0.839	0.832	0.860
		AB	0.878	0.850	0.896	0.875	0.852	0.893
	Desplazamiento	BC	0.868	0.849	0.883	0.863	0.846	0.870
		AC	0.872	0.853	0.889	0.868	0.850	0.877
	Functional Reach Test		0.987	0.983	0.992	0.983	0.979	0.989

La tabla 4 presenta la fiabilidad intraobservador e interobservador de las variables medidas directamente en la parametrización de la FRT. Los valores de fiabilidad intraobservador observados en el uso de los sensores inerciales se sitúan todos por encima de 0.820, oscilando entre 0.829 (tiempo B-C de la zona lumbar) y 0.891 (desplazamiento A-B del tronco). Así mismo, los valores interobservador observados oscilan entre 0.821 (Tiempo B-C de la zona lumbar) y 0.883 (desplazamiento B-C del tronco). Por su lado, la fiabilidad del FRT fue de 0.987 (0.983 – 0.992) y 0.983 (0.979 – 0.989) intraobservador e interobservador respectivamente.

3.1.2.6 Discusión

Tras analizar los datos obtenidos en los que se observa cómo los sensores inerciales son un instrumento fiable, sensible y específico para la parametrización del Functional Reach Test en una muestra de pacientes con historia de ictus, las cuales sufren problemas de desequilibrio, se puede afirmar que el objetivo de este estudio se ha alcanzado. Además, en base a los resultados obtenidos, la hipótesis planteada al inicio queda confirmada.

No se ha encontrado ningún estudio que utilice los sensores inerciales para parametrizar el FRT. Sin embargo, estos instrumentos sí han sido utilizados para el análisis cinemático de otros test (Aziz, Park, Mori, & Robinovitch, 2014; Doheny et al., 2013; Kavanagh & Menz, 2008; Kavanagh et al., 2006; Lugade, Fortune, Morrow, & Kaufman, 2013; Marchetti et al., 2013; Mariani, Rochat, Büla, & Aminian, 2012; Martinez-Mendez, Sekine, & Tamura, 2012), ya fuesen estos estáticos (Marchetti et al., 2013; Martinez-Mendez et al., 2012), semiestáticos (Aziz et al., 2014; Doheny et al., 2013) o dinámicos (Kavanagh & Menz, 2008; Kavanagh et al., 2006; Lugade et al., 2013).

Los niveles de fiabilidad observados en el presente estudio, fiabilidad intraobservador entre 0.829 y 0.891 e interobservador entre 0.821 y 0.883 (tabla 4), se pueden catalogar como excelentes (Mancini et al., 2012) y se muestran en consonancia con todos los estudios consultados (Aziz et al., 2014; Doheny et al., 2013; Kavanagh & Menz,

2008; Kavanagh et al., 2006; Marchetti et al., 2013; Mariani et al., 2012; Martínez-Mendez et al., 2012), a excepción del estudio de Lugade et al. (Lugade et al., 2013), cuyos niveles de fiabilidad se mostraban por encima de 0.9.

Estos resultados son consistentes incluso si consideramos algunos detalles del registro, tales como la posición del sensor, donde los valores de fiabilidad obtenidos (ICC: 0.835 – 0.877 (tronco) y 0.829 – 0.878 (lumbar)) son comparables a otros estudios que comparten la localización del sensor, como en el estudio de Kavanagh et al. (Kavanagh et al., 2006), quienes analizaron la fiabilidad de los SI para analizar la marcha a diferentes velocidades (despacio, determinada por el participante y rápida) colocando, entre otros, IS en tronco y lumbar, consiguiendo una fiabilidad de 0.83 - 0.93 (tronco) y 0.78 – 0.92 (lumbar) durante la ejecución realizada a la velocidad determinada por el participante.

Atendiendo al observador de la prueba, observamos una fiabilidad intraobservador de 0.829 – 0.878 e interobservador de 0.821 – 0.883 (tabla 4), las cuales son similares a las publicadas por Kavanagh et al. (Kavanagh et al., 2006) con valores de ICC (IC 95%) de 0.84 – 0.91 (intraobservador) y 0.85 – 0.93 (interobservador).

La fiabilidad del tiempo de ejecución de la prueba, sea la total, sean los distintos parciales, han demostrado una excelente fiabilidad intraobservador, con valores de la ICC (IC 95%) de 0.863 – 0.877 (tronco) y de 0.829 – 0.867 (lumbar) (tabla 4). Estos valores son comparables a los presentados por Doheny et al. (Doheny et al., 2013) en otro test semiestático (Sit to stand), donde los valores de fiabilidad fueron de 0.89 (0.78 - 0.94), 0.83 (0.67-0.92) y 0.8 (0.61-0.9) para el tiempo total de la prueba, tiempo de bipedestación a sedestación y tiempo de sedestación a bipedestación, respectivamente. Además, la fiabilidad de los tiempos se mantiene en el análisis interobservador, con valores que oscilan entre 0.821 y 0.858 respectivamente.

Analizando los datos obtenidos por cada uno de los sensores, se puede observar cómo los valores de registro de cada sensor son muy amplios con respecto a las desviaciones estándar que presentan (tabla 2 y 3), bien tanto en el tronco como en la región

lumbar. Además, la diferencia de registro observada entre el sensor del tronco y el lumbar (tabla 3) confirma que los sensores inerciales, además de ser sensibles, son instrumentos con una alta especificidad. Estos resultados se muestran en consonancia con otros estudios también han identificado a los sensores inerciales como instrumentos con una alta sensibilidad y especificidad (Aziz et al., 2014; Martínez-Mendez et al., 2012).

Por otro lado, analizando la fiabilidad de las medidas del alcance funcional, se observa como el test en personas que han sufrido un ictus, posee unos niveles de fiabilidad superiores a 0.98 (ICC: 0.987 (0.983 – 0.992) y 0.983 (0.979 – 0.989) para intra e interobservador). Estos niveles de fiabilidad no son consistentes con los observados en estudios precedentes, donde los niveles de fiabilidad del FRT eran de 0.86 (DeWaard, Bentrup, Hollman, & Brasseur, 2002) y 0.64 – 0.74 (Lim et al., 2005). La diferencia entre los distintos niveles de fiabilidad pueden ser debido a que en el presente estudio participan personas con ictus, donde el desequilibrio que presentan condiciona el alcance funcional (12.75 (11-15) cm), limitando, a su vez, la variabilidad de la medida y mejorando la fiabilidad. Sin embargo, en los otros estudios consultados, los sujetos de estudio son pacientes que sufren Parkinson (Lim et al., 2005) o son mujeres mayores sanas (DeWaard et al., 2002). Estos participantes, presentaron unos valores en el FRT superiores a los obtenidos en el presente estudio, con valores de 33.54 (± 7.36) (Lim et al., 2005) y 17.1 (± 6.7) (DeWaard et al., 2002).

La edad también parece ser un determinante negativo en los resultados obtenidos en el FRT. Diversos estudios se han publicado en pacientes con ictus y los resultados obtenidos en el alcance funcional no son comparables a los observados en el presente estudio (Kang et al., 2012; Outermans et al., 2010), ya que en ambos casos el valor medio observado en ambos estudios duplican (24.6 - 25.6 cm (Outermans et al., 2010) y 28.0 cm (Kang et al., 2012)) a los presentados en la tabla 2 (12.75cm ± 2.06). La diferencia puede residir, como indicábamos antes, en la edad media de los participantes, 56.3 - 56.8 años (Outermans et al., 2010) y 55.9 - 56.3 años (Kang et al., 2012) respectivamente. Sin embargo, cuando los participantes poseen una edad similar, los resultados observados se

muestran consistentes con el presente estudio. Los valores presentados por Palsbo et al. (Palsbo, Dawson, Savard, Goldstein, & Heuser, 2007) y DeWaard et al. (DeWaard et al., 2002), con valores en el FRT de 2.7 – 17.0 cm (Palsbo et al., 2007) y 17.1 (8.9-26.0) cm (DeWaard et al., 2002), son similares a los obtenidos en el presente estudio (12.75cm \pm 2.06), siendo la edad media en cada uno de los estudios de 80.8 (66-90) años (DeWaard et al., 2002), 64 años (Palsbo et al., 2007) y 76.7 años en el presente estudio.

El presente estudio presenta la fortaleza de observar que la parametrización del FRT, permite obtener medidas fiables y validas de carácter cinemático con un alto potencial tanto para la investigación como para el ámbito clínico, ya sea en la valoración como en el seguimiento de distintas tipologías de pacientes. Sin embargo, también presenta algunas debilidades, como la ausencia de grupo control o la restricción al lado derecho como lado afectado por parte del paciente.

3.1.2.7 Conclusiones

La principal conclusión a la que se puede llegar tras este estudio es que los sensores inerciales son una herramienta con una excelente fiabilidad, validez, sensibilidad y especificidad en la parametrización del Functional Reach Test en personas que han sufrido un ictus.

3.1.2.8 Bibliografía

- Aziz, O., Park, E. J., Mori, G., & Robinovitch, S. N. (2014). Distinguishing the causes of falls in humans using an array of wearable tri-axial accelerometers. *Gait & Posture*, 39(1), 506-512. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.034>
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675-680. <http://doi.org/10.1177/0269215512464702>
- Collin, C., Wade, D. T., Davies, S., & Horne, V. (1988). The Barthel ADL Index: a reliability study. *International Disability Studies*, 10(2), 61-63.
- DeWaard, B., Bentrup, B., Hollman, J., & Brasseur, J. (2002). Relationship of the functional reach and lateral reach tests in elderly females. *J Geriatr Phys Ther*, 25(3).
- DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E. (2002). Relationship of the Functional Reach and Lateral Reach Tests : *Journal of Geriatric Physical Therapy*. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 25(3), 4.
- 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>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <http://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <http://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>

- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45(6), M192-197.
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., Watkins, C. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 42(1), 9-14. <http://doi.org/10.2340/16501977-0473>
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10, 60. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60>
- Grimpampi, E., Bonnet, V., Taviani, A., & Mazzà, C. (2013). Estimate of lower trunk angles in pathological gaits using gyroscope data. *Gait & Posture*, 38(3), 523-527. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.031>
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, 2013. <http://doi.org/10.1155/2013/692137>
- Kang, H.-K., Kim, Y., Chung, Y., & Hwang, S. (2012). Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 26(3), 246-255. <http://doi.org/10.1177/0269215511419383>
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1-15. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., James, D. A., & Barrett, R. (2006). Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2863-2872. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.012>
- Leutheuser, H., Schuldhuis, D., & Eskofier, B. M. (2013). Hierarchical, Multi-Sensor Based Classification of Daily Life Activities: Comparison with State-of-the-Art Algorithms Using a Benchmark Dataset. *PLoS ONE*, 8(10), e75196. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0075196>

- Lim, L., Van Wegen, E., de Goede, C., Jones, D., Rochester, L., Hetherington, V., Kwakkel, G. (2005). Measuring gait and gait-related activities in Parkinson's patients own home environment: a reliability, responsiveness and feasibility study. *Parkinsonism Relat Disord*, 11(1), 19-24.
- Lugade, V., Fortune, E., Morrow, M., & Kaufman, K. (2013). Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement-Part I: Posture and movement detection. *Medical Engineering & Physics*.
<http://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.06.005>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). ISway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 59. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505.
<http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.035>
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C.-C., Musolino, M. C., Furman, G. R., & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior- posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 23(4), 227-235. <http://doi.org/10.3233/VES-130490>
- Mariani, B., Rochat, S., Büla, C. J., & Aminian, K. (2012). Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 59(11), 3162-3168. <http://doi.org/10.1109/TBME.2012.2216263>
- Martinez-Mendez, R., Sekine, M., & Tamura, T. (2012). Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(9), 899-910.
<http://doi.org/10.1080/10255842.2011.565753>

- Mizuike, C., Ohgi, S., & Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait & Posture*, 30(1), 60-64. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.017>
- Outermans, J. C., van Peppen, R. P. S., Wittink, H., Takken, T., & Kwakkel, G. (2010). Effects of a high-intensity task-oriented training on gait performance early after stroke: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 24(11), 979-987. <http://doi.org/10.1177/0269215509360647>
- Palsbo, S. E., Dawson, S. J., Savard, L., Goldstein, M., & Heuser, A. (2007). Televideo assessment using Functional Reach Test and European Stroke Scale. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(5), 659. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2006.11.0144>
- Sawacha, Z., Carraro, E., Contessa, P., Guiotto, A., Masiero, S., & Cobelli, C. (2013). Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 95. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-95>
- Smith, P. S., Hembree, J. A., & Thompson, M. E. (2004). Berg Balance Scale and Functional Reach: determining the best clinical tool for individuals post acute stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(7), 811-818. <http://doi.org/10.1191/0269215504cr817oa>
- Truelsen, T., Piechowski-Józwiak, B., Bonita, R., Mathers, C., Bogousslavsky, J., & Boysen, G. (2006). Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *European Journal of Neurology*, 13(6), 581-598. <http://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2006.01138.x>
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(3), 203-207.
- Williams, J. R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-652.
- Yavuzer, G., Eser, F., Karakus, D., Karaoglan, B., & Stam, H. J. (2006). The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 20(11), 960-969. <http://doi.org/10.1177/0269215506070315>

3.1.3 Comparación de las variables cinemáticas obtenidas mediante sensores inerciales en supervivientes de ictus y mayores sanos en el Functional Reach Test: estudio transversal analítico.

Publicado en *BioMedical Engineering Online*

Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Comparison of kinematic variables obtained by inertial sensors among stroke survivors and healthy older adults in the Functional Reach Test: cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 14(1), 49. [http://doi.org/10.1186/s12938-](http://doi.org/10.1186/s12938-015-0047-z)

015-0047-z

3.1.3.1 Resumen

Introducción. La disfunción en el equilibrio es uno de los problemas más comunes en las personas con ictus. Para parametrizar las pruebas funcionales estandarizados por sensores inerciales han sido promovidos en la medicina aplicada. El objetivo de este estudio fue comparar las variables cinemáticas del Functional Reach Test (FRT) obtenidas mediante dos sensores inerciales colocados en el tronco y la región lumbar entre los supervivientes de ictus (SI) y los adultos mayores sanos (MS) y analizar la fiabilidad de las mediciones cinemáticas obtenidas.

Diseño. Estudio transversal analítico.

Participantes. Cinco SI y cinco MS de más de 65 años.

Mediciones. Análisis descriptivo del alcance medio logrado en el FRT así como de todas las variables cinemáticas registradas mediante los dos sensores inerciales. La fiabilidad intraobservador e interobservador de las variables medidas se calculó directamente.

Resultados. En los mismos intervalos, el desplazamiento angular fue mayor en el grupo de MS; sin embargo, estos fueron completados en tiempos similares por ambos grupos, y los MS ejecutaron el test a mayor velocidad y aceleración en cada uno de los intervalos. Los valores de los SI fueron más altos que los valores de los MS en el máximo y el mínimo de la aceleración en el tronco y en la región lumbar.

Conclusiones. Los SI mostraron menos alcance funcional, un movimiento menos amplio, más lento y menos acelerado en su total, pero con picos de aceleración y velocidad mayores cuando son comparados con mayores sanos.

Palabras clave. Sensor inercial, Functional Reach Test, supervivientes de ictus, mayores sanos, variables cinemáticas, fiabilidad.

3.1.3.2 Abstract

Background. Balance dysfunction is one of the most common problems in people who suffer stroke. To parameterize functional tests standardized by inertial sensors have been promoted in applied medicine. The aim of this study was to compare the kinematic variables of the Functional Reach Test (FRT) obtained by two inertial sensors placed on the trunk and lumbar region between stroke survivors (SS) and healthy older adults (HOA) and to analyze the reliability of the kinematic measurements obtained.

Design. Cross-sectional study.

Participants. Five SS and five HOA over 65.

Measurements. A descriptive analysis of the average range as well as all kinematic variables recorded was developed. The intraobserver and interobserver reliability of the measured variables was directly calculated.

Results. In the same intervals, the angular displacement was greater in the HOA group; however, they were completed at similar times for both groups, and HOA conducted the test at a higher speed and greater acceleration in each of the intervals. The SS values were higher than HOA values in the maximum and minimum acceleration in the trunk and in the lumbar region.

Conclusions. The SS show less functional reach, a narrower, slower and less accelerated movement during the FRT execution, but with higher peaks of acceleration and speed when they are compared with HOA.

Keywords. Inertial sensor, Functional Reach Test, stroke survivors, healthy older adults, kinematic variables, reliability.

3.1.3.3 Introducción

La disfunción en el equilibrio es uno de los problemas más comunes en las personas con ictus y tiene una gran repercusión en la independencia funcional y en la recuperación del individuo (Obembe, Olaogun, & Adedoyin, 2014; Sawacha et al., 2013). El impacto físico más significativo en las personas con ictus es la discapacidad a largo plazo, la cual es causada principalmente por la hemiparesia que padecen (Langhorne, Bernhardt, & Kwakkel, 14; Obembe et al., 2014; Outermans, van Peppen, Wittink, Takken, & Kwakkel, 2010).

La reducción de habilidades funcionales así como la pérdida de la estabilidad estática y dinámica en las personas con ictus se deben a los problemas de control postural, como la pérdida de la activación anticipada durante los movimientos voluntarios, al mayor balanceo en bipedestación estática, sobre todo en el lado afecto, y a la disminución de la estabilidad durante el cambio de peso mientras están de pie (de Haart, Geurts, Huidekoper, Fasotti, & van Limbeek, 2004; Obembe et al., 2014; Sawacha et al., 2013; Yavuzer, Eser, Karakus, Karaoglan, & Stam, 2006). Lo cual se podría traducir en un aumento en el riesgo de caídas (Gray & Culham, 2014; Kamphuis, de Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013; Manaf, Justine, & Omar, 2014).

Una herramienta ampliamente aceptada clínicamente para la evaluación del desequilibrio es el Functional Reach Test (FRT), que ha sido utilizado para medir aspectos biomecánicos, control postural y equilibrio en pacientes que sufren Parkinson, fragilidad física, disfunciones vestibulares y ictus (Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014; Outermans et al., 2010). Evalúa dichas variables a través del alcance funcional máximo que puede alcanzar una persona en el plano frontal sin perder el equilibrio, dar un paso o caerse. Es una herramienta de uso sencillo, fiable, económica y portable (Cho, Kim, & Lee, 2013; DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E., 2002; Kang, Kim, Chung, & Hwang, 2012; Outermans et al., 2010; Smith, Hembree, & Thompson, 2004).

En los diferentes campos de la medicina aplicada se ha promovido la parametrización e instrumentalización a través de sensores inerciales del desarrollo de los test funcionales

estandarizados que miden el estado de salud de los pacientes para ayudar a establecer e implementar estrategias de tratamiento efectivas (Cuesta-Vargas, Galan-Mercant, & Williams, 2010; Kavanagh & Menz, 2008). Los sensores inerciales son instrumentos capaces de recoger variables cinemáticas de cualquier gesto o movimiento gracias a su tamaño, portabilidad y fiabilidad (Gebruers, Vanroy, Truijen, Engelborghs, & De Deyn, 2010; Giggins, Persson, & Caulfield, 2013). Por ello, han sido utilizados tanto en la práctica clínica, como herramienta de feedback para la mejora del balanceo en las pruebas de equilibrio y deambulación (Gebruers et al., 2010; Mancini et al., 2012), como en la investigación básica, para analizar las distintas variables cinemáticas en las que se puede descomponer la marcha (Giggins et al., 2013; Grimpampi, Bonnet, Taviani, & Mazzà, 2013; Kavanagh, Morrison, James, & Barrett, 2006; Leutheuser, Schuldhaus, & Eskofier, 2013; Mizuike, Ohgi, & Morita, 2009).

No se han encontrado estudios donde se comparen las variables cinemáticas registradas con sensores inerciales, situados en lumbares y tronco, durante la ejecución del FRT en supervivientes de ictus (SI) y mayores sanos (MS).

El objetivo del presente estudio es comparar el registro cinemático de una prueba de equilibrio (Functional Reach Test), colocando un sensor inercial en el tronco (L5–S1) y otro en la zona lumbar (T7), entre supervivientes de ictus y mayores sanos.

Un objetivo secundario de este estudio es realizar un análisis de la fiabilidad de las medidas cinemáticas obtenidas con sensores inerciales colocados en dos regiones corporales distintas durante la prueba FRT.

La hipótesis de partida del presente estudio es que existirán diferencias significativas en los parámetros cinemáticos registrados entre supervivientes de ictus (SI) mayores sanos (MS). Además, se espera que los sensores inerciales se muestren como instrumentos fiables para el registro cinemático del FRT.

3.1.3.4 Material y método

3.1.3.4.1 Participantes

Se trata de un estudio transversal analítico para el cual los participantes reunían los siguientes criterios de inclusión generales: realizar el Time Up and Go en quince segundos o menos y ser capaces de mantenerse en bipedestación sin ayuda durante más de treinta segundos. El criterio específico de inclusión para los participantes con ictus fue padecer dicha enfermedad según la definición de la Organización Mundial de la Salud (Williams, 2008) y con severidad moderada (puntuación entre 0 y 49 en Barthel Index) (Tistad, von Koch, Sjöstrand, Tham, & Ytterberg, 2013). Los criterios de exclusión fueron tener menos de 60 años, limitaciones en la marcha, graves problemas de comunicación o comprensión, problemas cardiovasculares, respiratorios, ortopédicos o metabólicos severos, padecer alguna patología neurológica secundaria y/o no haber entregado el consentimiento informado.

El presente estudio fue llevado a cabo de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki para garantizar la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de los voluntarios que participaron en el mismo. La aprobación ética para el estudio fue concedida por el comité ético de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga.

A los participantes se les entregó una hoja informativa, dónde se les explicaba al detalle el desarrollo del estudio, y el consentimiento informado, dónde se les dejaba claro que su participación era totalmente voluntaria, por lo que podrían abandonar el estudio cuando creyesen oportuno, y la protección de sus datos personales según la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal 19/55.

3.1.3.4.2 Functional Reach Test (FRT)

Para la ejecución del FRT se coloca una cinta métrica en la pared, paralela al suelo, a la altura del acromion del brazo dominante del sujeto. Luego se le pide al participante que se coloque en paralelo a la pared donde está adherida la cinta de tal manera que el eje que pasa por sus hombros quede lo más perpendicular posible a la superficie de la misma. Después se

le indica que sus pies deben estar separados a la altura de sus hombros y que en ningún momento de la prueba debe tocar la pared. Además, se le pide que flexione los hombros a 90 grados y que estire codos y manos, en este momento el investigador realizará una marca en la cinta métrica utilizando la cabeza del metacarpiano del tercer dedo como punto de referencia. El participante debe intentar llegar lo más lejos posible sin dar un paso, levantar los talones o tocar la pared, será entonces cuando se realice la segunda marca en la pared, y posteriormente, volverá a la posición de partida. La distancia medida en centímetros entre las dos marcas será el alcance funcional de cada participante (Duncan et al., 1990) (figura 1). La fiabilidad del FRT es de 0.81 (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990).

Durante la ejecución del FRT los participantes portaron dos sensores inerciales, uno colocado a la altura de L5 – S1 (lumbar) y el otro en T7 (tórax). Fueron colocados de manera que el origen de las coordenadas (X, Y, Z) (0, 0, 0) se situara en el vértice postero-inferior izquierdo (figura 2).

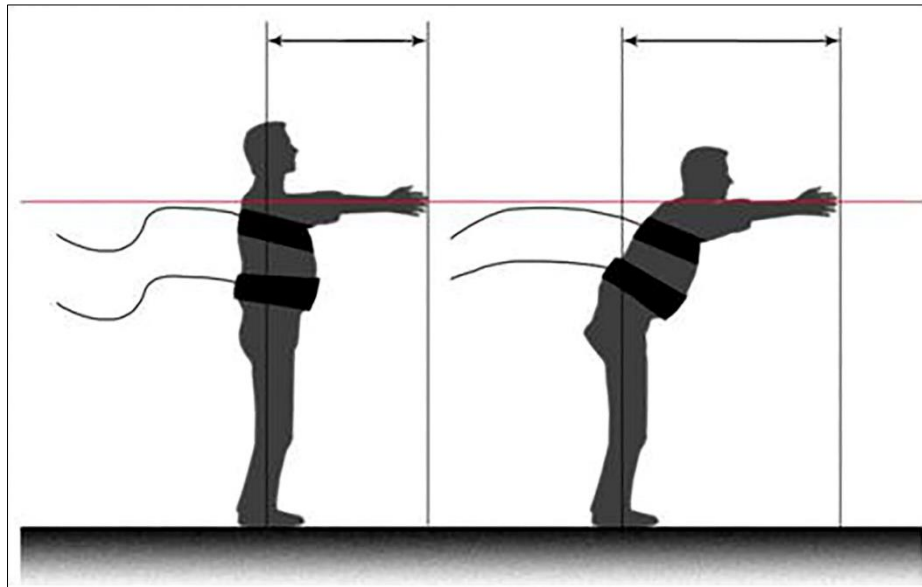


Figura 1. Ejecución del FRT.

3.1.3.4.3 Sensores inerciales

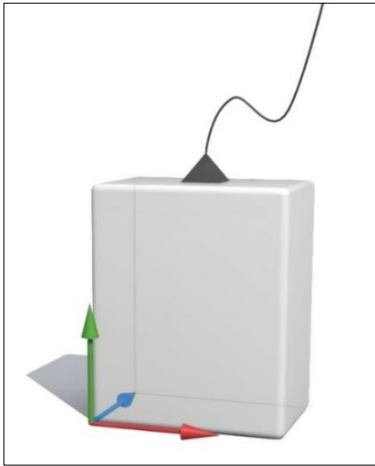


Figura 2. Esquema de las direcciones de los tres ejes, X (rojo), Y (verde) y Z (azul).

El modelo InertiaCube3™ de InterSense Inc. (Bedford, Massachusetts, USA) ha sido el modelo de los dos sensores inerciales utilizados en este estudio, trabajando con una frecuencia de muestreo de 180 Hz.

El InterCube 3 es el sistema de referencia y orientación más pequeño del mundo (31.2 mm x 43.2 mm x 14.8 mm). Dispone de nueve sensores que aseguran una máxima precisión, sensibilidad y estabilidad, que abarca un rastreo de los 360° del movimiento a lo largo de los 3 ejes (Yaw, Pitch y Roll).

3.1.3.4.4 Procedimiento

Antes de comenzar el estudio se le pidió a los participantes que firmaran el consentimiento informado, los datos sociodemográficos fueron recogidos a través de un cuestionario y para que la muestra de los participantes con ictus fuera más homogénea se les pasaron el Barthel Index (BI) (Kappa = 0.93 (Collin, Wade, Davies, & Horne, 1988; Duffy, Gajree, Langhorne, Stott, & Quinn, 2013)), la escala de impacto del ictus-16 (SIS-16) (Kappa = 0.76 (Duncan et al., 1999)) y la escala neurológica canadiense (CNS) (ICC = 0.70 to 0.92 (D'Olhaberriague, Litvan, Mitsias, & Mansbach, 1996)).

Posteriormente, se les explicó en qué consistía el Funtional Reach Test (FRT) o Duncan's Test y pudieron realizar las pruebas que creyeron convenientes para así asegurarnos la comprensión de su ejecución (Duncan et al., 1990; Weiner, Duncan, Chandler, & Studenski, 1992). A continuación, se les colocaron ambos sensores (L5 – S1 (lumbar) y T7 (tórax)) y se llevó a cabo la ejecución del test funcional. Dos investigadores supervisaron la ejecución del test en las tres repeticiones y realizaron a posteriori el análisis de los resultados de forma independiente.

Al tiempo que emplearon los participantes en el desarrollo del test se le añadieron tres segundos iniciales estando en la posición de partida antes de comenzar la prueba y tres segundos finales al volver a la posición de partida, permitiendo así al investigador tomar una referencia para el análisis de los datos. Este procedimiento se realizó hasta en tres ocasiones para garantizar la fiabilidad de la prueba. De las tres repeticiones llevabas a cabo por el participante se analizó aquella ejecución del FRT en el que la distancia de alcance fue mayor.

Tras la ejecución, se recogieron los datos cinemáticos registrados por los sensores inerciales y se prosiguió con el análisis de dicho registro para la obtención de las variables directas, tiempo y desplazamiento entre cada uno de los intervalos, y las variables indirectas, velocidad y aceleración, calculadas posteriormente.

3.1.3.4.5 Variables de resultado

3.1.3.4.5.1 Variables directas

Del FRT o test de Duncan se extrajo la variable *distancia FRT* que es la distancia en centímetros que el sujeto es capaz de alcanzar durante la realización del FRT. Todas las variables mencionadas a continuación fueron extraídas del registro del sensor inercial en el eje pitch. *Desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: Es la variación angular sobre el eje pitch que el sujeto provoca durante la realización del FRT. Se considera dicha amplitud desde el momento que comienza el test hasta que alcanza su punto máximo de desequilibrio antes de comenzar el retorno a la posición de partida. *Tiempo desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT*: es el tiempo que tarda el sujeto en alcanzar el pico máximo durante al ejecutar el FRT. *Tiempo regreso posición inicial*: es el tiempo que el sujeto tarda en regresar a su posición de partida desde que alcanza el pico máximo. *Tiempo total FRT*: es el tiempo que tarda el sujeto desde que comienza a realizar el FRT hasta que regresa a su posición de partida (figura 3).

3.1.3.4.5.2 Variables indirectas

Posteriormente y utilizando los datos extraídos, se calcularon las siguientes variables: *Velocidad media FRT*: velocidad media a la que el sujeto realiza todo el FRT. *Velocidad desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: es la velocidad media a la que el sujeto alcanza el pico máximo desde que comienza la realización del FRT. *Velocidad regreso posición inicial*: es la velocidad media a la cual el sujeto realiza el movimiento de volver a la posición de partida desde el pico máximo. *Aceleración media FRT*: aceleración media a la que el sujeto realiza todo el FRT. *Aceleración media desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo*: es la aceleración media que el sujeto desarrolla desde que comienza el test hasta que alcanza el pico máximo. *Aceleración media regreso posición inicial*: es la aceleración media que el sujeto desarrolla desde que alcanza el pico máximo hasta que vuelve a su posición de partida.

Tras calcular la resultante hallando la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los tres ejes en el desplazamiento, el máximo y mínimo de velocidad y aceleración del FRT, se calculó la media y desviación típica en las resultantes del desplazamiento y resultantes del máximo y mínimo de velocidad y aceleración. Además, se obtuvo la media y desviación típica de X, Y, Z en el máximo, mínimo y media de la velocidad y la aceleración en ambos sensores.

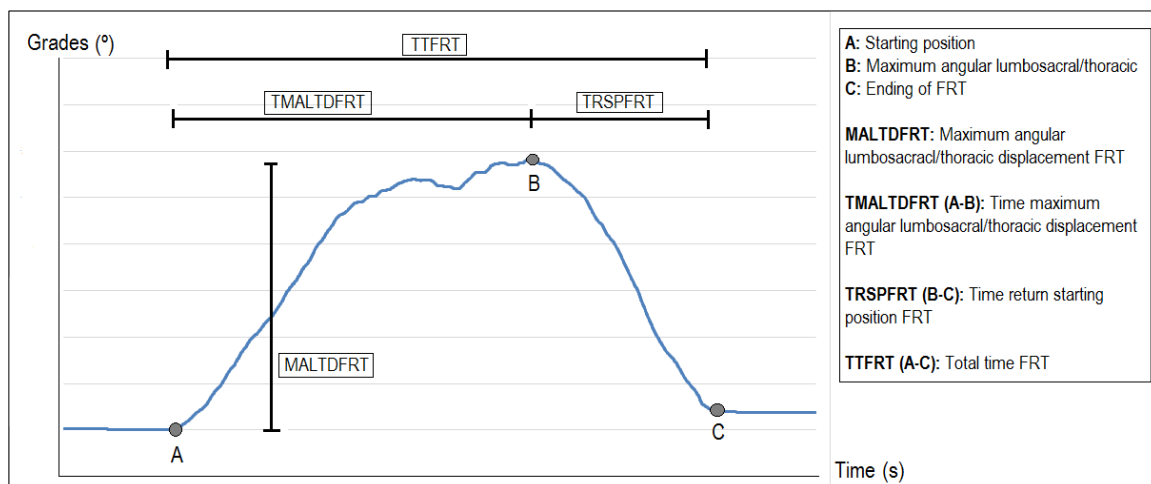


Figura 3. Variables extraídas directamente del FRT mediante el sensor inercial.

3.1.3.4.6 Análisis de datos

Se desarrolló un análisis descriptivo del alcance medio logrado en el FRT así como de todas las variables cinemáticas registradas mediante los dos sensores inerciales (tronco and lumbar).

Se realizó la normalidad de las distintas variables mediante el Kolmogorov – Smirnov (K-S) test, posteriormente se compararon los registros entre tronco y lumbar de las variables medidas directamente, como el tiempo y el desplazamiento, y de las variables obtenidas indirectamente, como la velocidad, la aceleración y la resultante. Se utilizó el *t*-Student test para las variables paramétricas y el Wilcoxon's test para las no paramétricas. El índice de significación se estableció en valores iguales o inferiores a $p=0.005$.

Se calculó la fiabilidad intraobservador e interobservador de las variables medidas directamente (FRT, tiempo y desplazamiento). Para las variables velocidad y aceleración no se calculó su fiabilidad debido a que la consistencia interna de sus valores depende de la fiabilidad de las variables directas. Para calcular la fiabilidad de las variables de resultado, se realizó un análisis de la consistencia interna de la medida. La fiabilidad fue considerada como una desviación estándar test-retest de las diferencias o como el 95% de límites de acuerdo (Atkinson & Nevill, 1998). Para analizar la fiabilidad se calculó el error estándar de medida y un cociente de correlación interclase para la fiabilidad intraobservador e interobservador. Los niveles de fiabilidad fueron: pobre ($ICC < 0.40$), moderado ($0.40 \leq ICC < 0.60$), bueno ($0.60 \leq ICC < 0.80$), excelente ($ICC \geq 0.80$) (Mancini et al., 2012).

Para representar el análisis estadístico se utilizó el paquete estadístico para las ciencias sociales (Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)) (versión 17.0 para Windows, Illinois, EEUU).

3.1.3.5 Resultados

Tabla 1. Datos descriptivos y antropométricos de los dos grupos analizados.

	Supervivientes ictus (SD)	Mayores sanos (SD)
Edad (años)	72.33 (±3.97)	73.04 (±3.58)
Peso (kg)	71.26 (±14.19)	72.38 (±11.94)
Altura (cm)	162.65 (±7.83)	163.11 (±7.02)
BMI (Kg/m ²)	26.69 (±3.11)	27.07 (± 3.87)
Escala Neurológica Canadiense (0-10)	9.175 (±0.48)	-
Barthel Index (0-100)	90.25 (±4.57)	-
Stroke Index Scale_16 (0-80)	71.00 (±6.93)	-
N (mujeres – hombres)	5 (3-2)	5 (3-2)

En la tabla 1 se pueden observar los datos antropométricos y sociodemográficos de los participantes. Además se muestran los valores de los distintos test específicos que cada participante completó y que estaban destinados a identificar el grado de afectación del paciente como consecuencia del ictus.

En la tabla 2 se puede ver la descripción y la comparación entre ambos grupos (supervivientes de ictus y mayores sanos) de las variables cinemáticas del FRT cuando se coloca el sensor inercial en el tronco y la distancia del test de alcance funcional. Se tuvieron en cuenta tres intervalos de movimiento en base a los siguientes puntos, comienzo del test, desplazamiento angular máximo y final de la prueba. Las variables calculadas en cada uno de estos intervalos fueron el tiempo, el desplazamiento, la velocidad y la aceleración. A través de la tabla 2 de resultados podemos comprobar el máximo, el mínimo, la media y la desviación típica de cada una de las variables mencionadas. Se puede observar como en todas las

variables analizadas existen diferencias significativas entre los dos grupos de estudio. Si bien la duración del ejercicio era mayor en los sujetos sanos, el incremento de la distancia tanto lineal (Functional Reach Test), como angular (medido en los tres segmentos descritos) determina las diferencias significativas en el resto de parámetros indirectos medidos.

Tabla 2. Descripción y diferencias entre grupos de las variables cinemáticas del FRT medido con el sensor inercial localizado en el tronco.

	Supervivientes ictus (SD)	Mayores sanos (SD)	Diferencias (SD)
Distancia Functional Reach Test	13.17 (±2.18)	36.30 (±6.04)	23.13*** (±7.92)
Tronco			
Tiempo AB (s)	8.59 (±1.64)	9.65 (±6.23)	1.06* (±0.84)
Desplazamiento AB (°)	12.88 (±6.90)	44.82 (±10.23)	31.94*** (±9.35)
Velocidad AB (°/s)	1.52 (±4.10)	6.10 (±3.05)	4.58*** (±3.28)
Aceleración AB (°/s ²)	0.19 (±3.07)	1.04 (±0.85)	0.85*** (±0.33)
Tiempo BC (s)	6.77 (±5.93)	4.84 (±2.12)	-1.93** (±1.04)
Desplazamiento BC (°)	9.64 (±4.21)	48.17 (±4.23)	38.53*** (±7.30)
Velocidad BC (°/s)	1.48 (±0.65)	11.40 (±4.36)	9.92*** (±5.90)
Aceleración BC (°/s ²)	0.22 (±0.19)	3.12 (±2.36)	2.9*** (±1.73)
Tiempo AC (s)	15.61 (±4.17)	14.49 (±6.47)	-1.12* (±0.78)
Desplazamiento AC (°)	13.58 (±7.31)	48.94 (±5.69)	35.36*** (±9.36)
Velocidad AC (°/s)	0.83 (±1.68)	3.87 (±1.42)	3.04*** (±2.77)
Aceleración AC (°/s ²)	0.06 (±0.39)	0.35 (±0.22)	0.29*** (±0.08)

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo; C: final del FRT.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La tabla 3 muestra las diferencias entre las variables cinemáticas recogidas por el sensor inercial cuando fue colocado en la zona lumbar. Se observa un comportamiento similar a lo observado en el registro realizado por el sensor inercial colocado en el tronco. Nuevamente se observan diferencias significativas en todas las variables cinemáticas registradas y cómo el desplazamiento angular en sujetos sanos es mucho mayor con respecto al de los supervivientes de ictus, determinando el resto de variables indirectas medidas.

Tabla 3. Descripción y diferencias entre grupos de las variables cinemáticas del FRT medido con el sensor inercial localizado en las lumbares.

	Supervivientes ictus (SD)	Mayores sanos (SD)	Diferencias (SD)
Región lumbar			
Tiempo AB (s)	8.39 (±2.66)	9.59 (±5.12)	1.21* (±0.18)
Desplazamiento AB (°)	7.69 (±3.81)	51.07 (±7.19)	43.38*** (±5.77)
Velocidad AB (°/s)	0.86 (±0.79)	42.48 (±11.27)	41.62*** (±9.35)
Aceleración AB (°/s ²)	0.09 (±0.34)	7.31 (±5.77)	7.22*** (±4.51)
Tiempo BC (s)	7.89 (±5.91)	4.85 (±0.86)	-3.04*** (±0.79)
Desplazamiento BC (°)	9.48 (±3.59)	48.28 (±6.42)	38.8*** (±5.88)
Velocidad BC (°/s)	1.16 (±0.01)	10.24 (±2.37)	9.08*** (±2.07)
Aceleración BC (°/s ²)	0.17 (±0.01)	2.25 (±1.00)	2.08** (±0.73)
Tiempo AC (s)	16.4 (±3.3)	13.44 (±4.87)	-2.96** (±4.12)
Desplazamiento AC (°)	14.81 (±6.38)	49.77 (±9.51)	34.96*** (±8.61)
Velocidad AC (°/s)	0.83 (±1.68)	4.11 (±1.78)	3.28*** (±1.77)
Aceleración AC (°/s ²)	0.04 (±0.60)	0.37 (±0.25)	0.33*** (±0.19)

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo; C: final del FRT.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

Las figuras 4 y 5 presentan las comparaciones de los valores mínimos y máximos de las resultantes de las variables cinemáticas. En ellas se pueden observar como en todas las variables comparadas (velocidad y aceleración mínimas y máximas, así como la resultante de desplazamiento) existen diferencias significativas entre los supervivientes de ictus y los mayores sanos, independientemente del lugar en el que se haya colocado el sensor inercial (tronco o lumbar).

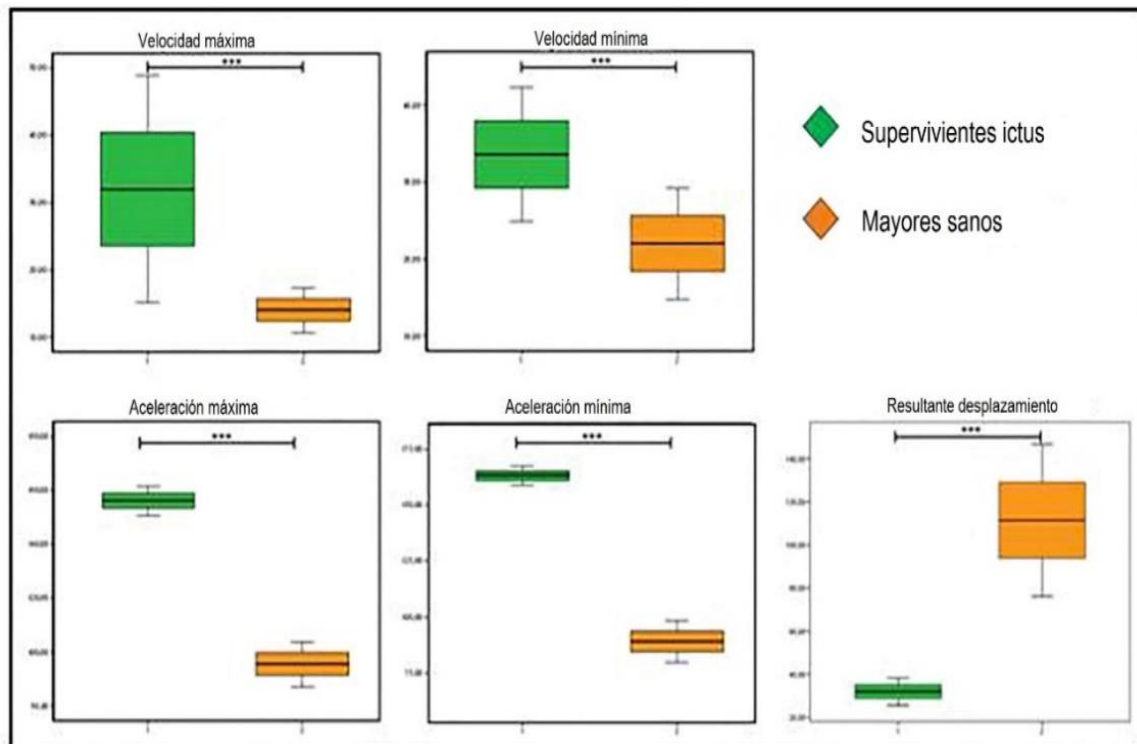


Figura 4. Comparación de las resultantes de las variables cinemáticas medidas con el sensor inercial localizado en el tronco entre supervivientes de ictus y mayores sanos.

Significación. * ≤ 0.05 ; ** ≤ 0.005 ; *** ≤ 0.001 .

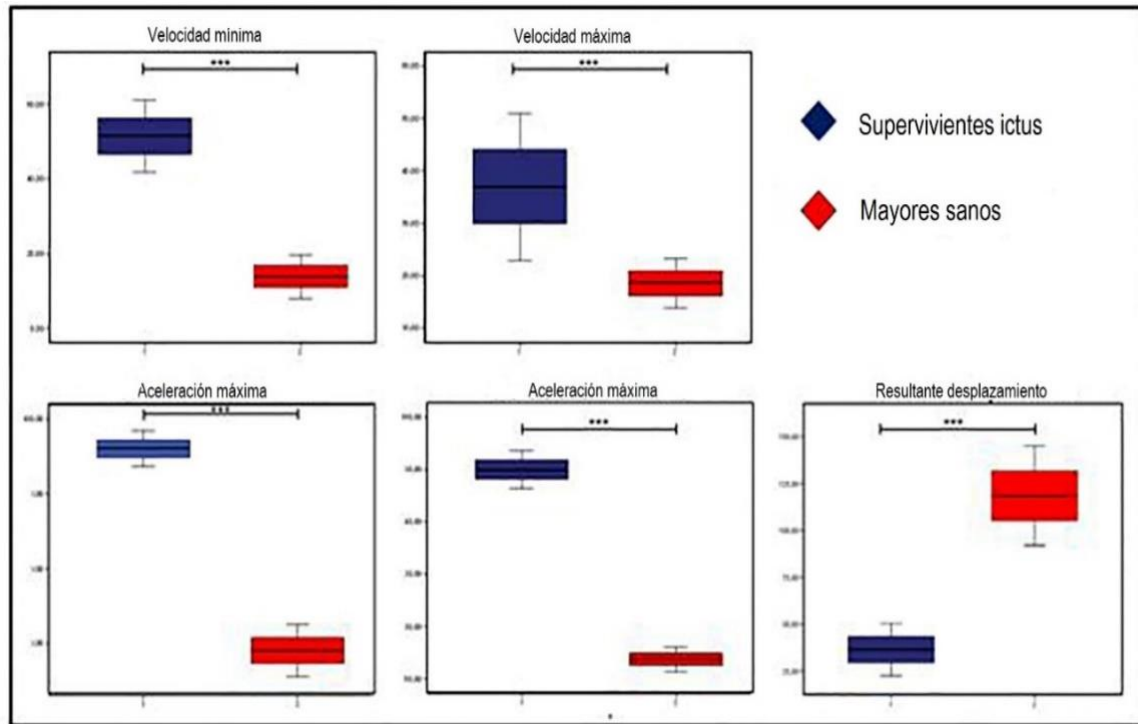


Figura 5. Comparación de las resultantes de las variables cinemáticas medidas con el sensor inercial localizado en la zona lumbar entre supervivientes ictus y mayores sanos.

Significación. * ≤ 0.05 ; ** ≤ 0.005 ; *** ≤ 0.001 .

En la tabla 4 se pueden observar las diferencias entre las variables obtenidas indirectamente (velocidad y aceleración) de los dos grupos analizados (supervivientes de ictus y mayores sanos) tras las mediciones realizadas tanto en el tronco como en la zona lumbar diferenciadas por ejes (X, Y, Z). Se puede observar cómo existen diferencias significativas en todas las variables indirectas analizadas. Sin embargo, las diferencias se comportan de forma distinta en función de cada tipología. En todas las variables que corresponden a la media, se observa cómo el grupo de sujetos sanos posee una media de velocidad y aceleración (tanto en tronco como en lumbar) mayor que el grupo de supervivientes de ictus. Sin embargo, en aquellas variables que representan picos de velocidad y aceleración, se observa cómo el grupo de supervivientes de ictus presenta valores mayores a los obtenidos por los sujetos sanos (tabla 4).

Tabla 4. Diferencias cinemáticas en tronco y lumbar entre ejes.

	Eje X (SD)			Eje Y (SD)			Eje Z (SD)		
	SI	MS	Dif	SI	MS	Dif	SI	MS	Dif
	Tronco								
Velocidad media	1.20 (±1.49)	1.94 (±0.23)	0.74*** (±0.50)	15.93 (±3.27)	21.65 (±12.74)	5.72*** (±4.01)	13.48 (±7.77)	24.60 (±19.59)	11.12** (±9.01)
Velocidad máxima	2.19 (±0.83)	1.77 (±0.86)	0.42*** (±0.09)	43.73 (±22.79)	27.03 (±7.05)	-16.7** (±13.79)	51.69 (±30.40)	23.21 (±9.67)	-28.48*** (±12.89)
Velocidad mínima	0.95 (±0.67)	0.58 (±0.66)	1.53*** (±0.88)	16.51 (±8.78)	9.88 (±4.31)	-6.63*** (±3.56)	21.01 (±13.66)	9.51 (±1.45)	-11.50** (±6.11)
Aceleración media	2.28 (±1.33)	38.67 (±70.68)	36.39*** (±26.73)	3.13 (±1.56)	7.93 (±0.72)	4.8*** (±3.05)	6.47 (±1.27)	6.71 (±2.99)	0.24*** (±0.06)
Aceleración máxima	43.84 (±69.66)	2.98 (±2.34)	-40.86** (±34.21)	8.86 (±0.76)	6.17 (±3.47)	-2.69* (±2.02)	122.89 (±68.93)	95.40 (±8.54)	-27.49*** (±17.44)
Aceleración mínima	5.09 (±1.43)	0.81 (±1.44)	-2.81** (±1.18)	2.90 (±3.07)	0.93 (±0.65)	-1.97*** (±1.71)	129.60 (±70.40)	88.88 (±9.58)	-40.72*** (±30.63)
Lumbar									
Velocidad media	1.35 (±1.30)	1.57 (±1.18)	0.22*** (±0.19)	13.72 (±4.99)	24.46 (±15.76)	10.74*** (±9.55)	11.72 (±4.39)	27.63 (±20.82)	15.91** (±6.64)
Velocidad máxima	1.77 (±0.86)	1.74 (±0.75)	-0.03** (±0.01)	43.73 (±22.79)	24.25 (±7.98)	-19.48** (±11.65)	51.69 (±30.39)	20.10 (±5.59)	-31.59** (±17.43)
Velocidad mínima	0.42 (±0.09)	0.03 (±1.56)	-0.39*** (±0.19)	19.27 (±7.18)	10.53 (±6.50)	-8.74*** (±7.37)	24.06 (±22.85)	8.38 (±1.27)	-15.68*** (±13.05)
Aceleración media	1.27 (±2.51)	40.68 (±1.89)	39.41*** (±3.11)	1.54 (±4.50)	8.15 (±0.32)	6.61*** (±6.02)	87.36 (±4.66)	127.99 (±71.96)	40.63*** (±4.91)
Aceleración máxima	42.99 (±69.95)	2.41 (±0.90)	-40.58*** (±26.33)	8.90 (±0.91)	2.16 (±1.43)	-6.74** (±0.87)	139.57 (±75.25)	92.11 (±4.75)	-47.46*** (±5.02)
Aceleración mínima	37.32 (±68.37)	0.00 (±0.86)	-37.32*** (±19.87)	1.62 (±4.54)	0.74 (±0.93)	-0.88*** (±0.29)	11.59 (±8.93)	4.75 (±1.01)	-6.84** (±4.52)

SI: Supervivientes Ictus; MS: Mayores Sanos; Dif: Diferencias entre grupos.

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La fiabilidad intra-observador de las variables medidas directamente muestran unos valores que oscilan entre 0.876 (Tronco Tiempo AC) and 0.916 (Lumbar Desplazamiento BC). Además la fiabilidad interobservador oscila entre 0.860 (Tronco Tiempo AC) and 0.906 (Tronco Desplazamiento BC). A su vez, los valores de fiabilidad del Functional Reach Test son de 0.990 y 0.987 para las mediciones intraobservador e interobservador, respectivamente. El resto de valores de fiabilidad analizados en el presente estudio se pueden observar en la tabla 5.

Tabla 5. Fiabilidad de las variables medidas directamente durante el FRT.

Variable		Intraobservador				Interobservador			
		SEM (Error estándar medida)		ICC	IC (95%)		ICC	IC (95%)	
		SS	MS		Min.	Max.		Min	Max
Tronco									
	AB	0.867	2.787	0.892	0.879	0.902	0.886	0.878	0.897
Tiempo	BC	3.194	0.949	0.903	0.888	0.912	0.891	0.882	0.901
	AC	2.329	2.893	0.876	0.869	0.890	0.860	0.852	0.871
Desplazamiento	AB	4.582	4.573	0.910	0.893	0.921	0.899	0.887	0.911
	BC	2.364	1.893	0.913	0.902	0.921	0.906	0.893	0.914
	AC	4.153	2.545	0.893	0.877	0.904	0.871	0.862	0.883
Lumbar									
Tiempo	AB	1.463	2.289	0.898	0.880	0.911	0.887	0.878	0.898
	BC	3.011	0.386	0.900	0.886	0.911	0.891	0.879	0.902
	AC	1.851	2.178	0.881	0.870	0.898	0.869	0.858	0.877
Desplazamiento	AB	1.624	3.217	0.907	0.893	0.919	0.892	0.880	0.903
	BC	1.840	2.870	0.916	0.905	0.922	0.902	0.890	0.911
	AC	1.738	4.251	0.894	0.879	0.907	0.883	0.871	0.895
Functional Reach Test				0.990	0.983	0.997	0.987	0.979	0.994

SI: Supervivientes Ictus; MS: Mayores Sanos

3.1.3.6 *Discusión*

Tras obtener y analizar el registro cinemático del FRT en supervivientes de ictus y mayores sanos se puede afirmar que en todas las variables cinemáticas analizadas existen diferencias significativas entre los dos grupos de estudio. El desplazamiento lineal y angular en sujetos sanos es mucho mayor, lo cual, determina el resto de variables indirectas medidas (aceleración y velocidad). Sin embargo, los supervivientes de ictus muestran mayores picos en los máximos y mínimos de velocidad y aceleración. Por otra parte, ha quedado confirmada la fiabilidad de los sensores inerciales como herramienta de medida de las variables cinemáticas recogidas durante la ejecución del FRT. Todo esto permite confirmar la hipótesis de partida que se planteó al inicio del presente estudio.

3.1.3.6.1 *Diferencias variables cinemáticas*

Tras analizar las variables cinemáticas obtenidas de ambos sensores en cada uno de los intervalos en los que se dividió el FRT (tablas 2 y 3), podemos observar que en dichos intervalos el desplazamiento angular fue mayor en los mayores sanos (Desplazamiento AB-Lumbar 7.69° (SI) / 51.07° (MS)), sin embargo, fueron completados en tiempos similares por ambos grupos (Tiempo AB-Lumbar 8.39s (SI) / 9.59s (MS)), lo que nos indica que los mayores sanos realizaron la prueba a una mayor velocidad y mayor aceleración en cada uno de los intervalos (Velocidad AB-Lumbar $0.86^\circ/\text{s}$ (SI)/ $42.48^\circ/\text{s}$ (MS) y Aceleración AB-Lumbar $0.09^\circ/\text{s}^2$ (SI) / $7.31^\circ/\text{s}^2$ (MS)). Esto se confirma cuando observamos que la diferencia es siempre positiva para los mayores sanos en las velocidades y aceleraciones medias de cada uno de los ejes (tabla 4). Lo cual nos muestra que éstos realizan un movimiento más amplio, más rápido y más acelerado, lo que se traduce en un mayor control del mismo.

Sin embargo, cuando analizamos los máximos y mínimos de la velocidad y la aceleración entre ambos grupos, comprobamos que los valores en supervivientes de ictus son mayores que en los mayores sanos (tabla 4). Mostrando una diferencia de $-40.86^\circ/\text{s}^2$ y $-2.81^\circ/\text{s}^2$ en el máximo y mínimo de aceleración en el tronco, y de $-40.58^\circ/\text{s}^2$ y $-37.32^\circ/\text{s}^2$ en

el máximo y mínimo de aceleración en el lumbar. Esta misma tendencia es observada en los máximos y mínimos de aceleración y velocidad en ambos sensores y en cada uno de los ejes (tabla 4). Todo esto permite afirmar que los supervivientes de ictus tienen un menor control motor que los mayores sanos, lo que a su vez denota una falta de equilibrio en esta población.

Esta afirmación se encuentra en consonancia con lo observado en otros estudios (Doheny et al., 2012; Sawacha et al., 2013) en los que se realizó un registro cinemático en pruebas de equilibrio con supervivientes de ictus mediante una plataforma de fuerza. En ellos, podemos observar cómo el área de desequilibrio de los supervivientes de ictus es más del doble que la de los mayores sanos (43.6/15.4 mm²/s) (Sawacha et al., 2013). A su vez, se puede apreciar que la diferencia de velocidad en el plano antero-posterior y medio-lateral es el doble entre los supervivientes de ictus y los mayores sanos, 12.1/6.5 mm/s and 10.1/4.7 mm/s, respectivamente (Sawacha et al., 2013). Estos datos reafirman la falta de equilibrio y de control postural en los supervivientes de ictus. El movimiento registrado en el eje Z por los sensores inerciales en el presente estudio no puede ser comparado ya que las plataformas de fuerza sólo recogen dos dimensiones.

Sin embargo, en un estudio previo que realizó el registro cinemático durante la ejecución del FRT por parte de supervivientes de ictus con sensores inerciales localizados en lumbar y tronco (Merchán-Baeza, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014). Observamos la diferencia existente entre los valores máximos y mínimos de aceleración y velocidad respecto a sus medias en el registro realizado por ambos sensores en cada uno de los ejes (AccMax -0.81°/s² / AccMin -2.98°/s² y AccMed 2.17°/s² (eje Y/tronco)) (Merchán-Baeza et al., 2014). Comprobando de esta manera que poblaciones de características similares muestran altos picos de aceleración y velocidad en la ejecución del FRT, lo que nos vuelve a señalar la falta de precisión en el movimiento y control postural por parte de los supervivientes de ictus.

3.1.3.6.2 Variables cinemáticas

Tras analizar el registro de las variables cinemáticas realizado en el estudio de Merchán et al. (Merchán-Baeza et al., 2014) en supervivientes de ictus durante la ejecución del FRT, observamos que el tiempo en el que realizaron la prueba completa (intervalo AC), el desplazamiento que lograron, así como la velocidad y aceleración media que alcanzaron son similares a los valores de estas mismas variables en los supervivientes de ictus del presente estudio. Esto permite justificar la fiabilidad de los sensores inerciales como herramienta para medir el movimiento en supervivientes de ictus durante la ejecución del FRT. El tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración en el intervalo AC registrados por el sensor del tronco fueron de 15.68s, 13.5°, 0.86°/s y 0.05°/s² (Merchán-Baeza et al., 2014), respectivamente, mostrándose en consonancia con los valores del presente estudio en el mismo intervalo y el sensor en tronco, 15.61s, 13.58°, 0.83°/s y 0.06°/s². El tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración en el intervalo AC registrados por el sensor del lumbar fueron de 16.7s, 14.98°, 0.89°/s y 0.05°/s² (Merchán-Baeza et al., 2014), respectivamente, encontrándose en concordancia con los valores del presente estudio en el mismo intervalo y misma colocación del sensor, 16.4s, 14.81°, 0.83°/s y 0.04°/s².

Esta misma tendencia se observa en los valores del tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración en los otros dos intervalos en los que se divide el FRT, desde el inicio del test hasta el punto máximo (AB) y desde el punto máximo hasta el final del test (BC), tanto en el sensor situado en tronco (L5–S1) como en el sensor localizado en lumbar (T7).

3.1.3.6.3 FRT en supervivientes de ictus y mayores sanos

Analizando otros estudios que realizaron el FRT en personas mayores con ictus crónico (Kim, Ko, & Woo, 2013; Obembe et al., 2014; Suh, Han, & Cho, 2014), observamos que los valores del alcance funcional logrados por los supervivientes de ictus del presente (13.17cm) son comparables a los valores medios en el FRT publicados por los citados

estudios, con medias de 18.7cm (Obembe et al., 2014), 13.76cm (Suh et al., 2014) y 18.8cm (Kim et al., 2013), a pesar de la diferencia existente en la edad media de los supervivientes de ictus de estos estudios, 53.5/54.4/58.9 años, y los del presente estudio, 72.3 años. Por lo que se podría afirmar que, en el equilibrio de las personas, la incidencia de la patología (ictus) es mayor que la edad del sujeto.

Sin embargo, en estudios como el de Vernon et al. (Vernon et al., 2014) en el que los supervivientes de ictus sufrieron la lesión un año antes del estudio, aproximadamente, y habían recibido tratamiento de equilibrio de fisioterapia, comprobamos que existe una gran diferencia en el alcance logrado en el FRT (28.50cm) respecto al presente estudio (13.17cm) a pesar de ser una muestra de edad media similar (68 y 72.33 años). Los resultados presentados por el estudio de Vernon et al. (Vernon et al., 2014) se acercan mucho más a los resultados obtenidos por el grupo de mayores sanos del presente estudio (28.50cm (Vernon et al., 2014) – 36.30 cm (presente estudio). Por lo que se podría afirmar que, la incidencia negativa que posee el ictus sobre las personas es reversible si se realiza en atención temprana, una valoración, seguimiento y tratamiento del equilibrio y control postural adecuados.

Por otra parte, los 36.30cm logrados por los mayores sanos (73.04 años) del presente estudio se encuentra en consonancia con el obtenido por los sujetos de estudios previos, 32.2cm (Muehlbauer, Besemer, Wehrle, Gollhofer, & Granacher, 2012), 30.2cm (Bellew & Fenter, 2006), 32cm (Dite & Temple, 2002), y 36.79cm (Hageman, Leibowitz, & Blanke, 1995). La edad media de estos grupos de sujetos era prácticamente la misma que la de los de este estudio, 70.3 años, 77 años, 74.14 años and 65.3 años.

3.1.3.6.4 Fiabilidad de las medidas

Los resultados de fiabilidad obtenidos en el presente estudio muestran una fiabilidad intraobservador de 0.876 - 0.913 (tronco) y 0.881 - 0.916 (lumbar) e interobservador de 0.860 y 0.906 (tronco) y 0.869 - 0.902 (lumbar) (Tabla 5), por lo que se puede confirmar que los

niveles de fiabilidad son excelentes ($ICC > 0.80$) (Gebruers et al., 2010; Mancini et al., 2012). Además, se encuentran en concordancia con los estudios precedentes consultados, intra: 0.80 – 0.94 y inter: 0.79 - 0.90 (tronco) (Kavanagh et al., 2006), intra: 0.835 – 0.891 and inter: 0.831 – 0.883 (tronco) y intra: 0.829 – 0.878 and inter: 0.821 – 0.875 (lumbar) (Merchán-Baeza et al., 2014), intra: 0.68 – 0.95 (Marchetti et al., 2013) e intra: 0.78 – 0.94 (Doheny et al., 2013).

Al analizar la fiabilidad de las medidas del alcance funcional se puede observar como en los supervivientes de ictus el FRT tiene unos niveles de fiabilidad superiores a 0.98 (ICC : 0.990 (0.983-0.997) y 0.987 (0.979-0.989) para intra e interobservador). Estos niveles están en consonancia con los observados en el estudio previo que realizaba el registro cinemático con dos sensores inerciales en el FRT y con supervivientes de ictus (ICC : 0.987 (intra) y 0.983 (interobservador)) (Merchán-Baeza et al., 2014).

3.1.3.6.5 Fortalezas y debilidades

Al tratarse de un estudio piloto, sería necesario ampliar la muestra para dar mayor consistencia a los resultados obtenidos. El registro de las variables cinemáticas tiene una gran aplicabilidad tanto en la investigación básica como en la práctica clínica. Además, la comparación de los datos obtenidos permite conocer de forma fiable las características del movimiento y el control postural en personas con ictus.

3.1.3.7 Conclusiones

Los supervivientes de ictus muestran menos alcance funcional, un movimiento menos amplio, más lento y menos acelerado en su total, pero con picos de aceleración y velocidad mayores cuando son comparados con mayores sanos. Esto demuestra cierta imprecisión en el movimiento y falta de control postural, lo cual, puede dar lugar a un mayor desequilibrio y por tanto, un mayor riesgo de caídas en los supervivientes de ictus.

La fiabilidad y validez mostrada por los sensores inerciales, unido a su bajo coste y portabilidad, lo hacen una herramienta óptima para identificar las diferencias existentes en las variables cinemáticas entre los supervivientes de ictus y los mayores sanos, tanto en lumbar como en tronco. Este hecho, así como los resultados obtenidos en el presente estudio, van a permitir que en la práctica clínica se pueda valorar con mayor precisión cuáles son las características propias del movimiento y el gesto en un superviviente de ictus. Lo que permitirá llevar a cabo una intervención y seguimiento más preciso en cuanto al control postural y desequilibrio se refiere, y, por tanto, una mayor prevención en el riesgo de caídas.

3.1.3.8 Bibliografía

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 26(4), 217-238.
- Bellew, J. W., & Fenter, P. C. (2006). Control of Balance Differs After Knee or Ankle Fatigue in Older Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1486-1489. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.020>
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675-680. <http://doi.org/10.1177/0269215512464702>
- Collin, C., Wade, D. T., Davies, S., & Horne, V. (1988). The Barthel ADL Index: a reliability study. *International Disability Studies*, 10(2), 61-63.
- Cuesta-Vargas, A. I., Galan-Mercant, A., & Williams, J. M. (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>
- de Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 886-895.
- DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E. (2002). Relationship of the Functional Reach and Lateral Reach Tests : *Journal of Geriatric Physical Therapy*. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 25(3), 4.
- Dite, W., & Temple, V. A. (2002). A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1566-1571. <http://doi.org/10.1053/apmr.2002.35469>
- Doheny, E. P., McGrath, D., Greene, B. R., Walsh, L., McKeown, D., Cunningham, C., Caulfield, B. (2012). Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. En 2012 Annual International

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3300-3303). <http://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346670>
- 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>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <http://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <http://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45(6), M192-197.
- Gebruers, N., Vanroy, C., Truijen, S., Engelborghs, S., & De Deyn, P. P. (2010). Monitoring of Physical Activity After Stroke: A Systematic Review of Accelerometry-Based Measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(2), 288-297. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.025>
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10, 60. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60>
- Gray, C. K., & Culham, E. (2014). Sit-to-Stand in People with Stroke: Effect of Lower Limb Constraint-Induced Movement Strategies. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <http://doi.org/10.1155/2014/683681>

- Grimpampi, E., Bonnet, V., Taviani, A., & Mazzà, C. (2013). Estimate of lower trunk angles in pathological gaits using gyroscope data. *Gait & Posture*, 38(3), 523-527. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.031>
- Hageman, P. A., Leibowitz, J. M., & Blanke, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(10), 961-965. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80075-1](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80075-1)
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, 2013. <http://doi.org/10.1155/2013/692137>
- Kang, H.-K., Kim, Y., Chung, Y., & Hwang, S. (2012). Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 26(3), 246-255. <http://doi.org/10.1177/0269215511419383>
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1-15. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., James, D. A., & Barrett, R. (2006). Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2863-2872. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.012>
- Kim, D., Ko, J., & Woo, Y. (2013). Effects of Dual Task Training with Visual Restriction and an Unstable Base on the Balance and Attention of Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1579-1582. <http://doi.org/10.1589/jpts.25.1579>
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (14). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693-1702. [http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Leutheuser, H., Schuldhaus, D., & Eskofier, B. M. (2013). Hierarchical, Multi-Sensor Based Classification of Daily Life Activities: Comparison with State-of-the-Art Algorithms Using a Benchmark Dataset. *PLoS ONE*, 8(10), e75196. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0075196>
- Manaf, H., Justine, M., & Omar, M. (2014). Functional Balance and Motor Impairment Correlations with Gait Parameters during Timed Up and Go Test across Three

- Attentional Loading Conditions in Stroke Survivors. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <http://doi.org/10.1155/2014/439304>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 59. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.035>
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C.-C., Musolino, M. C., Furman, G. R., & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior- posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 23(4), 227-235. <http://doi.org/10.3233/VES-130490>
- Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability in the parameterization of the functional reach test in elderly stroke patients: a pilot study. *BioMed Research International*, 2014, 637671. <http://doi.org/10.1155/2014/637671>
- Mizuike, C., Ohgi, S., & Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait & Posture*, 30(1), 60-64. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.017>
- Muehlbauer, T., Besemer, C., Wehrle, A., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between Strength, Power and Balance Performance in Seniors. *Gerontology*, 58(6), 504-512. <http://doi.org/10.1159/000341614>
- Obembe, A. O., Olaogun, M. O., & Adedoyin, R. (2014). Gait and balance performance of stroke survivors in South-Western Nigeria - A cross-sectional study. *The Pan African Medical Journal*, 17(Suppl 1). <http://doi.org/10.11694/pamj.supp.2014.17.1.3001>
- Outermans, J. C., van Peppen, R. P. S., Wittink, H., Takken, T., & Kwakkel, G. (2010). Effects of a high-intensity task-oriented training on gait performance early after stroke: a pilot

- study. *Clinical Rehabilitation*, 24(11), 979-987.
<http://doi.org/10.1177/0269215509360647>
- Sawacha, Z., Carraro, E., Contessa, P., Guiotto, A., Masiero, S., & Cobelli, C. (2013). Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 95. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-95>
- Smith, P. S., Hembree, J. A., & Thompson, M. E. (2004). Berg Balance Scale and Functional Reach: determining the best clinical tool for individuals post acute stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(7), 811-818. <http://doi.org/10.1191/0269215504cr817oa>
- Suh, H. R., Han, H. C., & Cho, H. (2014). Immediate therapeutic effect of interferential current therapy on spasticity, balance, and gait function in chronic stroke patients: a randomized control trial. *Clinical Rehabilitation*, 269215514523798. <http://doi.org/10.1177/0269215514523798>
- Tistad, M., von Koch, L., Sjöstrand, C., Tham, K., & Ytterberg, C. (2013). What aspects of rehabilitation provision contribute to self-reported met needs for rehabilitation one year after stroke - amount, place, operator or timing? *Health Expectations: An International Journal of Public Participation in Health Care and Health Policy*, 16(3), e24-35. <http://doi.org/10.1111/hex.12095>
- Vernon, S., Paterson, K., Bower, K., McGinley, J., Miller, K., Pua, Y.-H., & Clark, R. A. (2014). Quantifying Individual Components of the Timed Up and Go Using the Kinect in People Living With Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1545968314529475. <http://doi.org/10.1177/1545968314529475>
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(3), 203-207.
- Williams, J. R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-652.
- Yavuzer, G., Eser, F., Karakus, D., Karaoglan, B., & Stam, H. J. (2006). The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 20(11), 960-969. <http://doi.org/10.1177/0269215506070315>

3.1.4 mFunctional Reach Test en personas que sufren ictus: estudio piloto.

Publicado en *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*

Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. (2015). Mobile Functional Reach Test in People Who Suffer Stroke: A Pilot Study. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 2(1), e6. <http://doi.org/10.2196/rehab.4102>

3.1.4.1 Resumen

Introducción. La inestabilidad postural es una de las principales complicaciones que se encuentran en las personas que sufren un ictus. La parametrización del Functional Reach Test (FRT) podría ser útil en la práctica clínica y la investigación básica.

Objetivo. El objetivo de este estudio es analizar la fiabilidad en la parametrización del FRT utilizando el sensor inercial integrado en los teléfonos móviles para el registro de las variables cinemáticas en pacientes que han sufrido un ictus.

Diseño. Estudio transversal analítico.

Participantes. Siete sujetos mayores de 65 años que sufrieron un ictus.

Mediciones. Se desarrolló un análisis descriptivo de todos los resultados cinemáticos registrados por los dos móviles (tronco y lumbar) y el alcance medio en el FRT. Se calculó la fiabilidad de los sensores móviles en la medición de las variables cinemáticas durante la ejecución del FRT.

Resultados. Los valores del FRT obtenidos en el presente estudio ($2.49 \pm 13.15\text{cm}$) son similares a los obtenidos en otros estudios con esta población y en el mismo rango de edad. Los valores de fiabilidad intrasujeto observados en el uso de los móviles están situados por encima de 0.831, yendo desde 0.831 a 0.894. Del mismo modo, los valores intersujetos observados varían de 0.835 a 0.882. Por otra parte, la fiabilidad del FRT fue de 0.989 y 0.978 intrasujetos e intersujetos respectivamente.

Conclusiones. La principal conclusión a la que se llegó es que los sensores de los móviles podrían ser una herramienta con una excelente fiabilidad en la parametrización del FRT en personas que han sufrido un ictus.

Palabras clave. mhealth, fiabilidad y validez, ancianos, ictus, equilibrio postural.

3.1.4.2 Abstract

Background. Postural instability is one of the major complications found in people who survive a stroke. Parameterizing the Functional Reach Test (FRT) could be useful in clinical practice and basic research, as this test is a clinically accepted tool (for its simplicity, reliability, economy and portability) to measure the semi-static balance of a subject.

Objective. The aim of this study is to analyze the reliability in the FRT parameterization using inertial sensor within mobile phones for recording kinematic variables in patients who have suffered a stroke.

Design. This is a cross-sectional study.

Participants. Seven subjects over 65 years of age who suffered a stroke.

Measurements. A descriptive analysis of all kinematic outcomes recorded by the two mobiles (trunk and lumbar) was developed and the average range achieved in the FRT. Reliability measures were calculated by analyzing the internal consistency of the measures with 95% confidence interval of each outcome variable. It was calculated the reliability of mobile sensors in the measurement of the kinematic variables during the execution of the FRT.

Results. The values in the FRT obtained in the present study (2.49 ± 13.15 cm) are similar to those obtained in other studies with this population and in the same age range. Intrasubject reliability values observed in the use of mobiles are all located above 0.831, ranging from 0.831 and 0.894. Likewise, the observed intersubject values range from 0.835 and 0.882). On the other hand, the reliability of the FRT was 0.989 and 0.978 intrasubject and intersubject respectively.

Conclusions. The main conclusion that can be reached is that the sensors of the mobiles could be a tool with excellent reliability in the parameterization of the Functional Reach Test in people who have had a stroke.

Keywords. Mobile health, reliability and validity, elderly, stroke, postural balance.

3.1.4.3 Introducción

El ictus es la principal causa de discapacidad severa de larga duración a nivel mundial, produciéndose comúnmente en personas mayores de 65 años (French et al., 2010; Marigold, Eng, Tokuno, & Donnelly, 2004). Los déficits neurológicos producidos a causa del ictus provocan limitaciones motoras, sensoriales y/o cognitivas (Cunha, Alouche, Araujo, & Freitas, 2012). Estas limitaciones hacen que las personas con ictus presenten déficits en el equilibrio, siendo esta la causa principal del aumento en el riesgo de caídas y de las limitaciones severas que padecen los pacientes en la ejecución de las actividades de la vida diaria y en (Cunha et al., 2012; Kamphuis, de Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013; Peurala, Könönen, Pitkänen, Sivenius, & Tarkka, 2007; Sohn, Jee, & Kim, 2013).

El déficit en el equilibrio que padecen los pacientes con ictus es debido a la pérdida de fuerza muscular y coordinación, a la espasticidad y a los trastornos neurológicos y degenerativos (Sohn et al., 2013). La falta de equilibrio es visible en el aumento del balanceo postural y en la distribución asimétrica del peso entre los miembros inferiores durante la posición de reposo así como en la dificultad para mantener el centro de masa en el límite de la estabilidad corporal durante una tarea (Carver, Nadeau, & Leroux, 2011; Cunha et al., 2012; Marigold et al., 2004). Debido a la incapacidad para recuperarse de una pérdida de equilibrio, los pacientes que sufren ictus, tienen un alto riesgo de caídas (Carver et al., 2011; Kamphuis et al., 2013; Marigold et al., 2004). El 50% de las personas con ictus que viven en la comunidad experimentan al menos una caída a lo largo de un año, y aproximadamente el 50% de éstos sufren repetidas caídas (Kamphuis et al., 2013; Marigold et al., 2004).

El Functional Reach test (FRT) es un instrumento estandarizado que evalúa la estabilidad anterior (Cho, Kim, & Lee, 2013; de Waroquier-Leroy et al., 2014; Jenkins, Johnson, Holmes, Stephenson, & Spaulding, 2010; Kage et al., 2009; Kang, Kim, Chung, & Hwang, 2012). En los últimos años ha sido ampliamente utilizado para evaluar el equilibrio y riesgo de caídas en personas que han sufrido un ictus (Martins, de Menezes, de Sousa, de Araujo Barbosa, & Costa, 2012). Ha demostrado ser una herramienta precisa, portable,

barata, fiable y con una baja variabilidad inter-examinador (de Waroquier-Leroy et al., 2014; Kage et al., 2009; Maranesi, Ghetti, Rabini, & Fioretti, 2014; Martins et al., 2012).

Existen numerosos estudios en los que se han utilizado los sensores inerciales como herramienta para la recogida de datos cinemáticos en el análisis del movimiento humano en diferentes test funcionales (Cuesta-Vargas, Galan-Mercant, & Williams, 2010; Merchán-Baeza, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014; Perez-Cruzado, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014). Debido a la incorporación en los móviles de acelerómetros y giroscopios dentro de sus funciones, éstos están siendo el sustituto idóneo de los sensores inerciales como herramienta para medir el movimiento y desequilibrio humano a través de la instrumentalización de los test funcionales debido a su portabilidad, fácil uso mediante apps y su bajo coste en relación a los sensores inerciales (Fleury et al., 2013; Franco et al., 2013; Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014; Palmerini, Mellone, Rocchi, & Chiari, 2011).

Además, en los últimos años, el móvil ha emergido como alternativa al cuidado de la salud de las personas en diferentes ámbitos y patologías. Participando en el diagnóstico, la evaluación, la intervención o la monitorización de los pacientes (mHealth) (Demaerschalk et al., 2012; Dulin, Gonzalez, & Campbell, 2013; Elwood et al., 2011; Franco et al., 2013; Handel, 2011; Petrella, Stuckey, Shapiro, & Gill, 2014).

No existen estudios en los que los se haya instrumentalizado el FRT a través de un móvil en personas que han sufrido un ictus.

El objetivo de este estudio es analizar la fiabilidad, sensibilidad y especificidad del móvil para recoger las variables cinemáticas en la parametrización del FRT en personas que han sufrido un ictus. La hipótesis es que los móviles serán un instrumento fiable en el estudio cinemático del FRT.

3.1.4.4 Material y método

3.1.4.4.1 Diseño y participantes

Se trata de un estudio transversal analítico en el que los participantes debían haber sufrido un ictus según la definición que hace de dicha patología la Organización Mundial de la Salud (Williams, 2008). La muestra fue seleccionada teniendo en cuenta los siguientes criterios de inclusión: personas mayores de 65 años con la habilidad de caminar durante 10 metros a una velocidad mayor o igual a 0.8 m/s sin ayuda de otra persona o instrumento de apoyo, la capacidad para mantenerse en bipedestación sin ninguna ayuda durante al menos 30 segundos y una severidad moderada (puntuación entre 0 y 49 en el Índice de Barthel). Los criterios de exclusión para este estudio fueron tener menos de 65 años, limitaciones en la deambulaci3n, problemas graves de comunicaci3n, limitaciones severas cardiovasculares o respiratorias, tener una patologí3a neurol3gica o no entregar el consentimiento informado.

La aprobaci3n 3tica para el estudio fue certificada por el comit3 3tico de la Facultad de Ciencias de Salud de la Universidad de M3laga. Este estudio fue realizado en conformidad con los Principio 3ticos para la Investigaci3n M3dica que involucra sujetos humanos (Declaraci3n de Helsinki, 2008).

Antes de comenzar el estudio los investigadores entregaron a todos los participantes la hoja informativa y el consentimiento informado, en los que se les explicaba en qu3 consistía el estudio, la posibilidad que tenían de abandonar el estudio en cualquier momento y la protecci3n de sus datos personales seg3n la Ley Org3nica de Protecci3n de Datos de Car3cter Personal 19/55.

3.1.4.4.2 Functional Reach Test (FRT)

Para llevar a cabo el FRT o test de Duncan (1990) (Martins et al., 2012), se coloca una cinta métrica en la pared. Posteriormente, se le pide al participante que se sitúe en paralelo a la cinta, de forma que el eje que pasa por sus hombros quede lo más perpendicular posible a la pared. Sus pies estarán situados a la altura de sus hombros, éstos flexionados 90 grados

y codos y manos estirados. En este momento el investigador realizará una marca en la cinta métrica utilizando la cabeza del metacarpiano del tercer dedo como punto de referencia. Desde esta posición de partida, el participante comenzará el movimiento para lograr el máximo alcance anterior, siempre y cuando no llegue a dar un paso, levante los talones o toque la pared. Será entonces cuando se realice la segunda marca en la pared, y posteriormente, el participante volverá a la posición de partida. La distancia medida en centímetros entre las dos marcas será el alcance funcional de cada participante (de Waroquier-Leroy et al., 2014; Jenkins et al., 2010; Kage et al., 2009; Maranesi et al., 2014; Martins et al., 2012). La fiabilidad de este test funcional es de 0.81 (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990).

Un investigador cegado realizó la extracción de las variables offline a partir de cada una de las gráficas generadas tras la recogida de los datos cinemáticos de cada una de las ejecuciones realizadas.

Durante la ejecución del FRT los participantes portaron dos móviles, uno situado a la altura de L5 – S1 (lumbar) y el otro en T7 (tronco). Fueron colocados de manera que el origen de las coordenadas (X, Y, Z) (0, 0, 0) se situara en el vértice postero-inferior izquierdo (figura 1).

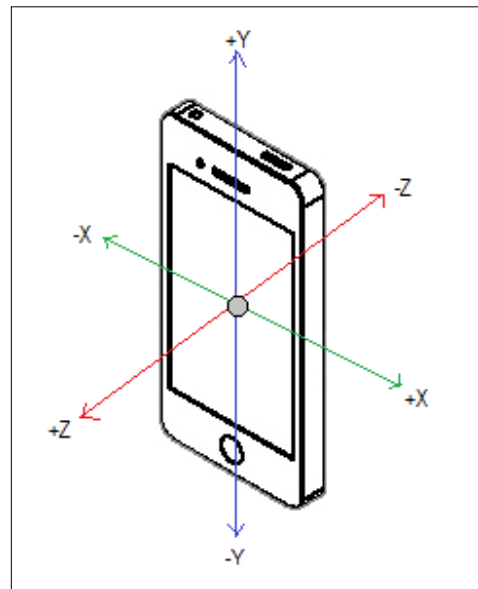


Figura 1. Origen de las coordenadas (X, Y, Z) en el smartphone.

3.1.4.4.3 Smartphones

Los dos móviles utilizados para realizar el registro cinemático del FRT fueron un iPhone 4 (iPhone es una marca registrada de Apple Inc, Cupertino, California, USA). Este móvil cuenta con un giroscopio triaxial, acelerómetro y magnetómetro (Galan-Mercant &

Cuesta-Vargas, 2014; Kolber, Pizzini, Robinson, Yanez, & Hanney, 2013; Shaw, Adam, Izatt, Licina, & Askin, 2012; Tousignant-Laflamme, Boutin, Dion, & Vallée, 2013). El acelerómetro funcionó a una frecuencia de 32Hz durante la medida. Estos acelerómetros tienen un coeficiente de correlación por encima de 0.98 (Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014). Para este estudio se utilizó la aplicación xSensor Pro application, Crossbow Technology, Inc. (Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014).

3.1.4.4.4 Variables de resultado

3.1.4.4.4.1 Variables directas

Del Functional Reach test se extrajeron las siguientes variables: Distancia FRT: distancia lograda por el participante entre la posición de partida y la final. Desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT: Variación angular que el participante provoca sobre el eje pitch. Esta amplitud es considerada desde el punto de partida hasta que alcanza su punto máximo antes del retorno. Tiempo desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo FRT: tiempo que tarda el participante en alcanzar el punto máximo. Tiempo regreso posición inicial: tiempo que tarda el participante en regresar al punto de partida. Total time FRT: tiempo que tarda el participante desde el punto de partida hasta el regreso al mismo. Estas variables fueron extraídas del registro cinemático del móvil en el eje pitch.

3.1.4.4.4.2 Variables indirectas

Utilizando los datos que se extrajeron anteriormente se calcularon las siguientes variables: Velocidad media FRT: velocidad media a la que se ejecuta el test. Velocidad desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo: velocidad media a la que el participante alcanza el punto máximo desde la posición de partida. Velocidad regreso posición inicial: velocidad media a la que el participante regresa a la posición de partida desde el punto máximo. Aceleración media FRT: aceleración media a la que el participante ejecuta el FRT. Aceleración media desplazamiento angular lumbosacro/torácico máximo:

aceleración media a la que el participante llega al punto máximo. Aceleración media regreso posición inicial: aceleración media que lleva el participante desde el punto máximo hasta la posición de partida.

Se calculó la media y desviación típica de X, Y, Z en el máximo, mínimo y media de la velocidad y la aceleración en los dos móviles. Se halló la resultante a través de la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los tres ejes en el desplazamiento, el máximo y mínimo de velocidad y aceleración del FRT. Así como la media y desviación típica en las resultantes del desplazamiento y resultantes del máximo y mínimo de velocidad y aceleración.

Las variables analizadas fueron aquellas obtenidas en la repetición en la que el participante logró la distancia funcional más amplia.

3.1.4.4.5 Procedimiento

Al comienzo del estudio, se les explicó a todos los participantes en qué consistía la prueba, firmaron el consentimiento informado y se les pasó a cada uno de ellos el Barthel Index (BI), la Stroke Impact Scale-16 (SIS-16) y la Escala Neurológica Canadiense (CNS) para mejorar la descripción de la muestra. A través de un cuestionario se recogieron también los datos sociodemográficos de cada uno de los participantes. La fiabilidad de estas escalas son Kappa = 0.93 (Collin, Wade, Davies, & Horne, 1988; Duffy, Gajree, Langhorne, Stott, & Quinn, 2013), Kappa = 0.76 (Duncan et al., 1999) e ICC = 0.70 a 0.92 (D'Olhaberriague, Litvan, Mitsias, & Mansbach, 1996), respectivamente.

Durante la ejecución del Functional Reach Test (FRT) o Duncan's Test (Duncan et al., 1990; Weiner, Duncan, Chandler, & Studenski, 1992), los participantes portaron dos smartphones, uno colocado a la altura de L5 – S1 (región lumbar) y el otro en T7 (tronco). Se realizaron tres repeticiones del test bajo la supervisión de dos investigadores. Posteriormente, ambos investigadores llevaron a cabo el análisis de los resultados de forma independiente (figura 2).

Del registro cinemático recogido por los smartphones se obtuvieron las variables directas tiempo y desplazamiento entre cada uno de los puntos de los tres intervalos. Y como variables indirectas, calculadas posteriormente, se obtuvieron la velocidad y el desplazamiento.

3.1.4.4.6 Análisis de datos

Tras completar la muestra se recogieron los datos sociodemográficos a través de un cuestionario y se pasaron una serie de test diseñados específicamente para personas con afectaciones neurológicas. Posteriormente, se registró la distancia lograda en el FRT y se llevó a cabo el análisis descriptivo de todas las variables cinemáticas registradas a través de ambos móviles (tronco y región lumbar).

Mediante el test de Kolmogov-Smirnov se realizó la normalidad de las variables, se compararon los datos obtenidos en el registro cinemático en el tronco y en lumbar, tanto de las variables directas (tiempo y desplazamiento) como de las indirectas (velocidad, aceleración y resultante). El *t*-Student test fue utilizado para las variables paramétricas y el Wilcoxon's test para las no paramétricas. El índice de significación fue fijado en valores iguales o inferiores a $p \leq 0.05$.

Mediante el análisis de la consistencia interna se calculó la fiabilidad de las medidas directas con un intervalo de confianza del 95% para cada variable de resultado. Los coeficientes de correlación se calcularon para la fiabilidad intraclase e interclase. La fiabilidad se calculó para el alcance logrado por el participante y las variables directas medidas con los móviles (tiempo y desplazamiento). La fiabilidad de las variables indirectas



Figura 2. Posición de los smartphones en la espalda de los participantes.

(velocidad, aceleración y resultante) no se calculó debido a que su valor está determinado por la fiabilidad de las medidas directas. Los niveles de fiabilidad se clasificaron en muy baja correlación ($0 \leq \text{ICC} \leq 0.29$), baja correlación ($0.30 \leq \text{ICC} \leq 0.49$), moderada correlación ($0.50 \leq \text{ICC} \leq 0.69$), alta correlación ($0.70 \leq \text{ICC} \leq 0.89$) y muy alta correlación ($\text{ICC} \geq 0.90$) (Verran, 1987).

En este estudio fue utilizado el Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) (versión 17.0 para Windows, Illinois, EEUU), para representar el análisis estadístico.

3.1.4.5 Resultados

Tabla 1. Datos descriptivos y antropométricos de los participantes.

	Mínimo	Máximo	Media (SD)
Edad (años)	68	87	75.1 (±5.22)
Escala Neurológica Canadiense (0-10)	7.0	9.0	8.1 (±0.73)
Barthel Index (0-100)	80	100	93.50 (±5.95)
Stroke Index Scale_16 (0-80)	61	73	66.25 (±4.18)
N		7	

La tabla 1 presenta los datos sociodemográficos y antropométricos recogido a través del cuestionario. Además, muestra los resultados obtenidos en diferentes test específicos utilizados para obtener el grado de afectación.

Tabla 2. Descripción de las variables cinemáticas del FRT dependiendo de la localización del smartphone.

	Mínimo	Máximo	Media	SD
Distancia del Functional Reach Test	9.86	16.84	13.15	2.49
Tronco				
Tiempo A B (s)	6.76	10.53	8.84	1.29
Desplazamiento A B (°)	6.24	18.90	12.62	5.19
Velocidad A B (°/s)	0.49	2.49	1.43	0.79
Aceleración A B (°/s ²)	0.04	0.26	0.16	0.09
Tiempo B C (s)	4.73	10.55	7.18	2.74
Desplazamiento B C (°)	4.37	17.18	10.01	5.41
Velocidad B C (°/s)	0.49	2.28	1.40	0.69
Aceleración B C (°/s ²)	0.08	0.22	0.19	0.11
Tiempo A C (s)	11.43	22.06	16.04	4.79
Desplazamiento A C (°)	14.01	31.82	22.64	7.87
Velocidad A C (°/s)	0.62	2.16	1.36	0.72
Aceleración A C (°/s ²)	0.04	0.16	0.08	0.07
Lumbar				
Tiempo A B (s)	5.19	12.09	8.71	2.93
Desplazamiento A B (°)	6.40	16.02	10.93	4.02
Velocidad A B (°/s)	0.76	1.48	1.25	1.07
Aceleración A B (°/s ²)	0.06	0.26	0.14	0.11
Tiempo B C (s)	4.24	11.58	7.81	3.16
Desplazamiento B C (°)	5.86	13.87	9.43	3.38
Velocidad B C (°/s)	0.58	1.89	1.21	0.56
Aceleración B C (°/s ²)	0.06	0.26	0.15	0.08
Tiempo A C (s)	10.48	22.97	16.52	5.11
Desplazamiento A C (°)	11.59	28.20	20.36	7.20
Velocidad A C (°/s)	0.72	1.68	1.24	1.04
Aceleración A C (°/s ²)	0.03	0.12	0.07	0.04
N	7			

A: comienzo del FRT; B: desplazamiento angular máximo; C: final del FRT.

La tabla 2 muestra la distancia de alcance funcional lograda por cada participante y la descripción de las variables cinemáticas recogidas durante la ejecución del FRT según la colocación del móvil en el tronco o la región lumbar. Además, el movimiento registrado aparece dividido en tres intervalos en base al comienzo del test, el desplazamiento angular máximo y el final de la prueba. En esta tabla se puede observar el máximo, el mínimo, la media y la desviación típica del tiempo, del desplazamiento, de la velocidad y de la aceleración en cada uno de los intervalos.

Tabla 3. Media y desviación típica de los registros de cada uno de los sensores inerciales y diferencia entre ambos.

	Tronco			Lumbar			Diferencia media		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Resultante desplazamiento		34.92 (±7.02)			37.06 (±14.75)			1.86 (±23.64)	
Velocidad media	1.79 (±0.27)	25.44 (±7.84)	24.59 (±8.73)	1.68 (±0.67)	22.39 (±7.42)	19.42 (±5.03)	0,11 (±0,74)	3,05 (±1,97)	5,17 (±8,43)
Velocidad máximo	-0.57 (±0.70)	10.06 (±3.97)	9.38 (±1.42)	1.48 (±0.94)	9.76 (±6.14)	8.11 (±1.07)	-2,05 (±0,62)	0,30 (±3,51)	-1,27* (±1,74)
Velocidad mínimo	-2.19 (±0.73)	-15.79 (±2.81)	-13.10 (±7.49)	1.19 (±1.16)	-14.18 (±4.43)	-12.28 (±3.86)	-3,38 (±1,19)	1,61 (±4,07)	-0,82 (±9,21)
Resultante velocidad máximo		13.80 (±4.22)			13.19 (±4.70)			-0.61 (±4.41)	
Resultante velocidad mínimo		20.55 (±5.61)			19.01 (±4.18)			-1.54 (±2.74)	
Aceleración media	2.34 (±1.21)	3.03 (±1.27)	6.53 (±1.32)	1.39 (±1.01)	0.43 (±3.38)	5.27 (±1.84)	0,95* (±0,98)	2,60 (±3,83)	1,26 (±1,96)
Aceleración máximo	0.73 (±0.81)	2.19 (±3.07)	95.40 (±8.54)	0.43 (±0.29)	2.34 (±2.13)	90.94 (±5.09)	0,30 (±1,43)	-0,15 (±3,79)	4,46 (±6,05)
Aceleración mínimo	-2.42 (±2.26)	4.33 (±2.72)	88.88 (±9.58)	1.84 (±1.17)	2.97 (±3.07)	84.11 (±7.07)	-4,26 (±3,18)	1,36* (±2,81)	4,77 (±6,18)
Resultante aceleración máximo		88.17 (±10.23)			89.51 (±8.69)			-1.34 (±4.84)	
Resultante aceleración mínimo		90.19 (±9.28)			88.71 (±7.91)			1.48 (±5.71)	

Significación: * ≤ 0.05; ** ≤ 0.005; *** ≤ 0.001

La tabla 3 muestra la resultante del desplazamiento y la resultante del máximo y mínimo tanto de velocidad como de aceleración en el FRT; así como la media, el máximo y el mínimo de la velocidad y de la aceleración. Las variables se han presentado como medias y desviación típica de la suma de los participantes en relación a los tres ejes de cada uno de los móviles y la diferencia entre ambos.

La tabla 4 presenta la fiabilidad intraobservador e interobservador con un intervalo de confianza del 95% para cada una de las variables directas obtenidas en la instrumentalización del FRT a través de los móviles. Se presentan según la colocación del móvil y divididas en los tres intervalos del movimiento.

Tabla 4. Fiabilidad intraobservador e interobservador de las variables medidas directamente durante la ejecución del FRT.

Variable	Intraobservador				Interobservador		
	ICC	IC (95%)		ICC	IC (95%)		
		Min.	Max.		Min	Max	
Tronco							
Tiempo	AB	0.872	0.857	0.886	0.868	0.857	0.875
	BC	0.847	0.831	0.862	0.840	0.835	0.851
	AC	0.884	0.873	0.892	0.864	0.853	0.876
Desplazamiento	AB	0.884	0.871	0.894	0.873	0.867	0.880
	BC	0.870	0.862	0.879	0.861	0.854	0.872
	AC	0.880	0.869	0.887	0.869	0.857	0.882
Lumbar							
Tiempo	AB	0.883	0.874	0.891	0.871	0.864	0.878
	BC	0.867	0.855	0.876	0.853	0.848	0.860
	AC	0.849	0.833	0.860	0.842	0.837	0.849
Desplazamiento	AB	0.874	0.862	0.887	0.861	0.853	0.869
	BC	0.877	0.864	0.885	0.864	0.857	0.873
	AC	0.869	0.859	0.883	0.857	0.850	0.864
Functional Reach Test	0.989	0.881	0.896	0.978	0.870	0.885	

3.1.4.6 Discusión

Los resultados obtenidos muestran que los sensores inerciales integrados en los smartphones podrían ser instrumentos fiables, sensibles y específicos para la obtención de variables cinemáticas en la instrumentalización del FRT en personas que han sufrido un ictus. De esta forma, se podría cumplir el objetivo del estudio y la hipótesis de partida podría ser confirmada.

La fiabilidad obtenida en este estudio podría catalogarse como excelente ($ICC > 0.80$) (Verran, 1987), con rangos en intraobservador que oscilan entre 0.849 y 0.884 e interobservador entre 0.840 y 0.871 (tabla 4). Estos valores han mostrado estar en concordancia con los valores observados en estudios previos similares. Marchetti et al. obtuvieron una fiabilidad test-retest de 0.87 (0.68-0.95) (Marchetti et al., 2013), Merchán-Baeza et al. mostraron una fiabilidad intraobservador de 0.821-0.883 (Merchán-Baeza et al., 2014), y Mellone et al. obtuvieron una fiabilidad intraobservador de 0.72 (0.46-0.86) e interobservador de 0.99 (0.99-1.00) (Mellone, Tacconi, & Chiari, 2012). En el último estudio, la fiabilidad fue extraída durante la ejecución de una sección específica del TUG test, específicamente, desde la sedestación a la bipedestación (Mellone et al., 2012). Las diferencias en la fiabilidad entre los valores del presente estudio y el de Mellone et al. podría ser debido al tipo de equilibrio analizado en cada test (Mellone et al., 2012). En el presente estudio fue analizado el equilibrio semiestático controlado, mientras que en el de Mellone et al. se analizó el equilibrio semiestático coordinado y explosivo necesario para llevar a cabo un gesto normal (Mellone et al., 2012). Sin embargo, la fiabilidad interobservador no puede ser comparada entre este estudio y el de Mellone et al. debido a que ellos no diferenciaron en el cálculo de los distintos valores de fiabilidad para el smartphone y el acelerómetro (Mellone et al., 2012).

La alta fiabilidad observada en la duración de nuestro test (por ejemplo, fiabilidad intraobservador de 0.847-0.884 e interobservador de 0.840-0.871) es comparable con los resultados mostrados por Mellone et al. en la parametrización del TUG con un smartphone, con un valor ICC de 0.83-0.96 para intraobservador y 1.00-1.00 para interobservador

(Mellone et al., 2012). Aunque en el último estudio el valor para el acelerómetro y el móvil fueron unificados. Merchán-Baeza et al. tuvieron valores ICC de 0.806-0.880 (intraobservador) y 0.804-0.879 (interobservador) (Merchán-Baeza et al., 2014).

Teniendo en cuenta la posición en la que el smartphone es colocado en nuestro estudio, los valores de fiabilidad intraobservador variaron entre 0.847 y 0.884 para el tronco y entre 0.849 y 0.883 para los datos de la región lumbar. Estos estaban en consonancia con los resultados obtenidos en un estudio previo donde no se observaron diferencias notables en los valores de fiabilidad cuando dos sensores inerciales fueron colocados en los mismos segmentos como en el presente estudio (tronco y lumbar) para el registro cinemático del FRT (Merchán-Baeza et al., 2014). Los valores del ICC observados en este estudio fueron 0.835-0.877 (tronco) y 0.829-0.878 (lumbar). Además, los datos móviles son estables, no sólo en medidas primarias, sino también en medidas secundarias, como se muestra en el estudio de Nishiguchi et al. (Nishiguchi et al., 2012): pico frecuencia ICC = 0.906, 95% IC 0.83-0.95; raíz cuadrada media ICC = 0.902, IC 95% 0.82-0.95; pico autocorrelación ICC = 0.752, IC 95% 0.55-0.87, y el coeficiente de varianza ICC = 0,777, IC 95% 0.59 a 0.89.

3.1.4.6.1 Fortalezas y debilidades

La principal debilidad de este estudio es el tamaño de la muestra, la cual es pequeña, pero suficiente para proporcionar evidencia de la utilidad de los smartphones en el registro cinemático del FRT en las personas que han sufrido un ictus. Sin embargo, sería beneficioso aumentar el número de participantes para consolidar los resultados. Los estudios futuros deben hacer comparaciones absolutas entre personas sanas y personas con un perfil marcado por un desequilibrio estático, semiestático o dinámico durante el FRT. Sin embargo, una fuerza particular de nuestro estudio es que es el primero en llevar a cabo un registro cinemático simultáneo con dos smartphones, es decir, uno colocado en el tronco y otro en la región lumbar.

3.1.4.7 Conclusiones

Los smartphones han demostrado ser dispositivos fiables y específicos para analizar la cinemática en la parametrización del FRT personas que han sufrido un ictus. Además de estas propiedades, es importante tener en cuenta también la economía, la facilidad de acceso, la facilidad de uso, la portabilidad, sin necesidad de ordenador para grabar el registro, la gran memoria interna, los datos almacenados pueden ser enviados por correo electrónico de forma instantánea, y, además, hay numerosas aplicaciones para optimizar el uso de los diversos elementos del dispositivo. Por estas razones, se puede argumentar que el smartphone tiene mayor potencial clínico que los sensores inerciales (o acelerómetros) utilizados comúnmente en el laboratorio.

3.1.4.8 Bibliografía

- Carver, T., Nadeau, S., & Leroux, A. (2011). Relation between physical exertion and postural stability in hemiparetic participants secondary to stroke. *Gait & Posture*, 33(4), 615-619. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.001>
- Cho, H., Kim, J., & Lee, G.-C. (2013). Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(8), 675-680. <http://doi.org/10.1177/0269215512464702>
- Collin, C., Wade, D. T., Davies, S., & Horne, V. (1988). The Barthel ADL Index: a reliability study. *International Disability Studies*, 10(2), 61-63.
- Cuesta-Vargas, A. I., Galan-Mercant, A., & Williams, J. M. (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>
- Cunha, B. P., Alouche, S. R., Araujo, I. M. G., & Freitas, S. M. S. F. (2012). Individuals with post-stroke hemiparesis are able to use additional sensory information to reduce postural sway. *Neuroscience Letters*, 513(1), 6-11. <http://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.01.053>
- de Waroquier-Leroy, L., Bleuse, S., Serafi, R., Watelain, E., Pardessus, V., Tiffreau, A.-V., & Thevenon, A. (2014). The Functional Reach Test: Strategies, performance and the influence of age. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(6-7), 452-464. <http://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.03.003>
- Demaerschalk, B. M., Vegunta, S., Vargas, B. B., Wu, Q., Channer, D. D., & Hentz, J. G. (2012). Reliability of Real-Time Video Smartphone for Assessing National Institutes of Health Stroke Scale Scores in Acute Stroke Patients. *Stroke*, 43(12), 3271-3277. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.669150>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <http://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-

- rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Dulin, P. L., Gonzalez, V. M., & Campbell, K. (2013). Results of a Pilot Test of a Self-Administered Smartphone-Based Treatment System for Alcohol Use Disorders: Usability and Early Outcomes. *Substance Abuse*, 35(2), 168-175. <http://doi.org/10.1080/08897077.2013.821437>
- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <http://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45(6), M192-197.
- Elwood, D., Diamond, M. C., Heckman, J., Bonder, J. H., Beltran, J. E., Moroz, A., & Yip, J. (2011). Mobile Health: Exploring Attitudes Among Physical Medicine and Rehabilitation Physicians Toward this Emerging Element of Health Delivery. *PM&R*, 3(7), 678-680. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.05.004>
- Fleury, A., Mourcou, Q., Franco, C., Diot, B., Demongeot, J., & Vuillerme, N. (2013). Evaluation of a Smartphone-based audio-biofeedback system for improving balance in older adults - A pilot study. En 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 1198-1201). <http://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609721>
- Franco, C., Fleury, A., Gumery, P. Y., Diot, B., Demongeot, J., & Vuillerme, N. (2013). iBalance-ABF: A Smartphone-Based Audio-Biofeedback Balance System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(1), 211-215. <http://doi.org/10.1109/TBME.2012.2222640>
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., Watkins, C. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official*

- Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine, 42(1), 9-14. <http://doi.org/10.2340/16501977-0473>
- Galan-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Mobile Romberg test assessment (mRomberg). *BMC Research Notes*, 7(1). <http://doi.org/10.1186/1756-0500-7-640>
- Handel, M. J. (2011). mHealth (Mobile Health)—Using Apps for Health and Wellness. *EXPLORE: The Journal of Science and Healing*, 7(4), 256-261. <http://doi.org/10.1016/j.explore.2011.04.011>
- Jenkins, M. E., Johnson, A. M., Holmes, J. D., Stephenson, F. F., & Spaulding, S. J. (2010). Predictive validity of the UPDRS postural stability score and the Functional Reach Test, when compared with ecologically valid reaching tasks. *Parkinsonism & Related Disorders*, 16(6), 409-411. <http://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2010.04.002>
- Kage, H., Okuda, M., Nakamura, I., Kunitsugu, I., Sugiyama, S., & Hobara, T. (2009). Measuring Methods for Functional Reach Test: Comparison of 1-Arm Reach and 2-Arm Reach. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(12), 2103-2107. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.07.021>
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, 2013. <http://doi.org/10.1155/2013/692137>
- Kang, H.-K., Kim, Y., Chung, Y., & Hwang, S. (2012). Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 26(3), 246-255. <http://doi.org/10.1177/0269215511419383>
- Kolber, M. J., Pizzini, M., Robinson, A., Yanez, D., & Hanney, W. J. (2013). The reliability and concurrent validity of measurements used to quantify lumbar spine mobility: an analysis of an iPhone application and gravity based inclinometry. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(2), 129-137.
- Maranesi, E., Ghetti, G., Rabini, R. A., & Fioretti, S. (2014). Functional reach test: Movement strategies in diabetic subjects. *Gait & Posture*, 39(1), 501-505. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.035>
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C.-C., Musolino, M. C., Furman, G. R.,

- & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior- posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research*, 23(4), 227-235. <http://doi.org/10.3233/VES-130490>
- Marigold, D. S., Eng, J. J., Tokuno, C. D., & Donnelly, C. A. (2004). Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 18(4), 222-229. <http://doi.org/10.1177/1545968304271171>
- Martins, E. F., de Menezes, L. T., de Sousa, P. H. C., de Araujo Barbosa, P. H. F., & Costa, A. S. (2012). Reliability of the Functional Reach Test and the influence of anthropometric characteristics on test results in subjects with hemiparesis. *NeuroRehabilitation*, 31(2), 161-169. <http://doi.org/10.3233/NRE-2012-0786>
- Mellone, S., Tacconi, C., & Chiari, L. (2012). Validity of a Smartphone-based instrumented Timed Up and Go. *Gait & Posture*, 36(1), 163-165. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.006>
- Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability in the parameterization of the functional reach test in elderly stroke patients: a pilot study. *BioMed Research International*, 2014, 637671. <http://doi.org/10.1155/2014/637671>
- Nishiguchi, S., Yamada, M., Nagai, K., Mori, S., Kajiwara, Y., Sonoda, T., Aoyama, T. (2012). Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemedicine Journal and E-Health: The Official Journal of the American Telemedicine Association*, 18(4), 292-296. <http://doi.org/10.1089/tmj.2011.0132>
- Palmerini, L., Mellone, S., Rocchi, L., & Chiari, L. (2011). Dimensionality reduction for the quantitative evaluation of a smartphone-based Timed Up and Go test. En 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC (pp. 7179-7182). <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091814>
- Perez-Cruzado, D., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014).

- Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: a cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 13, 127. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>
- Petrella, R. J., Stuckey, M. I., Shapiro, S., & Gill, D. P. (2014). Mobile health, exercise and metabolic risk: a randomized controlled trial. *BMC Public Health*, 14(1), 1082. <http://doi.org/10.1186/1471-2458-14-1082>
- Peurala, S. H., Könönen, P., Pitkänen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 25(2), 101-108.
- Shaw, M., Adam, C. J., Izatt, M. T., Licina, P., & Askin, G. N. (2012). Use of the iPhone for Cobb angle measurement in scoliosis. *European Spine Journal*, 21(6), 1062-1068. <http://doi.org/10.1007/s00586-011-2059-0>
- Sohn, M. K., Jee, S. J., & Kim, Y. W. (2013). Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Postural Stability and Lower Extremity Strength in Hemiplegic Stroke Patients. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 37(6), 759-765. <http://doi.org/10.5535/arm.2013.37.6.759>
- Tousignant-Laflamme, Y., Boutin, N., Dion, A. M., & Vallée, C.-A. (2013). Reliability and criterion validity of two applications of the iPhone™ to measure cervical range of motion in healthy participants. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 69. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-69>
- Verran, J. A. (1987). Munro, B.H., Visintainer, M.A. 8 Page, E.B. (1986). Statistical methods for health care research. Philadelphia: Lippincott, 381 pp. \$21 S O (soft cover). *Research in Nursing & Health*, 10(6), 406-408. <http://doi.org/10.1002/nur.4770100613>
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(3), 203-207.
- Williams, J. R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-652.

3.1.5 Parametrización mediante smartphone de la funcionalidad de tronco y miembros inferiores en personas que han sufrido un ictus.

Pendiente de publicación

3.1.5.1 Resumen

Introducción. Las personas con ictus en fase aguda sufren limitaciones severas en el control postural que dificultan la bipedestación debido a la postura asimétrica, el desequilibrio corporal anormal, la dificultad en la transferencia de peso y la espasticidad.

Objetivo. El objetivo principal de este estudio es parametrizar mediante el sensor inercial integrado en el smartphone la funcionalidad de tronco y miembros inferiores en personas en fase aguda de ictus durante la ejecución del Timed Up and Go test (TUG) y Sit to Stand Test (SST). El objetivo secundario será analizar la fiabilidad de dicho dispositivo en la parametrización de estos test funcionales.

Diseño. Estudio transversal analítico.

Participantes. Ocho personas mayores (67.50 años) en fase aguda de ictus (8 mujeres).

Mediciones. Se desarrolló un análisis descriptivo de todas las variables cinemáticas registradas mediante el smartphone (situado en el esternón) en el TUG y el SST. Se calculó la fiabilidad del sensor inercial integrado en el smartphone en la parametrización de ambos test funcionales.

Resultados. Los participantes del estudio ejecutaron el TUG, y cada una de sus fases, en 17.11 s a una velocidad entre 0.68 y 34.95 %/s, y el SST en 20.45 s y entre 34.45 y 38.89 %/s. Los valores de fiabilidad intraobservador obtenidos en el uso de los smartphones oscilan entre 0.865 y 0.889 en el TUG y entre 0.881 y 8.96 en el SST. Los valores interobservador varían de 0.859 a 0.884 en el TUG y de 0.884 a 0.897 en el SST. La fiabilidad del TUG fue 0.988 y 0.982, mientras que la del SST fue 0.992 y 0.989, intraobservador e interobservador, respectivamente.

Conclusiones. El smartphone es un dispositivo con una alta fiabilidad en la parametrización de la funcionalidad de los miembros inferiores a través de test funcionales en personas que han sufrido un ictus.

Palabras clave. Smartphone, equilibrio, marcha, fuerza, miembros inferiores, ictus.

3.1.5.2 Abstract

Background. People with acute stroke suffer severe limitations on postural control hindering standing due to the asymmetric posture, abnormal body imbalance, the difficulty in transferring weight and spasticity.

Objective. The main objective of this study is to parametrize by the inertial sensor integrated into the smartphone the functionality of the trunk and lower limbs in people in the acute phase of stroke during execution of the Timed Up and Go test (TUG) and Sit to Stand Test (SST). The secondary objective is to analyze the reliability of the device in the parameterization of these functional tests.

Design. Cross-sectional study.

Participants. Eight elderly (67.50 years) in the acute phase of stroke (8 women).

Measurements. A descriptive analysis of all kinematic variables recorded by smartphone (located on the sternum) in the TUG and the SST was developed. The reliability of the inertial sensor integrated into the smartphone during the parameterization of both functional test was calculated.

Results. Study participants executed the TUG, and each of its phases, in 17.11 s at a rate between 0.68 and 34.95 °/s, and SST in 20.45 s and between 34.45 and 38.89 °/s. Intraobserver reliability values obtained using smartphone ranged from 0.865 and 0.889 in the TUG and between 0.881 and 0.96 in the SST. The interobserver values vary from 0.859 to 0.884 in the TUG and from 0.884 to 0.897 in the SST. TUG reliability was 0.988 and 0.982, while in the SST was 0.992 and the 0.989, intra and inter, respectively.

Conclusions. The smartphone is a device with high reliability in the parameterization of the functionality of the lower limbs through functional test in people who have suffered a stroke.

Keywords. Smartphone, balance, gait, strength, lower limbs, stroke.

3.1.5.3 Introducción

Las personas con ictus en fase aguda sufren limitaciones severas en el control postural que dificultan la bipedestación debido a la postura asimétrica, el desequilibrio corporal anormal, la dificultad en la transferencia de peso y la espasticidad (Inness et al., 2015; Ko, Ha, Bae, & Lee, 2015). Estos déficits neurológicos primarios dan lugar a patrones de marcha alterados, contribuyen a la falta de equilibrio y estabilidad, aumentan el riesgo de caídas y provocan un mayor gasto de energía durante la marcha (Jung, Lee, Chung, & Kim, 2014; Ko et al., 2015). El equilibrio, tanto estático como dinámico, es uno de los factores más importantes para determinar la independencia del usuario en las actividades de la vida diaria tras sufrir un ictus; siendo esencial, además, para acciones como sentarse, mantenerse de pie o caminar (Fujino et al., 2015; Miller, Hunt, Pollock, Bryant, & Garland, 2014).

Existen numerosos test funcionales que miden el equilibrio estático y dinámico (Kegelmeyer, Kloos, & Siles, 2014; Yelnik & Bonan, 2008). Dos test muy empleados en la clínica para medir el equilibrio y que han demostrado su fiabilidad y validez en diferentes perfiles poblacionales como personas con ictus, mayores frágiles, en riesgo de caída y sanos, son el Timed and Up Go test (TUG) y el Sit to Stand Test (SST) (Annweiler et al., 2011; Bonnyaud et al., 2015; Faria, Teixeira-Salmela, Silva, & Nadeau, 2012; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2013; Moreira et al., 2015).

Debido al interés emergente de acercar la parametrización y el análisis cinemático de test funcionales a la práctica clínica, se está promoviendo el uso de los móviles como método alternativo a los sensores inerciales o plataformas de fuerza en la medición del equilibrio gracias a su validez, fiabilidad, portabilidad y precio (Galán-Mercant, Barón-López, Labajos-Manzanares, & Cuesta-Vargas, 2014; Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014). Estas características están permitiendo que el registro cinemático de estos test funcionales puedan realizarse no solo en laboratorios de investigación o consultas de los profesionales, sino en el domicilio de los propios usuarios como parte importante de la evaluación o

seguimiento de los mismos (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2015; Galán-Mercant et al., 2014).

3.1.5.4 Objetivo

El objetivo principal de este estudio es parametrizar mediante el sensor inercial integrado en el smartphone la funcionalidad del tronco y los miembros inferiores en personas en fase aguda de ictus durante la ejecución del Timed Up and Go test y Sit to Stand Test. El objetivo secundario será analizar la fiabilidad de dicho dispositivo en la parametrización de estos test funcionales.

3.1.5.5 Material y método

3.1.5.5.1 Diseño y participantes

Se trata de un estudio transversal analítico en el que participaron 8 personas mayores (67.50 años) de los cuales 6 fueron mujeres. Los participantes debieron reunir los siguientes criterios de inclusión: ictus verificado según la definición de la Organización Mundial de la Salud (Williams, 2008), adultos ≥ 40 años, un periodo máximo de tres meses desde que sufrieron el ictus (ictus en fase aguda), capaces de andar tres metros sin ayuda física, capaces de mantenerse de pie más de treinta segundos sin ayuda física y capaces de comprender instrucciones verbales (Perez-Cruzado, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014). Fueron excluidos del estudio aquellos participantes que hubieran sufrido algún problema respiratorio, cardiovascular, ortopédico o metabólico severo, alguna patología neurológica secundaria y/o problemas cognitivos severos, también aquellas personas que necesitaran ayuda física para la bipedestación y/o que hubieran sido intervenidos quirúrgicamente en los miembros inferiores en los doce meses previos al estudio (Perez-Cruzado et al., 2014).

Para llevar a cabo el presente estudio se tuvo en cuenta la Declaración de Helsinki, asegurándose de esta forma la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de

los participantes del estudio de acuerdo con los principios de. La aprobación ética para el estudio fue concedida por el comité ético de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga. La protección de los datos personales recopilados para el estudio estuvieron protegidos según la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal 19/55. Los participantes debieron firmar el consentimiento informado que se les entregó como prueba de su deseo de participar en el estudio según los términos establecidos en dicho consentimiento.

3.1.5.5.2 *Timed Up Go test*

En este test funcional, el participante se encuentra en sedestación en una silla sin reposabrazos, con la espalda apoyada en el respaldo, las caderas y rodillas con 90° de flexión, los pies apoyados en el suelo y separados a la altura de las caderas. Desde esta posición, se levanta a bipedestación, camina tres metros, lo más rápido que pueda sin llegar a correr, realiza un giro de 180° y vuelve caminando lo más rápido que pueda a la posición de sedestación de partida (figura 1 y 2) (Bonnyaud et al., 2015; Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2015; Moreira et al., 2015; Yelnik & Bonan, 2008). Los datos de fiabilidad registrados por este test de equilibrio dinámico y marcha en personas con ictus son excelentes (ICC>0.96) (Flansbjer, Holmbäck, Downham, Patten, & Lexell, 2005).

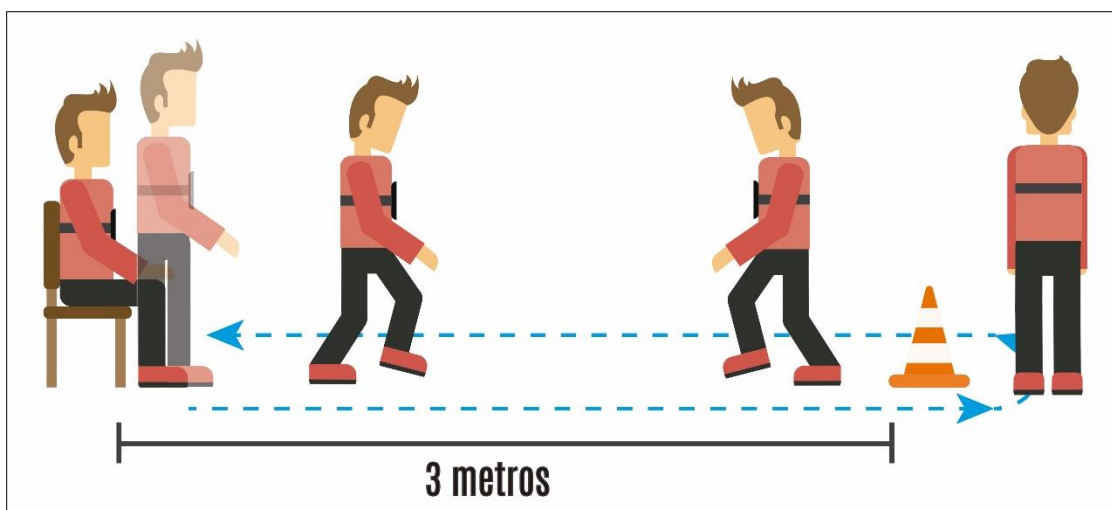


Figura 1. Ejecución del TUG (3 metros).

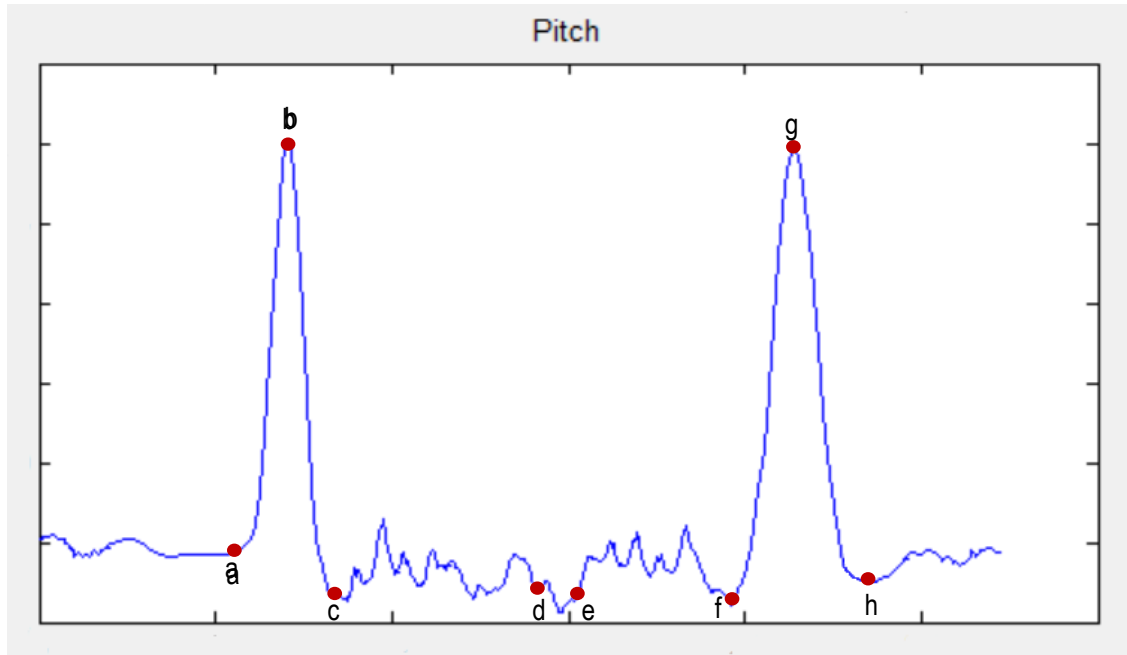


Figura 2. Representación gráfica de la parametrización del TUG a través del sensor inercial integrado en el smartphone.

a-b: sedestación-bipedestación flexión; b-c: sedestación-bipedestación extensión; c-d: ida; d-e: giro; e-f: vuelta; f-g: bipedestación-sedestación flexión; g-h: bipedestación-sedestación extensión.

3.1.5.5.3 Sit to Stand Test

Para llevar a cabo este test funcional, los participantes se sitúan en sedestación en una silla sin reposabrazos, con la espalda pegada al respaldo, con las caderas y rodillas flexionadas 90° y los pies a la altura de las caderas. Desde esta posición de partida, deben levantarse hasta encontrarse en bipedestación con el tronco recto, las caderas con 0° de flexión y las rodillas totalmente extendidas. Una vez en esta posición, deben regresar, tan rápido como les sea posible, a la posición de partida (figura 3 y 4) (Singh et al., 2014). La consecución del test finalizó cuando el participante

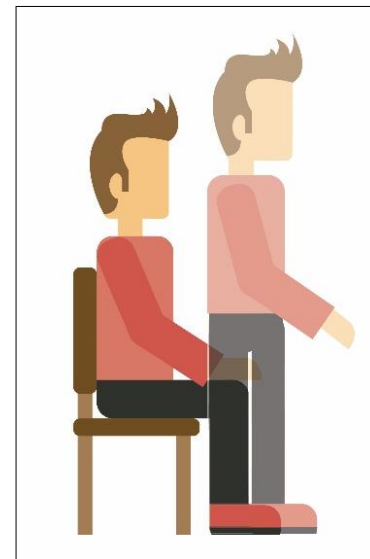


Figura 3. Ejecución del SST.

realizó el movimiento descrito previamente sin descanso en diez ocasiones. El SST es un test de equilibrio estático y fuerza de miembros inferiores con una fiabilidad de 0.96 (Bohannon, 2011).

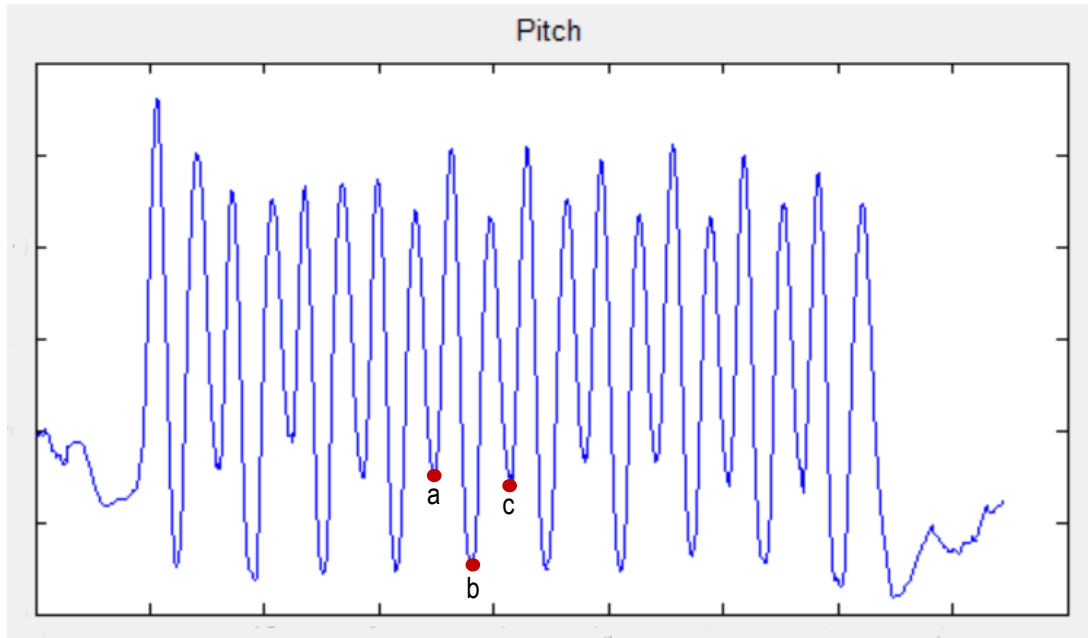


Figura 4. Representación gráfica de la parametrización del SST a través del sensor inercial integrado en el smartphone.

a-b: sedestación-bipedestación; b-c: bipedestación-sedestación

3.1.5.5.4 Smartphone

El smartphone utilizado en este estudio fue un iPhone 5s (desarrollado por Apple en Cupertino, California, USA) está equipado con un giroscopio, un magnetómetro y un acelerómetro que registran las variables cinemáticas en los tres ejes del espacio (Yaw, Pitch y Roll) (Galán-Mercant et al., 2014; Sun, Wang, & Banda, 2014). Este smartphone porta un acelerómetro fabricado por Bosch Sensorchtech modelo BMA220, el cuál realiza el registro con una frecuencia de registro de 100Hz. Este smartphone, así como su sensor inercial, han mostrado un coeficiente de correlación intraclase de $r^2 > 0,98$ (Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014). Los datos cinemáticos registrados por el smartphone fueron recogidos

mediante la aplicación xSensor Pro, Crossbow Technology, Inc. (Galan-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014).

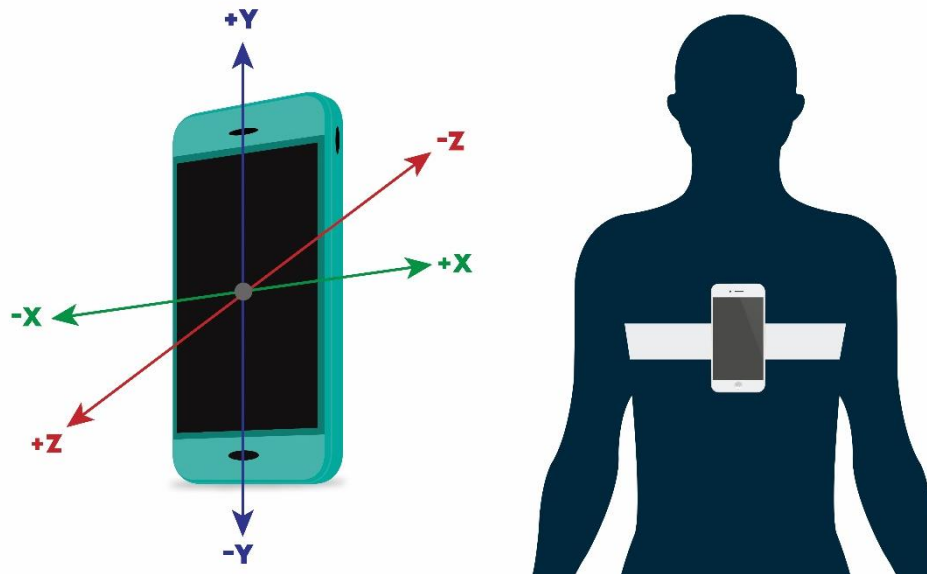


Figure 5. Origen de las coordenadas (X: Pitch, Y: Yaw y Z: Roll) en el smartphone (iPhone 5s) y colocación en el esternón.

3.1.5.5.5 Procedimiento

Cada uno de los participantes fue valorado mediante la Canadian Neurological Scale (CNS) (Kappa=0.76) (D’Olhaberriague, Litvan, Mitsias, & Mansbach, 1996), Functional Independence Measure (FIM) (ICC=0.124-0.661) (Kohler, Dickson, Redmond, Estell, & Connolly, 2009), Barthel Index (BI) (ICC: 0.90–0.96) (Duffy, Gajree, Langhorne, Stott, & Quinn, 2013) y Quality of Life Scale for Stroke (ESCVI_38) (ICC=0.81 y 0.96) (Concepción, Pérez, Alvarez, & Zuaznábar, 2008) para describir a la muestra de estudio. Además, se recogieron sus datos sociodemográficos mediante un cuestionario.

Posteriormente, se les explicó a los participantes en qué consistían el TUG y el SST para asegurar la total comprensión de las instrucciones sobre la ejecución de los test funcionales e incluso pudieron realizar una prueba de los mismos. Tras las pruebas necesarias, los participantes repitieron el TUG tres veces con un descanso de dos minutos entre repetición, el mismo protocolo fue empleado en la ejecución del SST.

En la proyección anterior de la T7 (tórax [esternón]) fue colocado el smartphone previamente descrito, que registró el movimiento cinemático durante la ejecución de ambos test (figura 5). Dos investigadores llevaron a cabo las mediciones. El valor final de la variable fue el valor medio de las tres repeticiones. Este dato fue el introducido en la base de datos para realizar el análisis estadístico.

En este estudio, este test ha sido dividido en cinco intervalos: A-B: de sedestación a bipedestación, B-C: ida, C-D: giro, D-E: vuelta, E-F: de bipedestación a sedestación, y A-F: TUG completo. El momento del giro fue identificado en la gráfica obtenida en el eje Y (Yaw), debido a que el cambio de dirección de 180° es realizado sobre dicho eje, para posteriormente extraer las variables en el eje X. Además, se realizó un análisis específico de las fases de sedestación a bipedestación y de bipedestación a sedestación, dividiéndose cada una de ellas en “de sedestación a bipedestación flexión” y “de sedestación a bipedestación extensión”, y “de bipedestación a sedestación flexión” y “de bipedestación a sedestación extensión”, respectivamente (figura 2).

Para el análisis del registro cinemático del SST, se analizaron de la tercera a la séptima repetición para así asegurar la correcta ejecución del movimiento por parte del participante y una medición más estable. El tiempo total de ejecución del test fue parametrizado con en el sensor inercial integrado en un smartphone (Bohannon, 2011; Singh et al., 2014). En el presente estudio, este test ha sido dividido en tres intervalos: A-B: de sedestación a bipedestación, B-C: de bipedestación a sedestación y A-C: el proceso de levantarse y sentarse de nuevo (figura 4).

Al terminar la recogida de los datos registrados por el smartphone, dos investigadores cegados y ajenos al estudio, con más de cinco años de experiencia en el análisis de señales cinemáticas, realizaron el tratamiento de las señales y extracción de las variables de resultado.

Para extraer los valores de cada variable e intervalo en ambos test funcionales se utilizó un programa desarrollado a través de una herramienta de software matemático Matlab

R2010a, mientras que el análisis estadístico fue realizado utilizando el programa SPSS 19.0 (Statistical Package for the Social Sciences, version 19.0 for Windows, Illinois, USA).

3.1.5.5.6 Variables de resultado

La extracción de las variables obtenidas mediante el sensor inercial integrado en el smartphone se realizó en el eje X (pitch), puesto que es en este eje el que se observa el movimiento anteroposterior de los sujetos.

3.1.5.5.6.1 Variables directas

Del TUG se extrajeron directamente las siguientes variables: tiempo A-B, B-C, C-D, D-E, E-F y A-F (TUG): tiempo que emplea el sujeto en levantarse, ida, giro, vuelta, sentarse y TUG completo, respectivamente. La extracción de las siguientes variables se realizó en el eje pitch registrado por el sensor inercial, diferencia en la posición del tronco A-B, B-C, C-D, D-E y E-F (TUG): desplazamiento del tronco durante la fase de levantado, ida, giro, vuelta y sentado, respectivamente; movimiento angular torácico A-B, B-C, C-D, D-E y E-F (TUG): variación angular durante la fase de levantado, ida, giro, vuelta y sentado, respectivamente.

Además, se extrajo el tiempo A-B flexión y extensión (TUG): tiempo que necesita el sujeto para llegar desde sedestación a la máxima inclinación y desde ésta a la bipedestación; tiempo A-F flexión y extensión (TUG): tiempo que necesita el sujeto para llegar a desde bipedestación a la máxima inclinación y desde ésta a la sedestación; movimiento angular torácico A-B flexión y extensión: variación angular desde sedestación hasta la máxima inclinación y desde ésta a la bipedestación; y movimiento angular torácico E-F flexión y extensión: variación angular desde la bipedestación hasta la máxima inclinación y desde ésta a la sedestación.

Las variables extraídas directamente del SST fueron las siguientes: tiempo A-B, B-C y A-C (SST): tiempo que necesita el sujeto para pasar de sedestación a bipedestación, de bipedestación a sedestación, y levantarse y sentarse de nuevo, respectivamente; tiempo

total SST: tiempo total en el que el sujeto realiza las cinco repeticiones. Diferencia en la posición del tronco A-B, B-C y A-C (SST): desplazamiento del tronco entre sedestación y bipedestación, bipedestación y sedestación, y desde la posición inicial a la final, respectivamente. Movimiento angular torácico A-B, B-C y A-C (SST): variación angular durante la fase de levantado, sentado y levantado-sentado.

3.1.5.5.6.2 Variables indirectas

De las variables extraídas anteriormente se extrajeron indirectamente del TUG las siguientes variables: velocidad angular A-B, B-C, C-D, C-E y E-F (TUG): velocidad a la que el sujeto realiza la fase de levantado, ida, giro, vuelta y sentado, respectivamente. Aceleración angular A-B, B-C, C-D, C-E y E-F (TUG): aceleración a la que el sujeto realiza la fase la fase de levantado, ida, giro, vuelta y sentado, respectivamente.

Además, se extrajo velocidad angular A-B flexión y extensión (TUG): velocidad media a la que el sujeto realiza la fase de levantarse de la silla hasta la máxima inclinación y desde ésta hasta bipedestación; velocidad angular A-F flexión y extensión (TUG): velocidad media a la que el sujeto se mueve desde bipedestación hasta la máxima inclinación y desde ésta hasta sedestación; velocidad angular máxima A-B flexión y extensión (TUG): velocidad angular máxima a la que el sujeto ejecuta el movimiento desde la sedestación hasta la máxima inclinación y desde ésta hasta bipedestación; velocidad angular máxima A-F flexión y extensión (TUG): velocidad angular máxima a la que el sujeto ejecuta el movimiento desde la bipedestación hasta la máxima inclinación y desde ésta hasta la sedestación.

Las variables calculadas indirectamente en el SST fueron las siguientes: velocidad A-B, B-C y A-C (SST): velocidad media a la que el sujeto se levanta, se sienta, y se levanta-sienta, respectivamente; aceleración A-B, B-C y A-C (SST): aceleración media a la que el sujeto realiza la fase de levantarse, sentarse y levantarse-sentarse, respectivamente.

3.1.5.5.7 Análisis estadístico

Se calculó la media y desviación típica de las variables antropométricas medidas para describir a los participantes del estudio. Posteriormente, se desarrolló un análisis descriptivo (media y desviación típica) de todas las variables cinemáticas registradas mediante el smartphone (situado en la proyección anterior de la T7, tórax) en el TUG y el SST. Para el análisis de las variables de resultado del SST se extrajeron las medias de las variables medidas en cada fase del movimiento de la tercera, cuarta, quinta, sexta y séptima repetición del test funcional (figuras 3 y 4). Se realizó un análisis de fiabilidad intraobservador e interobservador del registro de las variables medidas directamente (TUG, SST, tiempo y desplazamiento) utilizando el índice de correlación intraclass con un intervalo de confianza del 95%. Para las variables velocidad y aceleración no se calculó su fiabilidad debido a que la consistencia interna de sus valores depende de la fiabilidad de las variables directas. Los niveles de fiabilidad fueron: pobre ($ICC < 0.40$), moderada ($0.40 \leq ICC < 0.60$), bueno ($0.60 \leq ICC < 0.80$), excelente ($ICC \geq 0.80$) (Mancini et al., 2012).

Tabla 1. Valores descriptivos de los participantes.

	Mean SD
Edad (años)	67.50 ±13.18
Peso (kg)	73.88 ±11.70
Altura (cm)	160.50 ±8.86
CNS (0-10)	8.56 ±1.87
FIM (18-126)	103 ±17.64
BI (0-100)	80 ±18.70
ECVI_38 (39-195)	85.25 ±23.10
N	8

CNS: Canadian Neurological Scale; FIM: Functional Independence Measure;
BI: Barthel Index; ECVI_38: Escala de Calidad de Vida para el Ictus.

3.1.5.6 Resultados

En la tabla 1 se pueden observar los datos sociodemográficos y antropométricos que describen a los participantes del estudio, recogidos mediante cuestionario y escalas (aspectos cognitivos, de independencia y de calidad de vida).

En la tabla 2 se recogen los resultados obtenidos de las variables cinemáticas en la parametrización de Timed Up and Go test. De entre los resultados obtenidos, destaca que la posición del tronco entre la sedestación y bipedestación, y viceversa, apenas se vio modificada (Dif. posición tronco: 0.02° and 0.22°, respectivamente) y que tanto en la ida como en la vuelta existió flexión de tronco (Dif. posición tronco: 1.02° and 1.55°).

Tabla 2. Descripción de las variables cinemáticas del TUG.

	A-B	B-C	C-D	D-E	E-F
	Media SD				
Tiempo (s)	2.46 ±0.71	5.05 ±1.63	1.60 ±0.71	4.92 ±1.69	2.97 ±1.00
Diferencia posición tronco (°)	0.02 ±6.03	-0.02 ±0.28	-0.76 ±0.57	0.17 ±0.34	0.22 ±4.71
Movimiento angular (°)	42.95 ±2.82	3.26 ±0.86	2.30 ±0.98	3.07 ±0.72	41.42 ±0.87
Velocidad angular (°/s)	34.95 ±10.67	0.68 ±0.18	1.49 ±0.51	0.70 ±0.28	27.92 ±3.79
Aceleración angular (°/s ²)	14.22 ±5.56	0.15 ±0.08	1.06 ±0.51	0.17 ±0.11	9.41 ±4.37
Tiempo total TUG (s)	17.11 ±2.18				
N	8				

En la tabla 3 se presentan los valores cinemáticos obtenidos en la subdivisión de la fase de sedestación a bipedestación (“sedestación-bipedestación flexión” y “sedestación-bipedestación extensión”) y la fase de bipedestación a sedestación (“bipedestación-”

sedestación flexión” y “bipedestación-sedestación extensión”). Destacando la similitud de grados recorridos por los participantes en las dos fases en las que se dividió la sedestación-bipedestación (38.85°-38.10°) y la bipedestación-sedestación (36.42° y 36.45°).

Tabla 3. Descripción de las variables cinemáticas de las fases de sedestación-bipedestación y bipedestación-sedestación del TUG.

	Sedestación-bipedestación		Bipedestación-sedestación	
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
	Media			
	SD			
Tiempo (s)	1.34 ±0.60	1.31 ±0.40	1.60 ±0.44	1.34 ±0.44
Movimiento angular (°)	38.85 ±11.34	38.10 ±11.89	36.42 ±10.26	36.45 ±9.10
Velocidad angular (°/s)	28.99 ±10.84	29.08 ±8.76	22.76 ±6.05	27.20 ±3.34
Velocidad angular máxima (°/s)	47.24 ±14.78	34.47 ±7.45	35.10 ±17.15	31.77 ±10.93
N	8			

En la tabla 4 y figura 5 se pueden observar los resultados obtenidos en las variables cinemáticas en el SST. Cabe destacar que el tronco se encontró más extendido al pasar de sedestación a bipedestación (Dif. posición tronco: -1.57°) mientras que en el movimiento inverso terminó en una posición más flexionada (Dif. posición tronco: 2.21°).

Tabla 4. Descripción de las variables cinemáticas del SST.

	A-B	B-C	A-C
	Media		
	SD		
Tiempo (s)	1.95 ±0.08	2.14 ±0.09	4.09 ±0.07
Diferencia posición tronco (°)	-1.57 ±1.94	2.21 ±1.99	0.45 ±0.82
Movimiento angular (°)	37.47 ±0.25	36.80 ±0.52	39.75 ±10.25
Velocidad angular (°/s)	38.41 ±3.05	34.45 ±2.94	38.89 ±3.85
Aceleración angular (°/s ²)	19.69 ±8.37	16.13 ±6.36	9.51 ±5.77
Tiempo total 5SST (s)		20.44 ±0.11	
N		8	

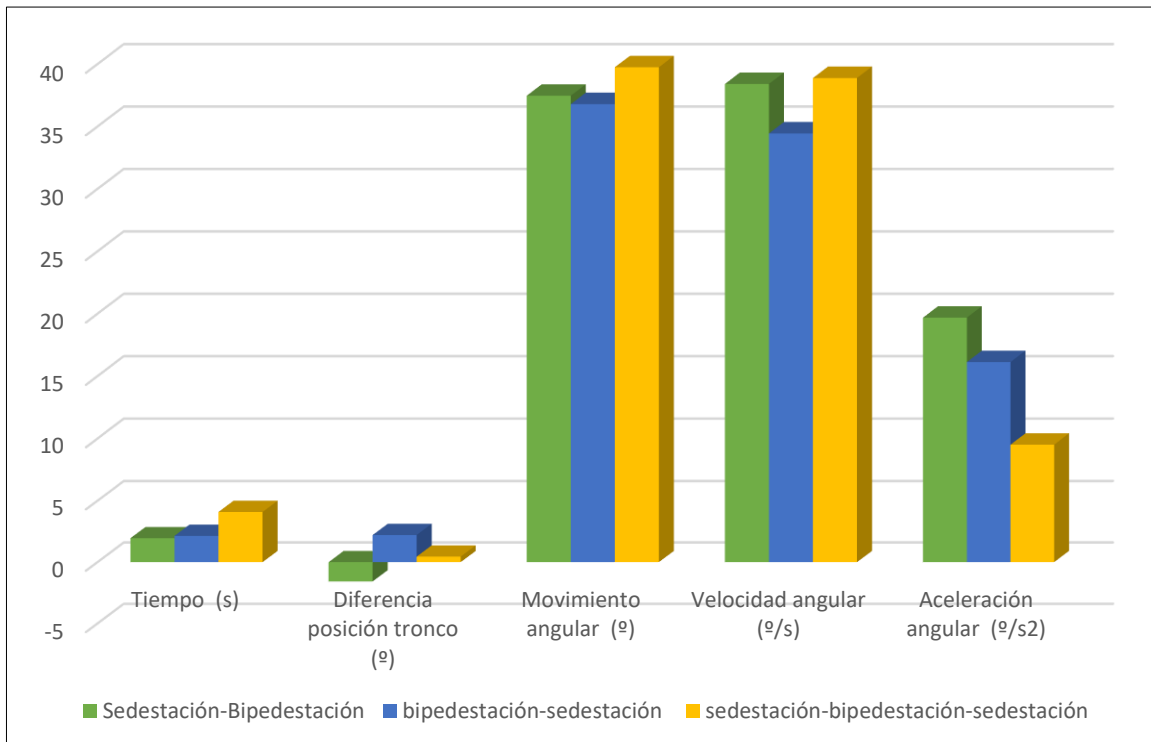


Figura 5. Descripción de las variables cinemáticas del SST

La tabla 5 muestra los valores de fiabilidad del TUG. La fiabilidad intraobservador de las variables medidas directamente mostraron unos valores que oscilan entre 0.860 (tiempo CD) y 0.889 (tiempo BC). Además, la fiabilidad interobservador oscila entre 0.859 (tiempo CD) y 0.884 (tiempo BC). A su vez, los valores de fiabilidad del SST fueron de 0.988 y 0.982 para las mediciones intraobservador e interobservador, respectivamente. El resto de valores de fiabilidad analizados en el presente estudio se pueden observar en la tabla 6.

Tabla 5. Fiabilidad de las variables medidas directamente durante el TUG.

Variable	Intraobservador				Interobservador		
	ICC	IC (95%)		ICC	IC (95%)		
		Min.	Max.		Min.	Max.	
Tiempo	AB	0.875	0.859	0.907	0.869	0.828	0.897
	BC	0.889	0.872	0.903	0.884	0.874	0.902
	CD	0.860	0.849	0.881	0.859	0.849	0.870
	DE	0.887	0.870	0.901	0.882	0.868	0.899
	EF	0.871	0.858	0.894	0.870	0.861	0.893
Movimiento angular	AB	0.873	0.862	0.896	0.878	0.866	0.895
	BC	0.880	0.869	0.899	0.883	0.872	0.901
	CD	0.865	0.853	0.877	0.866	0.853	0.877
	DE	0.884	0.871	0.895	0.881	0.869	0.896
	EF	0.877	0.866	0.890	0.876	0.858	0.894
Timed Up and Go	0.988	0.967	0.997	0.982	0.960	0.991	

En la tabla 6 se puede observar la fiabilidad de las variables medidas directamente durante el SST, que mostraron valores intraobservador que oscilan entre 0.896 (tiempo AC) y 0.889 (tiempo BC) e interobservador entre 0.884 (movimiento angular AB) y 0.881 (movimiento angular AB). Los valores de fiabilidad del TUG fueron de 0.992 y 0.989 para las

mediciones intraobservador interobservador, respectivamente. El resto de valores de fiabilidad analizados en el presente estudio se pueden observar en la tabla 5.

Tabla 6. Fiabilidad de las variables medidas directamente durante el SST.

Variable		Intraobservador			Interobservador		
		ICC	IC (95%)		ICC	IC (95%)	
			Min.	Max.		Min.	Max.
Tiempo	AB	0.890	0.879	0.910	0.886	0.878	0.897
	BC	0.886	0.871	0.905	0.888	0.874	0.900
	AC	0.896	0.882	0.919	0.892	0.880	0.908
Movimiento angular	AB	0.881	0.868	0.898	0.884	0.872	0.889
	BC	0.883	0.870	0.901	0.885	0.878	0.906
	AC	0.893	0.877	0.915	0.897	0.885	0.920
Sit to Stand Test		0.992	0.978	0.998	0.989	0.980	0.992

3.1.5.7 *Discusión*

La obtención del registro cinemático mediante el sensor inercial integrado en el smartphone para el tiempo, movimiento angular, velocidad y aceleración de cada una de las subfases en las que se dividieron el Timed Up and Go y el Sit to Stand Test permitieron analizar en profundidad la funcionalidad de los miembros inferiores de las personas mayores con ictus. Observándose movimientos compensatorios al levantarse y sentarse de la silla o una reducción notable de la velocidad de la marcha que dificulta su movilidad en la comunidad. Además, el sensor inercial integrado en el smartphone mostró ser una herramienta con excelentes valores de fiabilidad en la parametrización de ambos test funcionales en su ubicación en la proyección anterior de la T7 (esternón).

3.1.5.7.1.1 De sedestación a bipedestación

Los participantes del presente estudio recorrieron $76.95^\circ (\pm 5.67)$ (movimiento angular) en $2.65 \text{ s} (\pm 0.71)$, a una velocidad de $29.03^\circ/\text{s} (\pm 8.67)$, al levantarse de la silla. Durante la fase de flexión el desplazamiento medio del tronco de los participantes fue de $38.85^\circ (\pm 11.34)$ en $1.34 \text{ s} (\pm 0.60)$ [$28.99^\circ/\text{s} (\pm 10.84)$], mientras que en la fase de extensión el movimiento angular fue de $38.10^\circ (\pm 11.89)$ en $1.31 \text{ s} (\pm 0.40)$, para alcanzar una velocidad media de $29.08^\circ/\text{s} (\pm 8.76)$.

Estos resultados en el tiempo se muestran en consonancia con los 2.18 s logrados por mayores con Parkinson (60.4 años) de un estudio previo (Salarian et al., 2010). Sin embargo, el tiempo de ejecución de la fase completa y sus subdivisiones no se encuentran en consonancia con los 1.71 s (flex: 0.68 s / ext: 1.03 s) (63 años) (Zakaria, Kuwae, Tamura, Minato, & Kanaya, 2015), 1.7 s (64.9 años) (Van Uem et al., 2016) y 1.73 s (flex: 0.91 s / ext: 0.83 s) (67.1 años) (Van Lummel et al., 2013) logrados por adultos mayores con Parkinson (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016) y frágiles con alto riesgo de caídas (Zakaria et al., 2015). El movimiento angular alcanzado por los participantes del presente estudio no es consistente con los 54° (Van Uem et al., 2016) y 41.26° (Van Lummel et al., 2013) logrados en la fase de flexión y los 21° (Van Uem et al., 2016) y 21.20° (Van Lummel et al., 2013) logrados durante la fase de extensión por mayores con Parkinson en estudios similares en los que se parametrizó el TUG con sensor inercial (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016). Sin embargo, la concordancia de la velocidad de ejecución de esta fase del presente estudio respecto a estudios similares es variable, observando velocidades en la fase completa y subdivisiones de $50.2^\circ/\text{s}$ (flex: $64.7^\circ/\text{s}$ / ext: $35.7^\circ/\text{s}$) (Van Uem et al., 2016), $29.43^\circ/\text{s}$ (Salarian et al., 2010) y flex: $45.34^\circ/\text{s}$ / ext: $25.54^\circ/\text{s}$ (Van Lummel et al., 2013).

Las diferencias observadas entre las personas en fase aguda de ictus y los mayores patológicos de estudios similares en el tiempo, movimiento angular y velocidad angular durante la ejecución de esta fase y sus subdivisiones, muestran las limitaciones que sufren las personas con ictus al levantarse de la silla (Gray & Culham, 2014; Liu et al., 2016). Estas

limitaciones dan lugar a un movimiento compensatorio caracterizado por un levantamiento de la silla impulsado principalmente por las piernas y levemente por la inclinación del tronco, para reducir o minimizar una posible desestabilización del baricentro (Silva et al., 2015; P. Silva et al., 2016). Este mecanismo de compensación debe, principalmente, a la asimetría corporal y falta de control postural que sufren estos paciente (Gray & Culham, 2014; Kamphuis, de Kam, Geurts, & Weerdesteyn, 2013; Zhu et al., 2016).

3.1.5.7.1.2 Ida y vuelta

Los participantes del presente estudio tardaron 5.05 s (± 1.63) en recorrer los tres metros en la ida y 4.92 s (± 1.69) a la vuelta, con una velocidad media de 0.59 m/s y 0.61 m/s, respectivamente. Estos resultados son consistentes con los 4.07 s y los 0.79 m/s en la ida y los 3.87 s y 0.77 m/s en la vuelta logrados por mayores frágiles en un estudio similar (Zakaria et al., 2015). Sin embargo, en otros estudios, mayores con Parkinson, ejecutaron la ida en 1.5 s (64.9 años) (Van Uem et al., 2016) y 2.19 s (67.1 años) (Van Lummel et al., 2013) a 2 m/s y 1.37 m/s, respectivamente, y la vuelta en 1.2 s (Van Uem et al., 2016) y 1.81 s (Van Lummel et al., 2013) a 2.5 m/s y 1.65 m/s, respectivamente.

Las diferencias en tiempo y velocidad respecto a los mayores con Parkinson de estudios previos en la ida y vuelta del test (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016), denotan el déficit que sufren los pacientes con ictus en la ejecución de la marcha a un ritmo adecuado (Bonnyaud et al., 2015). Estas diferencias con grupos de mayores de edad similar pueden ser explicadas por las severas consecuencias que tiene la hemiplejía en estos pacientes, provocando debilidad muscular, movilización muscular anormal, aumento de la oscilación o restricciones de los límites de la estabilidad y verticalidad (Carver, Nadeau, & Leroux, 2011; Morone et al., 2016; Sohn, Jee, & Kim, 2013). Consecuencias que, a su vez, hacen que descendan su velocidad de deambulación por debajo del umbral crítico (0.8 m/s) que los categoriza como personas con alto riesgo de mortalidad (Cruz-Jentoft et al., 2010). La velocidad de la marcha es un indicador post-ictus objetivo de la habilidad de deambulación, un marcador fiable de la severidad del déficit y un fuerte predictor de la

funcionalidad de la deambulación en la comunidad (<0.4 m/s: deambula por el domicilio; 0.4 - 0.8 m/s: deambula con limitaciones en la comunidad; >0.8 m/s: deambula independientemente por la comunidad) (Taylor-Piliae, Latt, Hepworth, & Coull, 2012).

3.1.5.7.1.3 Giro

El giro de 180° tras la ida fue ejecutado por los participantes del estudio en 1.60 s (± 0.71), mientras que en estudios similares, grupos de mayores patológicos tardaron 2.50 s (frágiles) (Zakaria et al., 2015), 2.2 s (64.9 años, Parkinson) (Van Uem et al., 2016) 2.65 s (67.1 años, Parkinson) (Van Lummel et al., 2013) y 2.18 s (60.4 años, Parkinson) (Salarian et al., 2010).

En los estudios comparados los mayores patológicos realizaron el giro alrededor de una marca (Salarian et al., 2010; Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016; Zakaria et al., 2015), mientras que los adultos mayores con ictus del presente estudio giraron sobre la marca debido a la variabilidad de los espacios en los que se llevaron a cabo las mediciones. A pesar de realizarse en ambos casos un giro de 180° para cambiar la dirección de la trayectoria de la marcha, el desplazamiento realizado en ambos casos durante el giro es diferente. Requiriendo en el caso de girar alrededor de la marca de una continuación de la marcha reduciendo la longitud de la zancada, y de un giro sobre sí mismos con una pierna prácticamente fija al realizarlo sobre la marca (Barrois et al., 2016). La ejecución de los pacientes con ictus de este apoyo con la pierna sana unido al menor desplazamiento podría ser la explicación al menor tiempo logrado en la realización del giro en comparación con otros grupos de mayores patológicos de estudios previos.

3.1.5.7.1.4 De bipedestación a sedestación

Los adultos en fase aguda del presente estudio al sentarse en la silla realizaron un movimiento angular de 72.87° (± 5.07) en 2.94 s (± 1.00), a 25.23 %/s (± 3.54). Durante la fase de flexión recorrieron 36.42° (± 10.26) en 1.60 (± 0.44) segundos a 22.76 %/s (± 2.96), y

durante la extensión del tronco recorrieron $36.45^\circ (\pm 9.10)$ en $1.34 \text{ s} (\pm 0.44)$ a $27.20 \text{ }^\circ/\text{s} (\pm 3.34)$.

El tiempo de ejecución de esta fase completa, así como sus subdivisiones, se encuentra en consonancia con los tiempos logrados por mayores frágiles con alto riesgo de caída, 2.94 s (flex: 1.66 s / ext: 1.28 s) (Zakaria et al., 2015). Sin embargo, no están en consonancia con los 2.0 s (64.9 años) (Van Uem et al., 2016) y 2.01 s (flex: 1.03 s / ext: 0.98 s) (67.1 años) (Van Lummel et al., 2013) logrados por adultos mayores con Parkinson en estudios previos. El movimiento angular tampoco es consistente con lo observado en estudios similares durante la flexión, 17° (Van Uem et al., 2016) y 18.90° (Van Lummel et al., 2013) y durante la extensión, 43° (Van Uem et al., 2016) y 41.02° (Van Lummel et al., 2013). Los valores de velocidad angular observada en estudios previos, $34.05^\circ/\text{s}$ (flex: $20.01^\circ/\text{s}$ / ext: $48^\circ/\text{s}$) (Van Uem et al., 2016) y flex: $18.34^\circ/\text{s}$ / ext: $41.86^\circ/\text{s}$ (Van Lummel et al., 2013), muestran únicamente consistencia con los obtenidos durante la flexión del tronco en el presente estudio.

Las diferencias en el tiempo, el movimiento angular y la velocidad angular durante la ejecución de las subdivisiones y de la fase completa entre las personas en fase aguda de ictus y los mayores con Parkinson de estudios similares, dejan entrever las limitaciones que tiene esta población al sentarse (A. Silva et al., 2013). Estas dan lugar a un movimiento compensatorio en el que ejercen el control del equilibrio en la bajada del cuerpo con el tronco y no con la fuerza muscular de los miembros inferiores como en el proceso de sentado 'normal' llevado a cabo por las otras poblaciones de mayores (Na, Hwang, & Woo, 2016). La asimetría corporal y falta de control postural que sufren estos pacientes son las causas principales por las que tiene lugar este mecanismo compensatorio (Gray & Culham, 2014; Kamphuis et al., 2013; Zhu et al., 2016).

3.1.5.7.1.5 TUG completo

Los adultos mayores en fase aguda de ictus (67.50 años) tardaron 17.11 s en ejecutar el Timed Up and Go test en su totalidad. Este tiempo no está en consonancia con los 15.77 s (frágiles) (Zakaria et al., 2015), 17.37 s (78.17 años, frágiles) y 11.02 s (74.95 años, prefrágiles) (Greene et al., 2012), 9.4 s (64.9 años, Parkinson) (Van Uem et al., 2016) y 11.38 s (67.1 años, Parkinson) (Van Lummel et al., 2013) que emplearon diferentes grupos de mayores patológicos en estudios previos.

Las diferencias entre los participantes con ictus en fase aguda del presente estudio y los mayores patológicos de estudios similares en el tiempo de ejecución del TUG completo, así como las observadas en cada una de las fases en las que se dividió, confirman las limitaciones severas que causa la hemiplejía en la funcionalidad del paciente con ictus (Bonnyaud et al., 2015; Hafsteinsdóttir, Rensink, & Schuurmans, 2014; Manaf, Justine, & Omar, 2014). Provocando una disminución del tono muscular, desplazamiento del centro de gravedad hacia el lado sano o carga reducida en la extremidad inferior afectada que comprometen seriamente el control postural, el equilibrio o la marcha en estos pacientes. Siendo comparable la funcionalidad de los pacientes con ictus del presente estudio con la de mayores frágiles diez años mayores (Meijer et al., 2011; Morone et al., 2016).

3.1.5.7.2 Sit to Stand Test

Los adultos en fase aguda de ictus del estudio ejecutaron las cinco repeticiones del test en 20.45 s (± 0.11). El movimiento angular medio al levantarse y sentarse (una repetición) fue de 39.70° (± 10.25), tardando 4.09 s (± 0.07) y a una velocidad angular media de $9.72^\circ/\text{s}$ (± 1.03). Al levantarse recorrieron 37.47° (± 0.25) en 1.95 s y a $19.21^\circ/\text{s}$, mientras que al sentarse recorrieron 36.38° (± 0.52) en 2.14 s (± 0.09) y a $17.20^\circ/\text{s}$ (± 3.18).

3.1.5.7.2.1 Fase aguda y crónica de ictus

El tiempo de ejecución de las cinco repeticiones no se encuentran en consonancia con los 16.27 s (60 años, ictus crónico) (Ng et al., 2013) y 17.1 s (60 años, ictus crónico) (Kwong, Ng, Chung, & Ng, 2014; Mong, Teo, & Ng, 2010) logrados por personas mayores en fase crónica del ictus en estudios previos. Estas diferencias de entre 3.35 y 4.18 segundos en el tiempo total de ejecución permiten observar que la evolución natural de la patología y/o la intervención rehabilitadora favorecen la mejora de la funcionalidad en el paciente con ictus.

3.1.5.7.2.2 Fase aguda del ictus y mayores caedores

Los tiempos de ejecución del SST, así como de las fases en las que se dividió el análisis, no se encuentran en consonancia con los tiempos obtenidos por grupos de adultos mayores caedores en estudios similares: 15.33 s (levantarse: 1.02 s / sentarse: 1.75 s) (80.6 años) (Ejupi et al., 2015) 17.18 s (levantarse: 0.49 s / sentarse: 0.54 s / levantarse-sentarse: 2.34 s) (74.89 años) (Doheny et al., 2013), 17.56 s (sentarse: 0.36 s) (71.4 años) (Doheny et al., 2012) y 17.7 s (84.1 años) (Reider & Gaul, 2016). Estos resultados muestran el gran impacto que tiene el ictus en los adultos mayores que lo padecen. Siendo las consecuencias en la funcionalidad de miembros inferiores y tronco más notables en adultos mayores de 67.50 años en fase aguda de ictus que en adultos mayores caedores de entre 71.4 y 84.1 años (Doheny et al., 2013; Doheny et al., 2012; Ejupi et al., 2015; Reider & Gaul, 2016).

Las diferencias en el tiempo de ejecución de cada una de las fases del SST, así como del test completo, entre los participantes con ictus en fase aguda del presente estudio y los mayores patológicos y caedores de estudios similares dejan ver las limitaciones que provoca el ictus en la fuerza y estabilidad en los miembros inferiores de las personas que lo padecen (Carver et al., 2011; Peurala, Könönen, Pitkänen, Sivenius, & Tarkka, 2007; Puckree & Naidoo, 2014). Además, cabe destacar que las limitaciones causadas por el ictus en el equilibrio, el control postural, la fuerza muscular y la simetría corporal son mayores que

las causadas por el deterioro evolutivo natural en mayores sanos octogenarios que han sufrido, al menos, una caída.

Tras analizar cada fase del SST, se puede comprobar que conforme aumentan las repeticiones del movimiento las diferencias de tiempos entre los usuarios con ictus en fase aguda y los adultos mayores caedores comparados van aumentando. Pasando de 0.93-1.46 segundos al levantarse (Doheny et al., 2013; Ejupi et al., 2015), a 0.39-1.78 segundos al sentarse (Doheny et al., 2013; Doheny et al., 2012; Ejupi et al., 2015), a 1.75 segundos en la fase completa de levantarse y sentarse (Doheny et al., 2013), finalizando con 2.76-5.12 segundos de diferencia en la ejecución de las cinco repeticiones del SST (Doheny et al., 2013; Doheny et al., 2012; Ejupi et al., 2015; Reider & Gaul, 2016). Lo que hace pensar que las limitaciones causadas por el ictus en los miembros inferiores y tronco provoca, además de la falta de fuerza y equilibrio, un aumento considerado de la fatiga en esta población (Carver et al., 2011; Paul et al., 2016; Schow, Teasdale, Quas, & Rasmussen, 2016).

3.1.5.7.3 *Fiabilidad de las medidas*

Los resultados de fiabilidad obtenidos en el presente estudio para las variables registradas con el sensor inercial integrado en el smartphone muestran una fiabilidad intra-observador que oscila entre 0.860 y 0.889 (TUG) y entre 0.881 y 0.896 (SST); e inter-observador entre 0.859 y 0.884 (TUG) y entre 0.884 y 0.897 (SST) (Tablas 5 y 6), por lo que se puede confirmar que los niveles de fiabilidad son excelentes ($ICC > 0.80$) (Gebruers, Vanroy, Truijen, Engelborghs, & De Deyn, 2010; Mancini et al., 2012b). Además, estos excelentes valores de fiabilidad se encuentran en consonancia con estudios previos similares: intra: 0.819 – 0.970 (Galán-Mercant et al., 2014) e intra: 0.72 – 0.92 e inter: 0.99 – 1.00 (Mellone, Tacconi, & Chiari, 2012).

3.1.5.7.4 Debilidades y fortalezas

El presente estudio ha demostrado que el sensor inercial integrado en el smartphone es una herramienta con altos valores de fiabilidad para la obtención del registro cinemático durante la ejecución del Timed Up and Go y el Sit to Stand Test por parte de personas mayores con ictus; aunque en futuros estudios se deberá incrementar la muestra para consolidar los resultados observados. Si bien las condiciones descritas en el material y método para ambas pruebas funcionales (TUG y SST) fueron las mismas para todos los participantes, el escenario no fue estándar debido a que las pruebas fueron desarrolladas en los domicilios particulares de cada sujeto. Esta variación de escenario podría haber influido ligeramente en los resultados obtenidos y debe ser tomada en cuenta a la hora de interpretar los mismos. Sin embargo, debido justamente a que las mediciones se realizaron en casa de cada participante, el móvil demuestra ser una herramienta portátil, con gran versatilidad y potencial, para realizar registros cinemáticos de test funcionales tanto en ambientes clínicos fijos como cambiantes.

3.1.5.8 Conclusiones

Tras parametrizar mediante el sensor inercial integrado en el smartphone la funcionalidad de los miembros inferiores en personas en fase aguda de ictus durante la ejecución del Timed Up and Go test y Sit to Stand Test; se demuestra cómo la asimetría corporal, la falta de control postural y la debilidad muscular sufrido por los pacientes tras el ictus, les provoca limitaciones severas en la funcionalidad que dan lugar a ejecuciones compensatorias al levantarse y sentarse de la silla y una reducción notable de la velocidad de la marcha que dificulta su deambulación en la comunidad.

El sensor inercial integrado en el smartphone es un instrumento con excelentes valores de fiabilidad para la parametrización de la funcionalidad de los miembros inferiores a través de test funcionales en personas que han sufrido un ictus.

3.1.5.9 Bibliografía

- Annweiler, C., Schott, A.-M., Abellan van Kan, G., Rolland, Y., Blain, H., Fantino, B., Beauchet, O. (2011). The Five-Times-Sit-to-Stand test, a marker of global cognitive functioning among community-dwelling older women. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 15(4), 271-276.
- Barrois, R., Ricard, D., Oudre, L., Tlili, L., Provost, C., Vidal, P.-P., & Yelnik, A. (2016). Observational study of 180° turn using Inertial Measurement Units in post-stroke ambulatory patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59S, e117. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.264>
- Bohannon, R. W. (2011). Test-retest reliability of the five-repetition sit-to-stand test: a systematic review of the literature involving adults. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(11), 3205-3207. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234e59f>
- Bonnyaud, C., Pradon, D., Zory, R., Bensmail, D., Vuillerme, N., & Roche, N. (2015). Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 36(1), 73-80. <https://doi.org/10.3233/NRE-141194>
- Carver, T., Nadeau, S., & Leroux, A. (2011). Relation between physical exertion and postural stability in hemiparetic participants secondary to stroke. *Gait & Posture*, 33(4), 615-619. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.001>
- Concepción, O. F., Pérez, E. R., Alvarez, M. A., & Zuaznábar, M. A. B. (2008). Validación de la escala de calidad de vida para el ictus (ECVI-38). *Revista de neurología*, 46(3), 147-152.
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., ... European Working Group on Sarcopenia in Older People. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing*, 39(4), 412-423. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq034>

- Doheny, E. P., McGrath, D., Greene, B. R., Walsh, L., McKeown, D., Cunningham, C., ... Caulfield, B. (2012). Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. En 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3300-3303). <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346670>
- Doheny, E., 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.013>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <https://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Ejupi, A., Brodie, M., Gschwind, Y. J., Lord, S. R., Zagler, W. L., & Delbaere, K. (2015). Kinect-Based Five-Times-Sit-to-Stand Test for Clinical and In-Home Assessment of Fall Risk in Older People. *Gerontology*, 62(1), 118-124. <https://doi.org/10.1159/000381804>
- Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., Silva, E. B., & Nadeau, S. (2012). Expanded timed up and go test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 1034-1038. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.025>
- Flansbjer, U.-B., Holmbäck, A. M., Downham, D., Patten, C., & Lexell, J. (2005). Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82. <https://doi.org/10.1080/16501970410017215>

- Fujino, Y., Amimoto, K., Fukata, K., Ishihara, S., Makita, S., & Takahashi, H. (2015). Does training sitting balance on a platform tilted 10° to the weak side improve trunk control in the acute phase after stroke? A randomized, controlled trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 1945511915Y0000000010. <https://doi.org/10.1179/1945511915Y.0000000010>
- 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(1), 156. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). 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. <https://doi.org/10.2196/mhealth.2710>
- Galan-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Mobile Romberg test assessment (mRomberg). *BMC Research Notes*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/1756-0500-7-640>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Clinical frailty syndrome assessment using inertial sensors embedded in smartphones. *Physiological Measurement*, 36(9), 1929-1942. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/9/1929>
- Gebruers, N., Vanroy, C., Truijen, S., Engelborghs, S., & De Deyn, P. P. (2010). Monitoring of Physical Activity After Stroke: A Systematic Review of Accelerometry-Based Measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(2), 288-297. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.025>
- Gray, C. K., & Culham, E. (2014). Sit-to-Stand in People with Stroke: Effect of Lower Limb Constraint-Induced Movement Strategies. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/683681>
- Greene, B. R., McGrath, D., Walsh, L., Doheny, E. P., McKeown, D., Garattini, C., ... Kenny, R. A. (2012). Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. *Physiological Measurement*, 33(12), 2049-2063. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>

- Hafsteinsdóttir, T. B., Rensink, M., & Schuurmans, M. (2014). Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(3), 197-210. <https://doi.org/10.1310/tsr2103-197>
- Inness, E. L., Mansfield, A., Biasin, L., Brunton, K., Bayley, M., & McIlroy, W. E. (2015). Clinical implementation of a reactive balance control assessment in a sub-acute stroke patient population using a 'lean-and-release' methodology. *Gait & Posture*, 41(2), 529-534. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.005>
- Jung, J., Lee, J., Chung, E., & Kim, K. (2014). The effect of obstacle training in water on static balance of chronic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(3), 437-440. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.437>
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/692137>
- Kegelmeyer, D. A., Kloos, A. D., & Siles, A. B. (2014). Selecting measures for balance and mobility to improve assessment and treatment of individuals after stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(4), 303-315. <https://doi.org/10.1310/tsr2104-303>
- Ko, Y., Ha, H., Bae, Y.-H., & Lee, W. (2015). Effect of space balance 3D training using visual feedback on balance and mobility in acute stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(5), 1593-1596. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1593>
- Kohler, F., Dickson, H., Redmond, H., Estell, J., & Connolly, C. (2009). Agreement of functional independence measure item scores in patients transferred from one rehabilitation setting to another. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(4), 479-485.
- Kwong, P. W. H., Ng, S. S. M., Chung, R. C. K., & Ng, G. Y. F. (2014). Foot placement and arm position affect the five times sit-to-stand test time of individuals with chronic stroke. *BioMed Research International*, 2014, 636530. <https://doi.org/10.1155/2014/636530>
- Liu, M., Chen, J., Fan, W., Mu, J., Zhang, J., Wang, L., ... Ni, C. (2016). Effects of modified sit-to-stand training on balance control in hemiplegic stroke patients: a randomized

- controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 30(7), 627-636.
<https://doi.org/10.1177/0269215515600505>
- Manaf, H., Justine, M., & Omar, M. (2014). Functional Balance and Motor Impairment Correlations with Gait Parameters during Timed Up and Go Test across Three Attentional Loading Conditions in Stroke Survivors. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/439304>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012a). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 59. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012b). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 59. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Meijer, R., Plotnik, M., Zwaafink, E. G., van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Martina, J. D., & Hausdorff, J. M. (2011). Markedly impaired bilateral coordination of gait in post-stroke patients: Is this deficit distinct from asymmetry? A cohort study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8, 23. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-23>
- Mellone, S., Tacconi, C., & Chiari, L. (2012). Validity of a Smartphone-based instrumented Timed Up and Go. *Gait & Posture*, 36(1), 163-165.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.006>
- Miller, K. J., Hunt, M. A., Pollock, C. L., Bryant, D., & Garland, S. J. (2014). Protocol for a randomized controlled clinical trial investigating the effectiveness of Fast muscle Activation and Stepping Training (FAST) for improving balance and mobility in sub-acute stroke. *BMC Neurology*, 14. <https://doi.org/10.1186/s12883-014-0187-y>
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010). 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 407-413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>
- Moreira, B. de S., Barroso, C. M., Furtado, S. R. C., Sampaio, R. F., Vallone, M. L. D. das C. e, & Kirkwood, R. N. (2015). Clinical Functional Tests Help Identify Elderly Women

- Highly Concerned About Falls. *Experimental Aging Research*, 41(1), 89-103.
<https://doi.org/10.1080/0361073X.2015.978214>
- Morone, G., Annicchiarico, R., Iosa, M., Federici, A., Paolucci, S., Cortés, U., & Caltagirone, C. (2016). Overground walking training with the i-Walker, a robotic servo-assistive device, enhances balance in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 13(1), 47.
<https://doi.org/10.1186/s12984-016-0155-4>
- Na, E., Hwang, H., & Woo, Y. (2016). Study of acceleration of center of mass during sit-to-stand and stand-to-sit in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2457-2460. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2457>
- Ng, S. S. M., Cheung, S. Y., Lai, L. S. W., Liu, A. S. L., Leong, S. H. I., & Fong, S. S. M. (2013). Association of seat height and arm position on the five times sit-to-stand test times of stroke survivors. *BioMed Research International*, 2013, 642362.
<https://doi.org/10.1155/2013/642362>
- Paul, L., Wyke, S., Brewster, S., Sattar, N., Gill, J. M. R., Alexander, G., ... Dybus, A. (2016). Increasing physical activity in stroke survivors using STARFISH, an interactive mobile phone application: a pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 23(3), 170-177.
<https://doi.org/10.1080/10749357.2015.1122266>
- Perez-Cruzado, D., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: a cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 13, 127.
<https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>
- Peurala, S. H., Könönen, P., Pitkänen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 25(2), 101-108.
- Puckree, T., & Naidoo, P. (2014). Balance and stability-focused exercise program improves stability and balance in patients after acute stroke in a resource-poor setting. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 6(12), 1081-1087.
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.06.008>

- Reider, N., & Gaul, C. (2016). Fall risk screening in the elderly: A comparison of the minimal chair height standing ability test and 5-repetition sit-to-stand test. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 65, 133-139. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2016.03.004>
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(3), 303-310. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047606>
- Schow, T., Teasdale, T. W., Quas, K. J., & Rasmussen, M. A. (2016). Problems with balance and binocular visual dysfunction are associated with post-stroke fatigue. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10749357.2016.1188475>
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & Motor Research*, 30(1), 48-55. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- Silva, P. F. de S., Quintino, L. F., Franco, J., Rodrigues-de-Paula, F., Albuquerque de Araújo, P., & Faria, C. D. C. de M. (2016). Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. <https://doi.org/10.3233/NRE-161390>
- Silva, P., Franco, J., Gusmão, A., Moura, J., Teixeira-Salmela, L., & Faria, C. (2015). Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 51(6), 717-724.
- Singh, D. K. A., Manaf, Z. A., Yusoff, N. A. M., Muhammad, N. A., Phan, M. F., & Shahar, S. (2014). Correlation between nutritional status and comprehensive physical performance measures among older adults with undernourishment in residential institutions. *Clinical Interventions in Aging*, 9, 1415-1423. <https://doi.org/10.2147/CIA.S64997>
- Sohn, M. K., Jee, S. J., & Kim, Y. W. (2013). Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Postural Stability and Lower Extremity Strength in Hemiplegic Stroke Patients.

- Annals of Rehabilitation Medicine, 37(6), 759-765.
<https://doi.org/10.5535/arm.2013.37.6.759>
- Sun, B., Wang, Y., & Banda, J. (2014). Gait characteristic analysis and identification based on the iPhone's accelerometer and gyrometer. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(9), 17037-17054. <https://doi.org/10.3390/s140917037>
- Taylor-Piliae, R. E., Latt, L. D., Hepworth, J. T., & Coull, B. M. (2012). Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait & Posture*, 35(3), 395-399. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.358>
- The Real Culprit Of The iPhone 5s Wonky Levels Is A New Accelerometer. (s. f.). Recuperado a partir de <http://www.cultofmac.com/250011/the-real-culprit-of-the-iphone-5s-wonky-levels-is-a-new-accelerometer/>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Van Uem, J. M. T., Walgaard, S., Ainsworth, E., Hasmann, S. E., Heger, T., Nussbaum, S., ... Maetzler, W. (2016). Quantitative Timed-Up-and-Go Parameters in Relation to Cognitive Parameters and Health-Related Quality of Life in Mild-to-Moderate Parkinson's Disease. *PloS One*, 11(4), e0151997. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151997>
- Williams, J. R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650-652.
- Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 439-445. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.008>
- Zakaria, N. A., Kuwae, Y., Tamura, T., Minato, K., & Kanaya, S. (2015). Quantitative analysis of fall risk using TUG test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(4), 426-437. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.805211>

Zhu, Y., Zhou, C., Liu, Y., Liu, J., Jin, J., Zhang, S., ... Wu, Y. (2016). Effects of modified constraint-induced movement therapy on the lower extremities in patients with stroke: a pilot study. *Disability and Rehabilitation*, 38(19), 1893-1899. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1107775>

3.2 Investigación clínica

3.2.1 Efecto clínico de una intervención educativa en el domicilio y adherencia a la misma con recordatorios en el smartphone para personas que han sufrido un ictus: protocolo de un ensayo clínico controlado aleatorizado.

Publicado en *JMIR Research Protocols*

Merchán-Baeza, J. A., Gonzalez-Sanchez, M., & Cuesta-Vargas, A. (2015). Clinical Effect Size of an Educational Intervention in the Home and Compliance With Mobile Phone-Based Reminders for People Who Suffer From Stroke: Protocol. *JMIR Research Protocols*, 4(1), e33. <http://doi.org/10.2196/resprot.4034>

3.2.1.1 Resumen

Introducción. La debilidad cognitiva, de comunicación y física combinada con los cambios en el entorno con frecuencia causan cambios en las funciones, las rutinas y las ocupaciones diarias de los enfermos con ictus. La intervención educativa implica la participación activa del paciente en el aprendizaje.

Objetivo. El objetivo de este estudio es que las personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus hogares mejoren la ejecución de las actividades de la vida diaria (AVD) en el domicilio, basándose en el asesoramiento dado por el terapeuta. Un objetivo secundario es que estos pacientes sigan el tratamiento a través de una aplicación instalada en sus smartphones.

Diseño. Ensayo clínico controlado aleatorizado.

Participantes. Ochenta adultos que han sufrido un ictus con severidad moderada y han sido dados de alta a sus domicilios.

Mediciones. Varios test y escalas se utilizarán para medir las variables de resultado. Los análisis descriptivos incluirán media, desviación estándar e intervalos de confianza al 95% de los valores de cada variable. Se utilizará la prueba de Kolmogov-Smirnov (KS) y un modelo mixto de análisis 2x2 de la varianza (ANOVA). Se calcularán los tamaños del efecto intergrupo (*d* de Cohen).

Resultados. El estudio se encuentra en la fase de reclutamiento e intervención. El reclutamiento, la intervención y la recopilación de datos terminarán a finales de 2015. El análisis de los datos y los primeros resultados estarán disponibles mediados de 2016.

Conclusiones. Los autores han desarrollado una intervención educativa con la intención de que los pacientes que han sufrido un ictus ejecuten las AVD más fácilmente y utilicen sus extremidades afectadas de forma más activa. El uso de recordatorios a través del smarhpone se propone como una herramienta innovadora para aumentar la adherencia al tratamiento en esta población.

Palabras clave. Ictus, AVD, entorno, consejos, adherencia, smarhpone, mHealth.

3.2.1.2 Abstract

Background: Cognitive, communication, and physical weakness combined with environmental changes frequently cause changes in the roles, routines, and daily occupations of stroke sufferers. Educational intervention involves the active participation of the patient in learning.

Objective: The aim of this study is to enable patients who have suffered stroke and been discharged to their homes to improve the performance of the activities of daily living (ADL) in their home environment, based on advice given by the therapist. A secondary aim is that these patients continue the treatment through a reminder app installed on their mobile phones.

Methods: This study is a clinical randomized controlled trial. The total sample will consist of 80 adults who have suffered a stroke with moderate severity and who have been discharged to their homes in the three months prior to recruitment to the study. Several tests and scales will be used to measure the outcome variables. Descriptive analyses will include mean, standard deviation, and 95% confidence intervals of the values for each variable. The Kolmogov-Smirnov (KS) test and a 2x2 mixed-model analysis of variance (ANOVA) will be used. Intergroup effect sizes will be calculated (Cohen's *d*).

Results: Currently, the study is in the recruitment phase and implementation of the intervention has begun. The authors anticipate that during 2015 the following processes should be completed: recruitment, intervention, and data collection. It is expected that the analysis of all data and the first results should be available in early-to-mid 2016.

Conclusions: An educational intervention based on therapeutic home advice and a reminder app has been developed by the authors with the intention that patients who have suffered stroke perform the ADL more easily and use their affected limbs more actively in the ADL. The use of reminders via mobile phone is proposed as an innovative tool to increase treatment adherence in this population.

Keywords. Stroke, ADL, environment, advice, treatment adherence, mobile apps, mobile health.

3.2.1.3 Introducción

El ictus es la tercera causa de muerte y la principal causa de discapacidad neurológica de larga duración (French et al., 2010; Sawacha et al., 2013; Smith, Hembree, & Thompson, 2004). En Europa hay 250 casos de ictus al año por cada 100.000 personas, y esta tendencia está aumentando con el tiempo (Sawacha et al., 2013; Truelsen et al., 2006). Más de la mitad de los pacientes con ictus que sobreviven sufren severas incapacidades que les provocan limitaciones en la independencia funcional y en las actividades de la vida diaria (French et al., 2010; Outermans, van Peppen, Wittink, Takken, & Kwakkel, 2010; Sawacha et al., 2013; Truelsen et al., 2006). La prevalencia del ictus es de alrededor del 2% en personas por encima de los 20 años, aumentando al 6-7% en aquellas mayores de 65 años. En hombres, el 66.5% de los ictus suceden en personas mayores de 65 años, mientras que en mujeres este porcentaje aumenta al 80.3% (Jiménez Hernández, Alés Otón, Fernández García, & Terol Fernández, 2011; Leahy, Desmond, Coughlan, O'Neill, & Collins, 2014).

Artículos anteriores en los que se estudió el impacto que tiene el ictus en las personas que lo sufren han demostrado que las debilidades físicas, cognitivas y de comunicación junto con los cambios en el entorno, provocan frecuentemente disfunciones en los roles, las rutinas y las ocupaciones diarias (Jongbloed, 1994; Rudman, Hebert, & Reid, 2006; Schulz et al., 2012; van Heugten, Rasquin, Winkens, Beusmans, & Verhey, 2007).

Los pacientes que han sufrido un ictus suelen recibir tratamiento de un equipo multidisciplinar, como fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales, durante su estancia en el hospital, en un servicio de rehabilitación (Langhorne, Bernhardt, & Kwakkel, 14; Ottenbacher, 1980; Outermans et al., 2010; Zadavec & Matjačić, 2014), e incluso en algunos casos, reciben en sus domicilios un entrenamiento de ejercicio aeróbico (Jurkiewicz, Marzolini, & Oh, 2011), un entrenamiento de fuerza, equilibrio y coordinación (Duncan et al., 2007), una intervención geriátrica (Eklund, Wilhelmson, Gustafsson, Landahl, & Dahlin-Ivanoff, 2013; Wilhelmson et al., 2011) o un entrenamiento funcional (de Diego, Puig, & Navarro, 2013).

Otra manera de tratamiento es la intervención educativa, la cual es utilizada con pacientes con diferentes patologías e incluso con profesionales gracias a su demostrada efectividad (Eames, Hoffmann, Worrall, Read, & Wong, 2013; Estebarsari, Taghdisi, Rahimi Ferooshani, Eftekhar Ardebili, & Shojaeizadeh, 2014; Gillespie, Farra, & Gates, 2014; Pekkarinen, Löyttyniemi, & Välimäki, 2013). La intervención educativa aúna la intervención didáctica e interactiva (Forsetlund et al., 2009), mezcla que supone la mejor opción para la enseñanza de nuevos comportamientos puesto que implica la participación activa del paciente en el aprendizaje (Eames et al., 2013). La efectividad de este tipo de intervención radica en este hecho puesto que los pacientes aplican y sintetizan lo aprendido, lo cual supone un reforzamiento en el aprendizaje de comportamientos (Estebarsari et al., 2014; Gillespie et al., 2014). A su vez, la intervención educativa puede suponer un ahorro económico en el proceso rehabilitador debido a la posible reducción de visitas de los pacientes a su médico de cabecera, al servicio de Urgencias y/o a los especialistas y la reducción en el uso de fármacos (Ravyn, Ravyn, Lowney, & Ferraris, 2014).

Algunos estudio muestran la aplicación de este tipo de intervención en personas que han sufrido un ictus como medio para reducir los riesgos de un ictus secundario (Eames, Hoffmann, & Phillips, 2014). Aun así, la intervención educativo en esta población es poco común a pesar de ser una gran demanda por parte de las personas que sufren ictus la falta de información que sufren en su proceso rehabilitador (Eames et al., 2014; Hoffmann, McKenna, Worrall, & Read, 2007). Por ello, y para dar continuidad y aplicabilidad al tratamiento de rehabilitación recibido previamente en el hospital, se propone una intervención educativa para personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios en los tres meses previos al reclutamiento para este estudio. El terapeuta realizará una evaluación ergonómica del domicilio y de la ejecución de las AVD por parte del paciente a través del instrumento para el asesoramiento terapéutico domiciliario. Posteriormente y en base a los ítems no logrados en el instrumento, se les aportará consejos sobre cómo es la forma correcta o más fácil de realizar las actividades de la vida diaria (AVD), qué adaptación deben hacer en el domicilio o qué tipo de ayuda técnica podría ser

más útil para ellos. La participación en las actividades de la vida diaria suele sufrir restricciones durante los tres primeros meses tras el ictus, por ello, la intervención educativa en el domicilio supondría una mejora en la calidad de vida de estos pacientes (Bergström et al., 2012; Bertilsson et al., 2014).

La satisfacción respecto a la información y conocimiento acerca del tratamiento son factores claves para la adherencia al mismo por parte de los pacientes con patologías de larga duración (Heisig et al., 2014). Hoy en día, existen numerosos tipos de intervención o medios para aumentar la adherencia al tratamiento, promocionándose cada vez más el uso de la web, la video conferencia o los avances tecnológicos (Demaerschalk, Vegunta, et al., 2012; Pai & McGrady, 2014).

Además, el uso de los smartphones en la práctica clínica para evaluar a los pacientes o para realizar un seguimiento más preciso está aumentado considerablemente (Demaerschalk, Vargas, et al., 2012; Demaerschalk, Vegunta, et al., 2012; Mitchell et al., 2011; Nam et al., 2014). El desarrollo de aplicaciones para smartphones está favoreciendo el diagnóstico temprano y la pronta intervención en personas que han sufrido un ictus o que lo sufrirán (Demaerschalk, Vargas, et al., 2012; Mitchell et al., 2011; Nam et al., 2014). Las aplicaciones de recordatorios terapéuticos han ayudado a mejorar los resultados de la intervención debido a la inclusión de los pacientes como parte activa del tratamiento (Demaerschalk, Vegunta, et al., 2012).

Por ello, en este estudio se propone el desarrollo de una aplicación móvil que actúe como recordatorio diario de aquellos consejos que les fueron dados a los pacientes por el terapeuta durante la intervención educativa en sus domicilios.

El objetivo del presente estudio es que los pacientes que han sufrido un ictus y que han sido dados de alta sus domicilios mejoren la ejecución de las AVD en este entorno a través de los consejos dados por el terapeuta. Un objetivo secundario es que los pacientes continúen con el tratamiento a través de un recordatorio (app) instalado en el Smartphone (mHealth).

La hipótesis de este estudio es que los pacientes que han sufrido un ictus adquirirán las habilidades necesarias para realizar las AVD más fácilmente e incluso con la participación activa del lado afecto. Así como que el recordatorio en el Smartphone supondrá un instrumento válido para el aumento de la adherencia al tratamiento.

3.2.1.4 Material y método

3.2.1.4.1 Diseño

Se trata de un ensayo clínico controlado aleatorizado (ECCA) y será llevado a cabo siguiendo las normas Consort (Campbell, Elbourne, & Altman, 2004). El ensayo ha sido registrado en ClinicalTrials.gov (NCT01980641).

3.2.1.4.2 Participantes

La muestra total del estudio estará formada por 80 adultos que hayan sufrido un ictus con limitación moderada (entre 19 y 49 en el Barthel Index (Sánchez Blanco, Ochoa Sangrador, & Izquierdo Sánchez, 2000)) y hayan sido dados de alta a sus domicilios en los tres meses previos al reclutamiento para el estudio (Bergström et al., 2012). La muestra será identificada y reclutada por un neurólogo y un residente de la Unidad del Ictus del Hospital Regional Universitario de Málaga.

Aquellas personas con demencia u otra discapacidad cognitiva severa (puntuación de 0 a 17 en el Mini-Mental State Examination (Tombaugh & McIntyre, 1992), no serán incluidas en el estudio.

3.2.1.4.3 Aleatorización

En la fase uno la muestra será dividida en dos grupos de 40 sujetos cada uno, grupo experimental y grupo control. La distribución y aleatorización será llevada a cabo por un investigador cegado. La asignación de los sujetos en cada grupo será realizada mediante

un sistema de sobres cerrados. Posteriormente, para el pilotaje de la fase dos, se creará un grupo con app en el Smartphone (GApp) y otro grupo sin app (GNApp). Esta aleatorización se realizará dependiendo de si el participante tiene móvil y si las características del mismo se adaptan a los requisitos del estudio.

3.2.1.4.4 Intervención educativa

El terapeuta acudirá al domicilio del paciente y realizará una evaluación ergonómica del domicilio así como de la ejecución de las AVD por parte del paciente a través del instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus (ATDI). En primer lugar, el terapeuta utilizará la checklist de 60 ítems en la que el terapeuta marcará aquellos ítems que evalúe como deficientes. Posteriormente, en el grupo

experimental, el terapeuta marcará en la hoja de consejos para el participante aquellos ítems que se hayan valorado negativamente. Aportándoles de esta manera, una serie de consejos que se adaptan a los déficits observados por el terapeuta. Estudios previos en el impacto que tiene el ictus en los pacientes han demostrado que las limitaciones cognitivas, físicas y de comunicación combinadas con los cambios en el entorno, provocan frecuentemente cambios en los roles, las rutinas y las ocupaciones diarias (Jongbloed, 1994; Rudman, Hebert, & Reid, 2006; Schulz et al., 2012; van Heugten, Rasquin, Winkens, Beusmans, & Verhey, 2007).

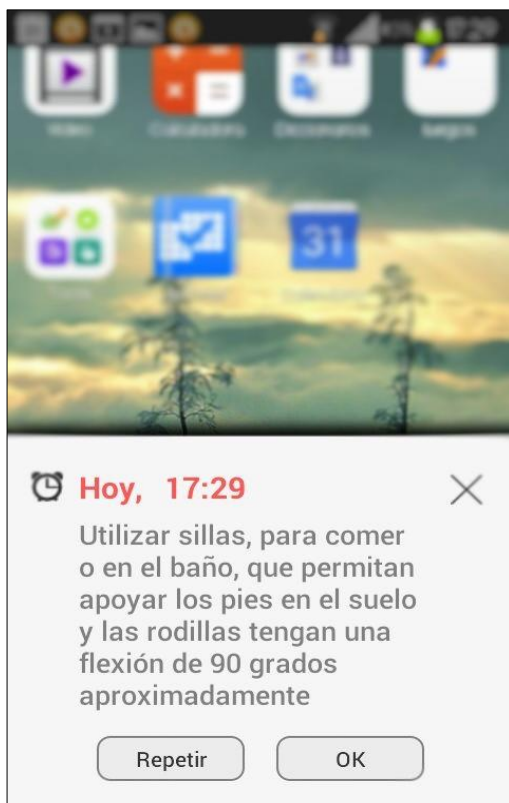


Figura 1. Captura de pantalla de la app (isoTimer) utilizada como recordatorio.

En la fase dos del estudio, la app será instalada en los smartphones de los participantes del GApp, ésta les recordará aquellos consejos que el terapeuta les indicó en el domicilio. La temporalidad de los recuerdos será diferente en cada paciente dependiendo del número de consejos que tengan, de tal forma que en las 18 semanas de app cada consejo se recuerde tres veces. El smartphone sonará una vez para cada consejo y el paciente deberá marcar si lo ha realizado o no.

En el estudio, se utilizará la aplicación isoTimer (figura 1) y será instalada en los teléfonos móviles de los participantes con sistema operativo Android 3.2 o superior. Para el correcto uso de esta aplicación, Google Calendar también se instalará. A través de la misma se implementarán los consejos educativos y se sincronizarán en el día y la hora programada por el investigador.

Debido a las complicaciones que pueden ocurrir en esta población con el uso de smartphones, la aplicación ha sido diseñada para abrirse y empezar a trabajar automáticamente cuando el smartphone esté encendido. En ningún momento el participante tiene que abrir la aplicación.

La aplicación funciona como un recordatorio, de forma que los consejos educativos diarios aparecerán en la pantalla del smartphone y los participantes deberán indicar si la tarea se ha llevado a cabo. Estas respuestas se guardarán en los teléfonos móviles de los participantes y entonces el investigador los descargará para añadirlos a la base de datos.

3.2.1.4.5 Consideraciones éticas

Para llevar a cabo este estudio tendremos en cuenta la guía de Buena Práctica Clínica (BPC) de la Conferencia Internacional de Armonización (ICH). Garantizándonos así la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de los sujetos del ensayo de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki, así como la credibilidad de los datos del ensayo clínico.

Antes de cada intervención se presentará a cada participante y su familia la hoja informativa y el consentimiento informado en los que se explicará el desarrollo del estudio, la voluntariedad del mismo y la protección de sus datos personales según la ley orgánica de protección de datos LOPD 15/1999, de 13 de diciembre.

Una vez sea firmado el consentimiento se les entregará una copia del mismo y constarán como participantes del ensayo clínico.

3.2.1.4.6 Variables de resultado

Las variables de resultado de este estudio permitirán conocer y evaluar el nivel de independencia de los pacientes, la capacidad cognitiva, el nivel y calidad de vida, el apoyo social y la condición física. Todo ello será medido a través del Barthel Index, la Medida de independencia funcional, el Mini-Mental State Examination, la Escala Neurológica Canadiense, la Escala de Impacto del Ictus-16, el Trunk Control Test, la Escala de Rankin modificada, la Escala de Apoyo Social Percibido, la Escala de Calidad de Vida para el Ictus, el Functional Reach test, el test de Romberg, el Time Up and Go, un dinamómetro portátil y un cuestionario sociodemográfico (tabla 1).

Además, se controlarán las visitas relacionadas con la patología a Urgencias, atención primaria (AP) y especialistas tras el alta al domicilio, así como la toma de fármacos relacionados con el ictus (tabla 1).

Tabla 1. Variables de resultado del estudio.

Test o escala	Medición	Número de ítems	Tratamiento estadístico	Tipo de variable
Functional Independence Measure	Nivel de dependencia	18	ICC=0.124-0.661 (Kohler, Dickson, Redmond, Estell, & Connolly, 2009)	Principal
Barthel Index	Nivel de dependencia	10	ICC=0.90–0.96 (Collin et al., 1988; Duffy et al., 2013)	Secundaria
Mini-Mental State Examination	Deterioro cognitivo	11	ICC=0.69 (Molloy & Standish, 1997)	Secundaria
Canadian Neurological Scale	Función cognitiva y motora	7	Kappa=0.76 (D'Olhaberriague, Litvan, Mitsias, & Mansbach, 1996)	Secundaria
Stroke Impact Scale-16	Nivel de vida	16	ICC = 0.70-0.92 (Duncan et al., 1999)	Secundaria
Trunk Control Test	Control del tronco	4	ICC=0.76 (Collin & Wade, 1990)	Secundaria
Modified Rankin Scale	Independencia funcional	1	Kappa=0.95-0.99 (Wilson et al., 2002)	Secundaria
Perceived Social Support Scale	Apoyo social	12	ICC=0.72 to 0.85 (Arechabala Mantuliz & Miranda Castillo, 2002)	Secundaria
Escala de Calidad de Vida en Ictus-38	Calidad de vida	38	ICC=0.81-0.96 (Concepción, Pérez, Alvarez, & Zuaznábar, 2008)	Secundaria
Functional Reach Test	Equilibrio	NA	ICC = 0.90 to 0.95 (Lexell, Flansbjer, Holmb;ck, Downham, & Patten, 2005)	Secundaria
Romberg test	Equilibrio	NA	EO: 0.89; EC: 0.86 (Birmingham, 2000; Cuesta-Vargas, Paz-Lourido, & Rodriguez, 2011)	Secundaria
Time Up and Go	Equilibrio, marcha, giro y riesgo de caída	NA	ICC=0.96 (Lexell et al., 2005)	Secundaria
Dinamómetro portable	Fuerza en miembros superiores	NA	ICC=0.98 (Cuesta-Vargas et al., 2011)	Secundaria
Timed-stands test	Fuerza en miembros inferiores	NA	ICC=0.994 (Mong, Teo, & Ng, 2010b)	Secundaria
Sociodemographic questionnaire	Datos sociodemográficos	25	NA	Secundaria

NA: no aplicable

3.2.1.4.7 Procedimiento

Este estudio pretende implementar una intervención educativa en personas que han sufrido un ictus con el fin de optimizar o mejorar su ejecución en las AVD tras el alta hospitalaria a sus domicilios. Esta intervención será dividida en dos fases, en la fase uno se valorará la ergonomía del domicilio y ejecución de las AVD tanto del grupo control como del grupo experimental y se les aportará una serie de consejos educativos únicamente al grupo experimental; en la fase dos se realizará un pilotaje con el grupo experimental en el que se instalará a una parte de la muestra un recordatorio en el Smartphone para aumentar la adherencia al tratamiento.

3.2.1.4.7.1 Fase uno

La fase uno comenzará con la recogida de los datos sociodemográficos de los participantes de ambos grupos a través de un cuestionario y se pasarán varios test para medir las variables de resultado. Posteriormente se valorará la ergonomía del domicilio y la ejecución de las AVD por parte del paciente con ictus mediante el uso del instrumento desarrollado por los autores. Para el desarrollo de este instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus (ATDI) se realizó una revisión bibliográfica junto a un panel de expertos con entrevista semiestructurada.

Tras la valoración del domicilio del participante y su ejecución de las AVD, el terapeuta les dará a los pacientes del grupo experimental una lista de consejos relacionados con los ítems de la ATDI que sean evaluados de forma negativa. Los consejos podrán ir orientados a la promoción de la participación activa del lado afecto en la ejecución de las AVD, a mostrar la forma más adecuada de realizar determinadas tareas acorde a su situación tras el ictus, o a la modificación del entorno en el que se desarrollan las AVD, lo que podría suponer una facilitación en la ejecución de las mismas.

Las evaluaciones de las variables de resultado y de la ejecución de los consejos por parte del participante se llevarán a cabo en el domicilio a las dos y cuatro semanas de la evaluación inicial. Los investigadores realizarán el análisis y comparación de los datos obtenidos de las variables de resultado del grupo experimental y del grupo control para comprobar si la intervención educativa es efectiva en los pacientes con ictus que han sido dados de alta a sus domicilios. Si la hipótesis se confirmase, se implementaría la intervención educativa en el grupo control.

3.2.1.4.7.2 Fase dos

Para el pilotaje de la fase dos se creará un grupo que tendrá un recordatorio en forma de app en el smartphone (GApp) y otro grupo sin app (GNApp), dependiendo de si el participante tiene smartphone y si las características del mismo se adaptan a los requisitos del estudio. Los participantes que estén en el GApp tendrán en la app aquellos consejos que se les dieron en la fase anterior en sus domicilios. Dependiendo del número de consejos de cada participante éstos serán repartidos a lo largo de las cuatro semanas que tendrán el recordatorio para que reciban cada uno de ellos tres veces. Los participantes deberán chequear en la app si han realizado o no el consejo educativo del día. Tras este periodo, se comprobará si los pacientes marcaron que realizaron los consejos y se analizarán las variables de resultado en ambos grupos para comprobar si existen las diferencias esperadas al inicio del estudio entre el GApp y el GNApp.

Ocho semanas más tarde y tras haberle quitado la app al GApp, se volverán a analizar las variables de resultado mediante los test en ambos grupos para comprobar si los participantes del GApp continúan siguiendo los consejos dados y si siguen existiendo diferencias con el GNApp. De ser así, se implementaría el recordatorio en el GNApp. La figura 2 muestra el flujograma del estudio completo, incluyendo los pasos en la fase uno y dos.

3.2.1.4.8 Análisis estadístico

Se construirá una base de datos a partir de los cuestionarios auto administrados y las variables recogidos por los colaboradores. Se realizará estadística descriptiva, con medida de tendencia central y dispersión de las variables de estudio. Se procederá al análisis inferencial entre las variables principales de intervención y resultado, (chi cuadrado,

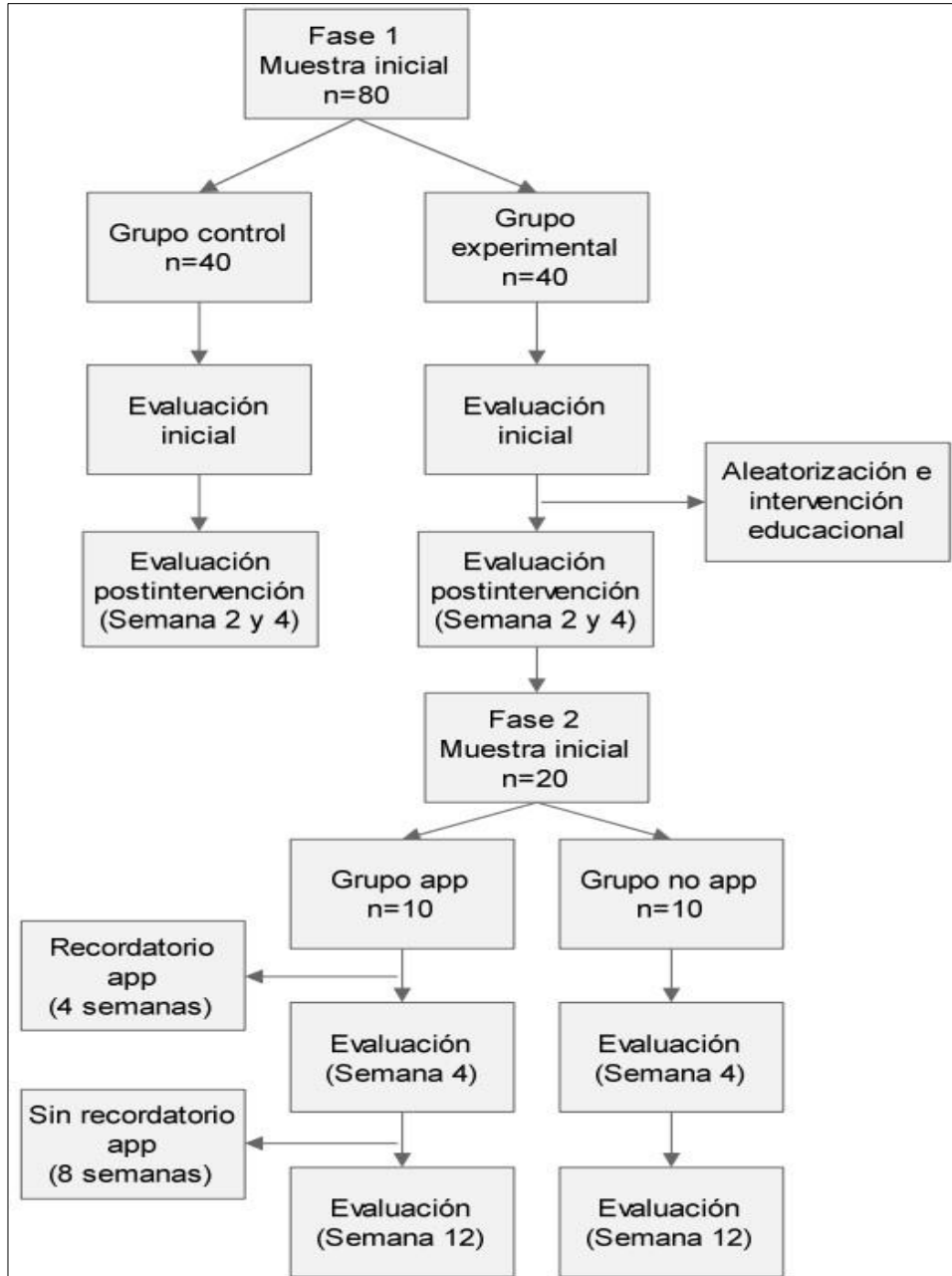


Figura 2. Flujograma del protocolo del estudio.

t-Student, ANOVA, Mann-Whitney, Wilcoxon, según tipos y normalidad de variables). Para las medidas de efecto, se aplicarán también regresiones normales y logísticas ajustadas por las variables sociodemográficas (edad, nivel cultural,...) y clínicas (severidad,...) que afecten a la medida de resultado (estas serán previamente testeadas en análisis bivariados). Así mismo, se establecerán medidas del tamaño del efecto en las variables principales de resultado, mediante la reducción relativa del riesgo, con sus respectivos intervalos de confianza. Los análisis se realizarán a intención a tratar. Los análisis serán efectuados con el software SPSS 19 (Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versión 19 para Windows, Illinois, EEUU).

3.2.1.4.9 Cálculo muestral

A priori se necesitará una muestra de aproximadamente 40 participantes por cada grupo para la intervención en la fase uno, para así detectar una diferencia significativa de 17.3 en el FIM (Houlden et al., 2006) entre el grupo experimental y el grupo control (Tamaño efecto $d=0.59$, $\alpha=0.05$, $\beta=0.80$). El cálculo de la muestra fue realizado mediante el programa G*Power 3.1 (figura 3). La aleatorización será llevada a cabo por un investigador cegado.

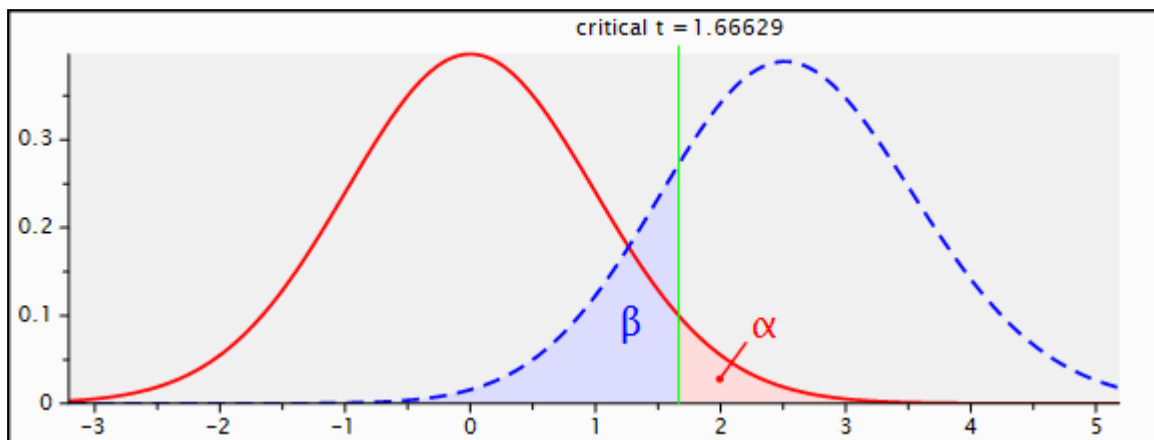


Figura 3. Cálculo de la muestra (GPower 3.1)

Tabla 2. Cronograma del estudio.

Actividades/Tareas	Centro Ejecutor	Investigadores	Sept 13- Jun 14	Jul-Sep 2014	Feb 15-Feb 2016	Mar-Jun 2016	Ago-Dic 2016
Diseño							
Concepción de idea y diseño de estudio	UMA	AICV-MGS-JAMB	X				
Planificación	UMA	AICV- MGS-JAMB	X				
Redefinir diseño	UMA-SAS	Neurólogo-Residente AICV-MGS-JAMB		X			
Intervención							
Reclutamiento	SAS	Neurólogo-Residente			X		
Recogida de datos clínicos (variables clínicas)	SAS	JAMB			X	X	
Análisis							
Procesamiento de datos	UMA	AICV- MGS-JAMB			X	X	
Análisis estadístico	UMA	AICV- MGS -JAMB				X	X
Elaboración de documentos							
Informes (memorias)	UMA-SAS	AICV- MGS -JAMB					X
Artículos científicos	UMA-SAS	AICV-MGS-JAMB					X

UMA: Universidad de Málaga; SAS: Servicio Andaluz de Salud; AICV: Antonio Ignacio Cuesta Vargas; MGS: Manuel González Sánchez; JAMB: Jose Antonio Merchán Baeza.

3.2.1.5 Resultados

Próximamente se comenzará la fase de reclutamiento e intervención. Los autores anticipan que durante 2015 los siguientes procesos deberán ser completados: reclutamiento, intervención y recopilación de datos. Se espera que el análisis de todos los datos y los primeros resultados estarán disponibles a principios-mediados de 2016.

3.2.1.6 Discusión

El objetivo de este estudio es que los pacientes que sufren ictus y que han sido dados de alta a sus hogares mejoren la ejecución de las AVD en el entorno del hogar, a pesar de las restricciones causadas por el ictus, después de los consejos dados por el terapeuta. Un objetivo secundario es que estos pacientes sigan el tratamiento a través de un recordatorio (app) instalado en sus smartphones (isoTimer).

La hipótesis de este estudio es que los pacientes que sufren ictus realizarán las AVD más fácilmente y utilizarán las extremidades afectadas de forma más activa tras la intervención educativa. El uso de recordatorios en smartphone se propone como una herramienta para aumentar la adherencia al tratamiento.

Algunos estudios han analizado la ergonomía del puesto de trabajo a través de un instrumento de valoración y otros estudios han llevado a cabo diferentes tipos de tratamientos en el domicilio de personas con ictus (Albin, 2012; Mitropoulos, Hussain, Guarascio-Howard, & Memarian, 2013; Sackley et al., 2016; Sherrod et al., 2014; von Koch et al., 2000). Por ello, parece apropiado, necesario e innovador llevar a cabo una intervención educativa en el domicilio de las personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta.

El uso del Smartphone como recordatorio es un método innovador debido a que el smartphone se ha utilizado con personas que han sufrido un ictus, pero no se ha utilizado antes como un medio para mejorar la adherencia al tratamiento en casa con esta población.

Este método podría significar un avance para facilitar la continuidad del tratamiento en esta población una vez que regresen a sus hogares.

Este estudio podría ser un gran avance en el tratamiento de personas que han sufrido un ictus y que han sido dados de alta a sus hogares, ya que durante los primeros meses se producen los mayores cambios y es esencial para continuar el tratamiento de rehabilitación recibida en el hospital. El instrumento ATDI permitiría una evaluación adecuada del entorno del hogar y de la ejecución de las AVD por parte del paciente, proporcionándoles algunos consejos útiles que les guiarán a través del proceso de recuperación de la independencia funcional. Además, al ser capaz de tener una aplicación que les recuerda el asesoramiento proporcionado por el terapeuta se asegura de que todos los pacientes que sufren un ictus y son dados de alta a sus hogares, no encuentran barreras en su entorno y que pueden avanzar en su independencia funcional. Además, esta continuidad en el tratamiento sin interrupción y su pronta aplicación favorecerían no sólo la recuperación y rehabilitación del paciente, sino que también podría dar lugar a un ahorro de costes en los servicios de atención.

3.2.1.7 Conclusiones

El proceso rehabilitador post ictus debería ocurrir sin interrupción, y en el menor tiempo posible, con el fin de que los pacientes logren alcanzar el nivel más alto posible de independencia funcional y para que su readaptación al entorno familiar sea óptimo. Por ello, esta intervención educativa en el domicilio mediante el uso del instrumento ATDI y una aplicación (isoTimer) tras el alta hospitalaria a sus domicilios podría resultar de gran eficacia en la recuperación de la funcionalidad e independencia de estos pacientes.

3.2.1.8 Bibliografía

- Agre, J. C., Magness, J. L., Hull, S. Z., Wright, K. C., Baxter, T. L., Patterson, R., & Stradel, L. (1987). Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68(7), 454-458.
- Arechabala Mantuliz, M. C., & Miranda Castillo, C. (2002). Validación de una escala de apoyo social percibido en un grupo de adultos mayores adscritos a un programa de hipertensión de la región metropolitana. *Ciencia y enfermería*, 8(1), 49-55. <http://doi.org/10.4067/S0717-95532002000100007>
- Bergström, A., Guidetti, S., Tistad, M., Tham, K., von Koch, L., & Eriksson, G. (2012). Perceived occupational gaps one year after stroke: An explorative study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(1), 36-42. <http://doi.org/10.2340/16501977-0892>
- Bertilsson, A.-S., Ranner, M., von Koch, L., Eriksson, G., Johansson, U., Ytterberg, C., Tham, K. (2014). A client-centred ADL intervention: three-month follow-up of a randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 1-15. <http://doi.org/10.3109/11038128.2014.880126>
- Birmingham, T. B. (2000). Test-retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(4), 264-268.
- Campbell, M. K., Elbourne, D. R., & Altman, D. G. (2004). CONSORT statement: extension to cluster randomised trials. *BMJ*, 328(7441), 702-708. <http://doi.org/10.1136/bmj.328.7441.702>
- Collin, C., & Wade, D. (1990). Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 53(7), 576-579. <http://doi.org/10.1136/jnnp.53.7.576>
- Collin, C., Wade, D. T., Davies, S., & Horne, V. (1988). The Barthel ADL Index: a reliability study. *International Disability Studies*, 10(2), 61-63.

- Concepción, O. F., Pérez, E. R., Alvarez, M. A., & Zuaznábar, M. A. B. (2008). Validación de la escala de calidad de vida para el ictus (ECVI-38). *Revista de neurología*, 46(3), 147-152.
- Cuesta-Vargas, A. I., Paz-Lourido, B., & Rodriguez, A. (2011). Physical fitness profile in adults with intellectual disabilities: Differences between levels of sport practice. *Research in Developmental Disabilities*, 32(2), 788-794. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.10.023>
- de Diego, C., Puig, S., & Navarro, X. (2013). A sensorimotor stimulation program for rehabilitation of chronic stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 31(4), 361-371. <http://doi.org/10.3233/RNN-120250>
- Demaerschalk, B. M., Vargas, J. E., Channer, D. D., Noble, B. N., Kiernan, T.-E. J., Gleason, E. A., Bobrow, B. J. (2012). Smartphone Teleradiology Application Is Successfully Incorporated Into a Telestroke Network Environment. *Stroke*, 43(11), 3098-3101. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.669325>
- Demaerschalk, B. M., Vegunta, S., Vargas, B. B., Wu, Q., Channer, D. D., & Hentz, J. G. (2012). Reliability of Real-Time Video Smartphone for Assessing National Institutes of Health Stroke Scale Scores in Acute Stroke Patients. *Stroke*, 43(12), 3271-3277. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.669150>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <http://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Duncan, P. W., Sullivan, K. J., Behrman, A. L., Azen, S. P., Wu, S. S., Nadeau, S. E. (2007). Protocol for the Locomotor Experience Applied Post-stroke (LEAPS) trial: a randomized controlled trial. *BMC Neurology*, 7(1), 39. <http://doi.org/10.1186/1471-2377-7-39>

- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <http://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>
- Eames, S., Hoffmann, T., & Phillips, N. (2014). Evaluating Stroke Patients' Awareness of Risk Factors and Readiness to Change Stroke Risk-Related Behaviors in a Randomized Controlled Trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(1), S52-S62. <http://doi.org/10.1310/tsr21S1-S52>
- Eames, S., Hoffmann, T., Worrall, L., Read, S., & Wong, A. (2013). Randomised controlled trial of an education and support package for stroke patients and their carers. *BMJ Open*, 3(5), e002538. <http://doi.org/10.1136/bmjopen-2012-002538>
- Eklund, K., Wilhelmson, K., Gustafsson, H., Landahl, S., & Dahlin-Ivanoff, S. (2013). One-year outcome of frailty indicators and activities of daily living following the randomised controlled trial; «Continuum of care for frail older people». *BMC Geriatrics*, 13(1), 76. <http://doi.org/10.1186/1471-2318-13-76>
- Estebansari, F., Taghdisi, M. H., Rahimi Froushani, A., Eftekhar Ardebili, H., & Shojaeizadeh, D. (2014). An Educational Program Based on the Successful Aging Approach on Health-Promoting Behaviors in the Elderly: A Clinical Trial Study. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 16(4). <http://doi.org/10.5812/ircmj.16314>
- Forsetlund, L., Bjørndal, A., Rashidian, A., Jamtvedt, G., O'Brien, M. A., Wolf, F., Oxman, A. D. (2009). Continuing education meetings and workshops: effects on professional practice and health care outcomes. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2), CD003030. <http://doi.org/10.1002/14651858.CD003030.pub2>
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., Watkins, C. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 42(1), 9-14. <http://doi.org/10.2340/16501977-0473>

- Gillespie, G. L., Farra, S. L., & Gates, D. M. (2014). A workplace violence educational program: A repeated measures study. *Nurse Education in Practice*. <http://doi.org/10.1016/j.nepr.2014.04.003>
- Grauwmeijer, E., Heijenbrok-Kal, M. H., Haitsma, I. K., & Ribbers, G. M. (2012). A prospective study on employment outcome 3 years after moderate to severe traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 993-999. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.018>
- Heisig, S. R., Shedden-Mora, M. C., von Blanckenburg, P., Schuricht, F., Rief, W., Albert, U.-S., & Nestoriuc, Y. (2014). Informing women with breast cancer about endocrine therapy: effects on knowledge and adherence. *Psycho-Oncology*. <http://doi.org/10.1002/pon.3611>
- Hoffmann, T., McKenna, K., Worrall, L., & Read, S. J. (2007). Randomised trial of a computer-generated tailored written education package for patients following stroke. *Age and Ageing*, 36(3), 280-286. <http://doi.org/10.1093/ageing/afm003>
- Houlden, H., Edwards, M., McNeil, J., & Greenwood, R. (2006). Use of the Barthel Index and the Functional Independence Measure during early inpatient rehabilitation after single incident brain injury. *Clinical Rehabilitation*, 20(2), 153-159.
- Jiménez Hernández, M. D., Alés Otón, E., Fernández García, E., & Terol Fernández, E. (2011). *Plan Andaluz de Atención al Ictus : 2011-2014* [info:eu-repo/semantics/book]. Recuperado 9 de octubre de 2013, a partir de <http://www.repositoriosalud.es/handle/10668/203>
- 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.
- Jongbloed, L. (1994). Adaptation to a Stroke: The Experience of One Couple. *The American Journal of Occupational Therapy*, 48(11), 1006-1013. <http://doi.org/10.5014/ajot.48.11.1006>

- Jurkiewicz, M., Marzolini, S., & Oh, P. (2011). Adherence to a Home-Based Exercise Program for Individuals After Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 18(3), 277-284. <http://doi.org/10.1310/tsr1803-277>
- Juul-Kristensen, B., Clausen, B., Ris, I., Jensen, R., Steffensen, R., Chreiteh, S., Søgaaard, K. (2013). Increased neck muscle activity and impaired balance among females with whiplash-related chronic neck pain: A cross-sectional study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(4), 376-384. <http://doi.org/10.2340/16501977-1120>
- Kohler, F., Dickson, H., Redmond, H., Estell, J., & Connolly, C. (2009). Agreement of functional independence measure item scores in patients transferred from one rehabilitation setting to another. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(4), 479-485.
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (14). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693-1702. [http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Leahy, D. M., Desmond, D., Coughlan, T., O'Neill, D., & Collins, D. R. (2014). Stroke in young women: An interpretative phenomenological analysis. *Journal of Health Psychology*, 1359105314535125. <http://doi.org/10.1177/1359105314535125>
- Lexell, J., Flansbjer, U.-B., Holmbæk, A. M., Downham, D., & Patten, C. (2005). RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82. <http://doi.org/10.1080/16501970410017215>
- Mitchell, J. R., Sharma, P., Modi, J., Simpson, M., Thomas, M., Hill, M. D., & Goyal, M. (2011). A Smartphone Client-Server Teleradiology System for Primary Diagnosis of Acute Stroke. *Journal of Medical Internet Research*, 13(2). <http://doi.org/10.2196/jmir.1732>
- Molloy, D. W., & Standish, T. I. (1997). A guide to the standardized Mini-Mental State Examination. *International Psychogeriatrics / IPA*, 9 Suppl 1, 87-94-150.
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010). 5-Repetition Sit-to-Stand Test in Subjects With Chronic Stroke: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 407-413. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>

- Nam, H. S., Heo, J., Kim, J., Kim, Y. D., Song, T. J., Park, E., & Heo, J. H. (2014). Development of Smartphone Application That Aids Stroke Screening and Identifying Nearby Acute Stroke Care Hospitals. *Yonsei Medical Journal*, 55(1), 25-29. <http://doi.org/10.3349/ymj.2014.55.1.25>
- Osman, A., Lamis, D. A., Freedenthal, S., Gutierrez, P. M., & McNaughton-Cassill, M. (2013). The Multidimensional Scale of Perceived Social Support: Analyses of Internal Reliability, Measurement Invariance, and Correlates Across Gender. *Journal of Personality Assessment*, 0(0), null. <http://doi.org/10.1080/00223891.2013.838170>
- Ottenbacher, K. (1980). Cerebral vascular accident: some characteristics of occupational therapy evaluation forms. *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 34(4), 268-271.
- Outermans, J. C., van Peppen, R. P. S., Wittink, H., Takken, T., & Kwakkel, G. (2010). Effects of a high-intensity task-oriented training on gait performance early after stroke: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 24(11), 979-987. <http://doi.org/10.1177/0269215509360647>
- Pai, A. L. H., & McGrady, M. (2014). Systematic Review and Meta-Analysis of Psychological Interventions to Promote Treatment Adherence in Children, Adolescents, and Young Adults With Chronic Illness. *Journal of Pediatric Psychology*, jsu038. <http://doi.org/10.1093/jpepsy/jsu038>
- Pekkarinen, T., Löyttyniemi, E., & Välimäki, M. (2013). Hip fracture prevention with a multifactorial educational program in elderly community-dwelling Finnish women. *Osteoporosis International: A Journal Established as Result of Cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, 24(12), 2983-2992. <http://doi.org/10.1007/s00198-013-2381-y>
- Ravyn, D., Ravyn, V., Lowney, R., & Ferraris, V. (2014). Estimating health care cost savings from an educational intervention to prevent bleeding-related complications: the outcomes impact analysis model. *The Journal of Continuing Education in the Health Professions*, 34 Suppl 1, S41-46. <http://doi.org/10.1002/chp.21236>

- Rudman, D. L., Hebert, D., & Reid, D. (2006). Living in a restricted occupational world: the occupational experiences of stroke survivors who are wheelchair users and their caregivers. *Canadian Journal of Occupational Therapy. Revue Canadienne D'ergothérapie*, 73(3), 141-152.
- Sánchez Blanco, I., Ochoa Sangrador, C., & Izquierdo Sánchez, M. (2000). Pronóstico de recuperación funcional en personas supervivientes de un ictus. *Rehabilitación*, 34(6), 412-422.
- Sawacha, Z., Carraro, E., Contessa, P., Guiotto, A., Masiero, S., & Cobelli, C. (2013). Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 95. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-95>
- Schulz, C. H., Hersch, G. I., Foust, J. L., Wyatt, A. L., Godwin, K. M., Virani, S., & Ostwald, S. K. (2012). Identifying Occupational Performance Barriers of Stroke Survivors: Utilization of a Home Assessment. *Physical & occupational therapy in geriatrics*, 30(2). <http://doi.org/10.3109/02703181.2012.687441>
- Smith, P. S., Hembree, J. A., & Thompson, M. E. (2004). Berg Balance Scale and Functional Reach: determining the best clinical tool for individuals post acute stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(7), 811-818. <http://doi.org/10.1191/0269215504cr817oa>
- Tombaugh, T. N., & McIntyre, N. J. (1992). The mini-mental state examination: a comprehensive review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(9), 922-935.
- Truelsen, T., Piechowski-Józwiak, B., Bonita, R., Mathers, C., Bogousslavsky, J., & Boysen, G. (2006). Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *European Journal of Neurology*, 13(6), 581-598. <http://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2006.01138.x>
- van Heugten, C., Rasquin, S., Winkens, I., Beusmans, G., & Verhey, F. (2007). Checklist for cognitive and emotional consequences following stroke (CLCE-24): Development, usability and quality of the self-report version. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 109(3), 257-262. <http://doi.org/10.1016/j.clineuro.2006.10.002>

- Wilhelmson, K., Duner, A., Eklund, K., Gosman-Hedström, G., Blomberg, S., Hasson, H., ... Dahlin-Ivanoff, S. (2011). Design of a randomized controlled study of a multi-professional and multidimensional intervention targeting frail elderly people. *BMC Geriatrics*, 11(1), 24. <http://doi.org/10.1186/1471-2318-11-24>
- Wilson, J. T. L., Hareendran, A., Grant, M., Baird, T., Schulz, U. G. R., Muir, K. W., & Bone, I. (2002). Improving the Assessment of Outcomes in Stroke Use of a Structured Interview to Assign Grades on the Modified Rankin Scale. *Stroke*, 33(9), 2243-2246. <http://doi.org/10.1161/01.STR.0000027437.22450.BD>
- Zadravec, M., & Matjačić, Z. (2014). Toward minimum effort reaching trajectories formation in robot-based rehabilitation after stroke: an innovative guidance scheme proposition. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale de Recherches de Readaptation*. <http://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000066>

3.2.2 Desarrollo de un instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus.

Pendiente de publicación

3.2.2.1 Resumen

Introducción. La debilidad cognitiva, física y de comunicación, causadas por el impacto del ictus, combinada con los cambios del entorno, a menudo causan cambios en las rutinas diarias, las funciones y las ocupaciones de los pacientes que han sufrido un ictus. El objetivo del estudio fue desarrollar un instrumento para evaluar el entorno y la ejecución de las actividades de la vida diaria de las personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios, así como asesorarlos sobre la manera de adaptarse a su nueva situación.

Diseño. Estudio para el desarrollo del instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus (instrumento ATDI).

Mediciones. Se realizó una revisión de la literatura a través de la base de datos electrónica PubMed y diferentes guías de práctica clínica para la recuperación de un ictus. Posteriormente, un panel de 26 evaluadores multidisciplinares valoró el instrumento.

Resultados. Tras establecerse una puntuación mínima de 6.5 puntos, 14 ítems fueron eliminados del instrumento inicial por no alcanzar dicha puntuación. Completándose definitivamente el instrumento ATDI con 60 ítems.

Conclusiones. Con el instrumento ATDI se podrá evaluar el entorno y la ejecución de actividades de la vida diaria a través de sus ítems, localizando de esta forma los problemas que pueda haber y permitiendo al terapeuta proporcionar los consejos necesarios que ayuden a adaptarse a su nueva situación a las personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios

Palabras clave. Domicilio, entorno, evaluación, actividades de la vida diaria, intervención educativa, consejos.

3.2.2.2 Abstract

Background. Researchers who have examined the impact of stroke, regardless of mobility status, demonstrate that cognitive, communication and physical weakness, combined with the changing environment, often cause changes in daily routines, roles, and occupations. The objective of the study was to develop a tool to assess the environment and the implementation of activities of daily living by people who have had a stroke and have been discharged to their homes and to advise them on how to adapt to their new situation.

Material and methods. Study for the development of a tool for assessment and intervention. To develop the home therapeutic advice in people who suffer stroke tool (HTAS tool), a literature review was performed through the electronic database PubMed and different practice guides for stroke recovery. Subsequently, a panel of 26 multidisciplinary evaluators assesses the tool.

Results. A cut-off of 6.5 points for elimination of the items was established, with the result that 14 items were deleted. At the end of this phase, the HTAS tool was completed with 60 selected items.

Conclusions. The HTAS tool will make it possible to assess the environment and the implementation of activities of daily living through its items, locating the problems and providing advice needed for the people who have suffered a stroke and have been discharged to their homes to the adaptation of their new situation.

Keywords. home, environment, assessment, activities of daily living, educational intervention, advice.

3.2.2.3 Introducción

El ictus es la principal causa de discapacidad crónica y es la tercera causa de muerte (French et al., 2010; Ilse, Feys, de Wit, Putman, & de Weerd, 2008; Sawacha et al., 2013) en los países más desarrollados. Dependiendo de la severidad y localización de la lesión cerebral, el ictus puede provocar grandes limitaciones y dependencia, afectando principalmente a tres dimensiones funcionales relacionadas: las funciones y estructuras del cuerpo, las actividades de la vida diaria (AVD) y la participación (Bergström et al., 2012; Bouffouix, Arnould, & Thonnard, 2011; Koositamongkol, Sindhu, Pinyopasakul, Nilanont, & Redman, 2013; Sawacha et al., 2013; Schulz et al., 2012; World Health Organization (WHO), 2001).

Según la Clasificación Internacional de Funcionalidad, Discapacidad y Salud (ICF), la participación es la implicación de una persona en las situaciones vitales u ocupaciones, es decir, el grupo de actividades de la vida diaria que dan valor y significado al individuo (Bertilsson et al., 2014; World Health Organization (WHO), 2001). La participación suele sufrir restricciones tres meses después del ictus incluso en personas que están en un nivel alto de recuperación (Bergström et al., 2012). Por ello, puede asumirse que la participación es un objetivo primordial en el proceso de rehabilitación en pacientes que han sufrido un ictus y debería ser evaluada continuamente durante el proceso de recuperación del paciente (Bergström et al., 2012; Bertilsson et al., 2014; Heinemann, 2010).

Los investigadores que han examinado el impacto que tiene el ictus, independientemente del estado de movilidad, demuestran que la deficiencia cognitiva, física y de comunicación, combinadas con los cambios del entorno, frecuentemente producen alteraciones en las rutinas diarias, los roles y las ocupaciones diarias (Jongbloed, 1994; Rudman, Hebert, & Reid, 2006; Schulz et al., 2012; van Heugten, Rasquin, Winkens, Beusmans, & Verhey, 2007).

El objetivo de este estudio era desarrollar un instrumento que permita evaluar el entorno del domicilio y la ejecución de las actividades de la vida diaria por parte de personas

que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios, así como asesorarles para adaptarse a su nueva situación.

3.2.2.4 Material y método

3.2.2.4.1 Diseño

Estudio para el desarrollo de un instrumento de evaluación del domicilio y ejecución de las AVD e intervención educativa,

3.2.2.4.2 Desarrollo

Para el desarrollo del instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus (ATDI) se realizó una revisión bibliográfica a través del motor de búsqueda PubMed de la base de datos electrónica Medline, así como una revisión de diferentes guías de práctica clínica del ictus. Tras llevar a cabo una lectura crítica de las fuentes de información obtenidas, se elaboraron 87 ítems para abarcar las diferentes áreas que se tuvieron en cuenta (domicilio, baño, habitación y vestido, cocina y alimentación, limpieza del hogar y de la ropa). Posteriormente, los autores descartaron 13 ítems por duplicación y falta de relevancia (Gabel CP, Melloh M, Burkett B, Michener LA. Lower Limb Functional Index, 2012, Patient-Reported Outcome Measurement Information Systems (PROMIS). Version 1.0 Item Banks, 2010), por lo que el instrumento para el ATDI presentado al panel de evaluadores de validez de contenidos se quedó con 74 ítems.

Este panel de evaluadores estaba compuesto por 10 fisioterapeutas, 2 terapeutas ocupacionales, 2 Terapeutas Ocupacionales/Fisioterapeutas, 3 Enfermeros, una cuidadora principal y 8 pacientes que sufrieron un ictus, todos ellos con una experiencia o relación con el ictus de entre 1 y 37 años (ver tabla 1). Para evaluar la validez de contenido de un instrumento se emplea comúnmente el índice de validez de contenido (CVI), el cuál deriva de la calificación de la relevancia del contenido de los ítems en un instrumento con una escala de clasificación ordinal de 4 puntos (Lynn, 1986).

En el presente estudio se adaptó el cuestionario de la ATDI entregado a cada uno de los miembros del panel para que puntuaran cada uno de los ítems del 1 al 10, siendo el 1 “Absolutamente en desacuerdo” y el 10 “Absolutamente de acuerdo”. Para eliminar los ítems que los evaluadores consideraran innecesarios en el instrumento para la ATDI, se estableció un punto de corte de 6.5 puntos. Además, se les presentó una breve encuesta semiestructurada con tres preguntas: “¿Cree que se debería modificar alguno de los ítems anteriores? ¿Cuál?”, “¿Piensa que existe algún ítem indispensable que no aparezca en la instrumento? ¿Cuál?” y “A continuación puede añadir una observación si lo considera oportuno:”. Con esta breve entrevista semiestructurada los autores querían conocer la experiencia y visión de los evaluadores del panel respecto a los ítems del instrumento (Tong, Sainsbury, & Craig, 2007).

De los 74 ítems que fueron evaluados por los miembros del panel, los siguientes fueron los que obtuvieron las mayores puntuaciones: “¿Hay mobiliario innecesario en alguna habitación que dificulte la ejecución de las AVD?” (9.28), “¿Está libre el trayecto a la habitación, cocina y cuarto de baño?” (9.17), “¿Hay silla o banco en la ducha o bañera en caso de no poder mantenerse de pie en la misma?” (9.17) y “Al salir de la ducha, ¿tiene la toalla y ropa de repuesto cerca para facilitar el secado y el vestido?” (9.11). Catorce ítems obtuvieron una puntuación inferior a 6.5, de ellos, los siguientes fueron los que obtuvieron la puntuación más baja: “¿Hay una pequeña libreta y bolígrafo/lápiz que facilite la toma de notas cuando se hable por teléfono?” (6.33), “¿El detergente y productos de limpieza están al alcance, siempre en el mismo sitio y con letra clara?” (6.38), “¿Limpia zonas pequeñas y toma frecuentes descansos?” (6.39), “¿La tabla de planchar se despliega con facilidad?” (6.39), “¿Utiliza guantes de cocina para coger ollas y/o sartenes calientes?” (6.44).

Tabla 1. Perfil de los miembros del panel de evaluadores de validez de contenidos.

Perfil	Experiencia con ictus	Visitas al domicilio por año
TO	2 años	10 o más
TO	14 años	2-10
TO y Fisioterapeuta	3 años	2-10
TO y Fisioterapeuta	10 años	0-2
Fisioterapeuta	20 años	0-2
Fisioterapeuta	15 años	0-2
Fisioterapeuta	1 año	0-2
Fisioterapeuta	1 año y 6 meses	10 o más
Fisioterapeuta	1 año	10 o más
Fisioterapeuta	8 años	2-10
Fisioterapeuta	16 años	10 o más
Fisioterapeuta	4 años	0-2
Fisioterapeuta	2 años y 3 meses	0-2
Fisioterapeuta	35 años	10 o más
Enfermera	1 año	0-2
Enfermero	37 años	10 o más
Enfermero	23 años	10 o más
Cuidadora principal	15 años	-
Paciente	20 años y 1 mes	-
Paciente	5 años	-
Paciente	1 año y 1 mes	-
Paciente	4 años y 5 meses	-
Paciente	2 años y 7 meses	-
Paciente	4 años	-
Paciente	1 año y 6 meses	-
Paciente	12 años	-
N		26

TO: Terapeuta Ocupacional

3.2.2.5 Resultados

Tras la evaluación del panel de evaluadores del instrumento ATDI, los ítems que recibieron mayor y menor puntuación en el área de domicilio fueron “¿Hay mobiliario innecesario en alguna habitación que dificulte la ejecución de las AVD?” (9.28) y “¿Hay una pequeña libreta y bolígrafo/lápiz que facilite la toma de notas cuando se hable por teléfono?” (6.33), en el área de baño fueron “¿Hay silla o banco en la ducha o bañera en caso de no poder mantenerse de pie en la misma?” (9.17) y “¿El cepillo de dientes tiene un mango grande que permita su uso con el lado afecto?” (6.79), en el área de habitación y vestido fueron “¿La cama se encuentra a una altura en la que la persona puede apoyar los pies en el suelo?” (8.72) y “¿Utiliza ropa ajustada?” (7.00), en el área de cocina y alimentación fueron “¿Los utensilios de cocina que se utilizan con mayor frecuencia se encuentran situados siempre en el mismo sitio, ordenados y accesibles?” (7.89) y “¿Utiliza guantes de cocina para coger ollas y/o sartenes calientes?” (6.44).

De la entrevista semiestructurada se extrajeron estas respuestas que ayudan a ilustrar y complementar el contenido.

- “Si hubiera tenido esta ayuda en los primeros meses tras el ictus hubiera sido todo mucho más fácil.”
- “Creo que los ítems recogen muy bien todo el tema de entorno que puede dificultar la independencia de los pacientes en la realización de las tareas.”
- “La mayoría de los pacientes no realizan ninguna tarea de limpieza o cocina, de ello se encargan los cuidadores normalmente. Con respecto al baño, habitación y vestido si intentan ser lo más independiente posible.”
- “Al llegar a la casa después de salir del hospital te encuentras muy perdido, sin saber qué hacer. Al final, a base de equivocarte acabas sabiendo qué debes hacer y qué no debes hacer, pero para ello hace falta entre 9 meses y un año”
- “Sería una gran ayuda para los que sufrimos esta enfermedad y volvemos a la casa, porque en ese momento estamos completamente solos y sin saber a dónde acudir. Acabas aprendiendo al hacer las cosas una y otra vez. Pero seguramente hayamos

empleado el doble de tiempo que si hubiéramos tenido esta intervención tras el alta.”

- “Como habéis introducido ítems sobre actividades básicas e instrumentales de la vida diaria, tal vez podríais incluir alguno sobre accesibilidad al portal, ascensor o aparcamiento. También sobre el acceso a los medicamentos, pastilleros o demás material sanitario.”
- “Hubiera sido muy útil, seguro. Y una ayuda no solo para mí, sino para mi mujer también”

3.2.2.6 Discusión

A la finalización de este estudio y habiendo desarrollado un instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un Ictus, mediante la valoración del entorno y la ejecución de las AVD y la intervención educativa con consejos, el objetivo planteado al inicio se ha cumplido.

Con los resultados obtenidos se puede deducir que los evaluadores consideraron prioritarios aquellos ítems que se centran en facilitar la ejecución en las actividades de la vida diaria relacionadas con el autocuidado del paciente en el domicilio en general y en las áreas de baño, habitación y vestido y cocina y alimentación, en particular. Puesto que los ítems que recibieron la puntuación más baja, y que por tanto, han sido eliminados del instrumento, fueron mayoritariamente los relacionados con la limpieza del hogar y la ropa.

El desarrollo del instrumento ATDI es similar al llevado a cabo por Oliver R et al. (Oliver, Blathwayt, Brackley, & Tamaki, 1993) en el estudio de desarrollo de la SAFER Tool (Safety Assessment of Function and the Environment for Rehabilitation Tool). Una herramienta desarrollada y validada para localizar los problemas que podrían encontrar las personas mayores en sus domicilios y de esta forma transformarlos en recomendaciones para la intervención y el tratamiento, y así, evitar el traslado de los mayores a una residencia antes de tiempo. Las características similares existentes entre ambos instrumentos y en el

desarrollo llevado a cabo para su creación, hacen pensar que el instrumento ATDI podría ser un instrumento válido y útil en este tipo de intervención en personas con ictus.

3.2.2.6.1 Fortalezas y debilidades

Para este estudio se ha contado con un amplio y multidisciplinar panel de evaluadores que ha valorado el instrumento desarrollado previamente por los autores en base a una ardua revisión bibliográfica y de guías de práctica clínica en el ictus. Por otra parte, este estudio es la fase de desarrollo de este instrumento, posteriormente deberá ser utilizada en un estudio con una amplia muestra de sujetos que hayan sufrido un ictus y sean dados de alta a sus domicilios para que, de esta forma, pueda ser validada.

3.2.2.7 Conclusiones

Con el instrumento ATDI se podrá evaluar el entorno y la ejecución de actividades de la vida diaria a través de sus ítems, localizando de esta forma los problemas que pueda haber y permitiendo al terapeuta proporcionar los consejos necesarios que ayuden a las personas que han sufrido un ictus y han sido dados de alta a sus domicilios adaptarse a su nueva situación y a las barreras que se les presenten.

En estudios futuros se validará el instrumento mediante su aplicación en una amplia muestra de personas que hayan sufrido un ictus y hayan sido dados de alta a sus domicilios.

3.2.2.8 Bibliografía

- Bergström, A., Guidetti, S., Tistad, M., Tham, K., von Koch, L., & Eriksson, G. (2012). Perceived occupational gaps one year after stroke: An explorative study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(1), 36-42. <http://doi.org/10.2340/16501977-0892>
- Bertilsson, A.-S., Ranner, M., von Koch, L., Eriksson, G., Johansson, U., Ytterberg, C., Tham, K. (2014). A client-centred ADL intervention: three-month follow-up of a randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 1-15. <http://doi.org/10.3109/11038128.2014.880126>
- Bouffoulox, É., Arnould, C., & Thonnard, J.-L. (2011). Satisfaction With Activity and Participation and Its Relationships With Body Functions, Activities, or Environmental Factors in Stroke Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(9), 1404-1410. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.03.031>
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., Watkins, C. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 42(1), 9-14. <http://doi.org/10.2340/16501977-0473>
- Gabel CP, Melloh M, Burkett B, Michener LA. «Lower Limb Functional Index: development and clinimetric measurements.» *Phys Ther.* 2012;92:98–110. (2012). *Physical Therapy*, 92(1), 184-184. <http://doi.org/10.2522/ptj.20100199.cx>
- Heinemann, A. W. (2010). Measurement of Participation in Rehabilitation Research. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(9), S1-S4. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.08.155>
- Ilse, I. B., Feys, H., de Wit, L., Putman, K., & de Weerd, W. (2008). Stroke caregivers' strain: prevalence and determinants in the first six months after stroke. *Disability and Rehabilitation*, 30(7), 523-530. <http://doi.org/10.1080/09638280701355645>

- Jongbloed, L. (1994). Adaptation to a Stroke: The Experience of One Couple. *The American Journal of Occupational Therapy*, 48(11), 1006-1013. <http://doi.org/10.5014/ajot.48.11.1006>
- Koositamongkol, S., Sindhu, S., Pinyopasakul, W., Nilanont, Y., & Redman, R. W. (2013). Factors influencing functional recovery in patients with acute ischemic stroke. *Collegian*, 20(4), 207-213. <http://doi.org/10.1016/j.colegn.2012.09.002>
- Lynn, M. R. (1986). Determination and quantification of content validity. *Nursing Research*, 35(6), 382-385.
- Oliver, R., Blathwayt, J., Brackley, C., & Tamaki, T. (1993). Development of the Safety Assessment of Function and the Environment for Rehabilitation (SAFER) tool. *Canadian Journal of Occupational Therapy. Revue Canadienne D'ergothérapie*, 60(2), 78-82.
- Patient-Reported Outcome Measurement Information Systems (PROMIS). Version 1.0 Item Banks. (2010). Recuperado a partir de <http://www.nihpromis.org/science/ItemClassification>
- Rudman, D. L., Hebert, D., & Reid, D. (2006). Living in a restricted occupational world: the occupational experiences of stroke survivors who are wheelchair users and their caregivers. *Canadian Journal of Occupational Therapy. Revue Canadienne D'ergothérapie*, 73(3), 141-152.
- Sawacha, Z., Carraro, E., Contessa, P., Guiotto, A., Masiero, S., & Cobelli, C. (2013). Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 95. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-10-95>
- Schulz, C. H., Hersch, G. I., Foust, J. L., Wyatt, A. L., Godwin, K. M., Virani, S., & Ostwald, S. K. (2012). Identifying Occupational Performance Barriers of Stroke Survivors: Utilization of a Home Assessment. *Physical & occupational therapy in geriatrics*, 30(2). <http://doi.org/10.3109/02703181.2012.687441>
- Tong, A., Sainsbury, P., & Craig, J. (2007). Consolidated criteria for reporting qualitative research (COREQ): a 32-item checklist for interviews and focus groups. *International*

Journal for Quality in Health Care, 19(6), 349-357.
<http://doi.org/10.1093/intqhc/mzm042>

van Heugten, C., Rasquin, S., Winkens, I., Beusmans, G., & Verhey, F. (2007). Checklist for cognitive and emotional consequences following stroke (CLCE-24): Development, usability and quality of the self-report version. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 109(3), 257-262. <http://doi.org/10.1016/j.clineuro.2006.10.002>

World Health Organization (WHO). (2001). *International Classification of Functioning, Disability and Health*.

3.2.2.9 Anexos

Anexo. Instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que sufren un ictus (Instrumento ATDI).

Nombre del usuario:

Fecha:

VALORACIÓN PARA EL ASESORAMIENTO TERAPÉUTICO DOMICILIARIO EN PERSONAS QUE SUFREN UN ICTUS

ÁREA	ÍTEMS	Si	No
Domicilio	¿Hay mobiliario que impida la marcha por el domicilio?		
	¿Está libre el trayecto a la habitación, cocina y cuarto de baño?		
	¿Hay mobiliario innecesario en alguna habitación que dificulte la ejecución de las AVD?		
	¿Hay cables sueltos que puedan molestar al paso?		
	¿Los pasillos están bien iluminados?		
	¿Hay alfombras sueltas en los pasillos o habitaciones?		
	¿Hay alfombras gruesas que impidan o dificulten el movimiento en silla de ruedas o andando?		
	¿El teléfono se encuentra a su alcance y promoviendo el uso de su miembro afecto?		
	¿Hay una lista con los números de teléfonos más importantes y necesarios junto al teléfono?		
	¿Los objetos que suele utilizar con asiduidad se encuentran siempre en el mismo sitio?		
	Estos objetos, ¿están a su alcance y promoviendo el uso de su miembro afecto? (cepillo de dientes, cubiertos en la mesa, cuchilla para afeitarse, mando de la televisión...)		
	¿La silla que utiliza para comer o en el baño tiene la altura adecuada para que pueda apoyar los pies en el suelo y las rodillas tengan una flexión de 90 grados aproximadamente?		
	¿La televisión se encuentra enfrente del lugar en el que se sienta para verla u orientada al lado afecto?		
	¿El ordenador se encuentra situado de tal forma que promocióne el uso de ambos miembros?		
	¿Los pomos de las puertas permiten un correcto agarre para poder abrir y cerrar las mismas?		
	¿Existen zonas resbaladizas en la casa?		
¿Hay pasamanos en las escaleras?			
Baño	¿El inodoro se encuentra a la altura adecuada para que los pies queden apoyados y las rodillas con una flexión de unos 90 grados aproximadamente?		
	¿El papel higiénico está accesible?		
	¿Tiene instalados asideros a los lados del váter?		
	¿Tiene establecida una rutina de micción y/o defecación?		
	¿Hay suelo antideslizante dentro de la ducha o bañera?		
	¿Hay silla o banco en la ducha o bañera en caso de no poder mantenerse de pie en la misma?		
	¿Los grifos son fácilmente regulables mediante el mango?		
	¿Poseen los grifos un indicador claro de frío y caliente?		
	¿Utiliza la mano sana para controlar la temperatura del agua?		
	¿La alcachofa es regulable o de uso manual?		
¿El jabón de mano, gel y champú se encuentran en dosificadores?			

	¿Utiliza una esponja con mango para facilitar y poder ducharse de forma independiente todo el cuerpo?		
	¿Tiene colocada una alfombrilla que evite los resbalones a la salida de la ducha?		
	Al salir de la ducha, ¿tiene la toalla y ropa de repuesto cerca para facilitar el secado y el vestido?		
	¿El espejo del baño se encuentra a la altura adecuada o inclinado para que la persona pueda verse?		
	¿Controla diariamente su higiene bucal?		
	¿El cepillo de dientes tiene un mango grande que permita su uso con el lado afecto?		
	En caso de afeitarse, ¿utiliza una maquinilla eléctrica para facilitar y simplificar el afeitado incluso con el lado afecto?		
	¿El lavabo está despejado por abajo para así poder sentarse mientras realiza las tareas de aseo?		
	¿Los utensilios de aseo se encuentran a la vista, accesibles y enfocados para su uso con el lado afecto?		
	¿El peine tiene un mango largo y con cierto ángulo que facilite esta tarea del peinado?		
	¿El jabón de manos se encuentra en un dosificador y situado por el lado afecto?		
Habitación y vestido	¿La ropa que utiliza frecuentemente se encuentra bien clasificada y accesible?		
	¿Los pomos de los armarios y/o cajones son de fácil apertura?		
	¿Tiene un interruptor cerca de la cama y el camino despejado para ir al baño por la noche?		
	¿La cama se encuentra a una altura en la que la persona puede apoyar los pies en el suelo?		
	¿Hay objetos o mobiliario en la habitación que interrumpan la movilidad y la ejecución de las AVD?		
	¿Ordena la ropa en la correcta secuencia antes de vestirse?		
	¿Se viste sentado en la cama o en una silla?		
	¿Se viste empezando por el lado afecto?		
	¿Se desviste empezando por el lado sano?		
	¿Coloca su pierna afecta encima de la sana para facilitar el vestido de las extremidades inferiores?		
	¿Utiliza ropa ajustada?		
	¿Utiliza zapatos de suela antideslizante?		
Cocina y alimentación	¿Los utensilios de cocina que se utilizan con mayor frecuencia se encuentran situados siempre en el mismo sitio, ordenados y accesibles?		
	¿Está la cocina despejada de objetos innecesarios que aporten demasiada información y entorpezcan las AVD?		
	¿El frigorífico está organizado para que quede a una altura adecuada los alimentos más imprescindibles?		
	En la mesa, ¿coloca los cubiertos y el vaso favoreciendo la participación del lado afecto?		
	¿Se sienta de forma erguida y frente al plato?		
	¿Utiliza ambos miembros para así poder comer de forma independiente?		
	En caso de tener dificultad para pinchar algunos alimentos, ¿utiliza una alfombrilla antideslizante o alguna ayuda similar?		
	¿Utiliza cubiertos con mangos anchos?		
	¿Está la mesa a una altura correcta para que pueda entrar una silla con reposabrazos o una silla de ruedas?		

Nombre del paciente:

Fecha:

CONSEJOS PARA EL ASESORAMIENTO TERAPEUTICO DOMICILIARIO TERAPÉUTICO DOMICILIARIO EN PERSONAS QUE SUFREN UN ICTUS

(Marcar con una X aquellos consejos cuyos ítems hayan sido deficientes en la valoración)

Quitar el mobiliario que impida la marcha por el domicilio	
Dejar el camino libre a la habitación, cocina y cuarto de baño	
Quitar el mobiliario innecesario que dificulte la ejecución de las AVD en las habitaciones que sea necesario	
Retirar los cables que estén sueltos y puedan molestar el paso	
Iluminar correctamente los pasillos	
Quitar las alfombras sueltas en los pasillos o habitaciones	
Retirar las alfombras gruesas que puedan provocar caídas	
Colocar el teléfono a su alcance, promoviendo el uso de su miembro afecto	
Colocar una lista con los números de teléfonos más importantes y necesarios junto al teléfono	
Situar los objetos que suele utilizar con asiduidad en el mismo sitio	
Colocar dichos objetos a su alcance y promoviendo el uso de su miembro afecto (cepillo de dientes, cubiertos en la mesa, cuchilla para afeitarse, mando de la televisión...)	
Utilizar sillas, para comer o en el baño, que permitan apoyar los pies en el suelo y las rodillas tengan una flexión de 90 grados aproximadamente	
Situar la televisión enfrente del lugar en el que se sienta para verla u orientada al lado afecto	
Colocar el ordenador de forma que promocióne el uso de ambos miembros	
Utilizar pomos en las puertas que permitan un correcto agarre para poder abrir y cerrar las mismas	
Evitar que existan zonas resbaladizas en la casa	
Instalar un pasamanos en las escaleras	
Adaptar el inodoro para que los pies queden apoyados y las rodillas con una flexión de unos 90 grados aproximadamente	
Colocar el papel higiénico para que esté a su alcance	
Instalar asideros a los lados del váter	
Crear una rutina para la micción y/o defecación	
Colocar suelo antideslizante dentro de la ducha o bañera	
Colocar una silla o banco en la ducha o bañera en caso de no poder mantenerse de pie en la misma	
Utilizar grifos con mangos de fácil agarre y regulación	
Utilizar grifos con indicadores claros de frío y calor	
Utilizar la mano sana para controlar la temperatura del agua	
Utilizar una alcachofa que sea regulable o de uso manual	
Utilizar dosificadores para el jabón de mano, gel y champú	
Utilizar una esponja con mango para facilitar y poder ducharse de forma independiente todo el cuerpo	
Colocar una alfombrilla antideslizante en la salida de la ducha	
Al salir de la ducha, colocar la toalla y ropa de repuesto cerca para facilitar el secado y el vestido	

Recolocar o inclinar el espejo del baño para que la persona pueda verse	
Colocar un mango ancho en el cepillo de dientes para poder ser utilizado con el miembro afecto	
En caso de afeitarse, utilizar una maquinilla eléctrica para facilitar el afeitado incluso con el lado afecto	
Despejar el lavabo por abajo para así poder sentarse mientras realiza las tareas de aseo	
Colocar los utensilios de aseo a la vista, accesibles y situados para su uso con el lado afecto	
Utilizar un peine que tenga el mango largo y con cierto ángulo que facilite el peinado	
Colocar el jabón de manos promoviendo el uso del lado afecto	
Colocar la ropa que utilice frecuentemente bien clasificada y accesible	
Utilizar pomos de fácil agarre en los armarios y/o cajones	
Tener un interruptor de luz cerca de la cama y el camino despejado para ir al baño por la noche	
Usar una cama que tenga una altura adecuada para que pueda apoyar los pies en el suelo	
Quitar los objetos o mobiliario de la habitación que interrumpan la movilidad y la ejecución de las AVD	
Ordenar la ropa en la correcta secuencia antes de vestirse	
Vestirse sentado en la cama o en una silla	
Vestirse empezando por el lado afecto	
Desvestirse empezando por el lado sano	
Colocar su pierna afecta encima de la sana para facilitar el vestido del miembro inferior	
No utilizar ropa muy ajustada	
Utilizar zapatos con suela antideslizante	
Situar los utensilios de cocina que se utilicen con mayor frecuencia en el mismo sitio, ordenados y accesibles	
Despejar la cocina de objetos innecesarios que aporten demasiada información y entorpezcan las AVD	
Organizar el frigorífico para que queden a una altura adecuada los alimentos más imprescindibles	
Colocar en la mesa los cubiertos y el vaso favoreciendo la participación del lado afecto	
Sentarse de forma erguida y frente al plato	
Utilizar ambos miembros para así poder comer de forma independiente	
En caso de tener dificultad para pinchar algunos alimentos, utilizar una alfombrilla antideslizante o alguna ayuda similar	
Utilizar cubiertos con mangos anchos	
Para comer, sentarse en una mesa cuya altura permita que entre una silla con reposabrazos o una silla de ruedas	

3.2.3 Efectividad de una intervención educativa domiciliaria en personas mayores en fase aguda de ictus desde terapia ocupacional.

Pendiente de publicación

3.2.3.1 Resumen

Introducción. Las personas que sufren un ictus, tras el alta a sus domicilios, se encuentran con un entorno lleno de barreras y dificultades que les limitan y reducen las ocupaciones diarias. El entorno domiciliario es considerado mucho más que un medio físico, ya que aporta a la persona seguridad, confort, independencia, autonomía, identidad y privacidad.

Diseño. Ensayo clínico aleatorizado.

Participantes. La muestra total del estudio está compuesta por 18 personas mayores (70.44 años) en fase aguda de ictus (11 mujeres).

Mediciones. Se llevó a cabo un análisis descriptivo y de frecuencias para las variables sociodemográficas y de las variables de resultado en la base. Tras el análisis de la normalidad de los datos obtenidos se realizó un análisis descriptivo de las variables principales para ambos grupos y se procedió al análisis inferencial mediante la prueba *t*-Student para muestras independientes y dentro del mismo grupo la *t*-Student para muestras relacionadas para comparar la medición basal con la de post intervención y la basal con la de seguimiento.

Resultados. No se encontraron diferencias significativas en las comparaciones intergrupo en las principales variables de resultado ($t < 1.65$). Sí se hallaron diferencias intragrupo del grupo experimental entre la medición basal y la de seguimiento en el FIM de 9.66 puntos ($p=0.03$), en el BI de 7.77 puntos ($p=0.05$) y en el SIS-16 de 4.11 puntos ($p=0.03$)

Conclusiones. Las comparaciones intragrupo del grupo experimental muestran la efectividad de la intervención educativa frente a la no intervención. Sin embargo, la falta de significación en las comparaciones intergrupo muestra que la efectividad de la intervención educativa domiciliaria es similar a la de la intervención del grupo control.

Palabras clave. AVD, ictus, consejos, instrumento ATDI, terapia ocupacional.

3.2.3.2 Abstract

Background. When people who have suffered a stroke are discharged to their homes they often find the home environment presents difficulties that limit daily activities. The home environment is much more than a physical space; it should be a source of safety, comfort, independence, autonomy, identity and privacy.

Design. Randomised controlled trial.

Participants. The sample consisted of 18 elderly people (11 women, *M* age=70.44 years) in the acute phase of stroke.

Measurements. We confirmed the normality of the data before carrying out descriptive and inferential analyses of the main variables for experimental and control group using Student's *t*-test for independent samples to compare the groups, and Student's *t*-test for related samples for within-group comparisons between baseline, post-intervention and follow-up data.

Results. There were no group differences in the main outcome variables ($t < 1.65$). In the intervention group there were differences between baseline and follow-up assessments of FIM ($\Delta = 9.66$ points, $p = 0.03$), BI ($\Delta = 7.77$ points, $p = 0.05$) and SIS-16 ($\Delta = 4.11$ points, $p = 0.03$).

Conclusions. Results obtained in the intragroup comparison of experimental group show the effectiveness of the educational intervention versus non-intervention. The lack of intergroup differences indicates that the home educational intervention was no more effective than the control group intervention.

Keywords. ADL, stroke, advice, HTAS, occupational therapy.

3.2.3.3 Introducción

Las personas que sufren un ictus, son ingresadas en el hospital y, posteriormente, dadas de alta a sus domicilios, pasan por un proceso complejo al encontrarse un entorno que antes era seguro confortable lleno de barreras y dificultades que les limitan y reducen las ocupaciones diarias. Por consiguiente, experimentan un descenso en la calidad de vida y una gran frustración causada por las limitaciones físicas y psicosociales que padecen tras el ictus (Hodson, Aplin, & Gustafsson, 2016).

Cuando se realiza la planificación del alta al domicilio se suelen tener en cuenta únicamente las limitaciones funcionales de la persona con ictus, pero no se incorporan otros aspectos importantes para el paciente como su hogar y entorno social (Hodson et al., 2016). Diferentes estudios previos examinaron el impacto que tiene el ictus sobre la persona que lo sufre, demostrando que los déficits físicos, cognitivos y de comunicación, combinados con las barreras del entorno, frecuentemente producen alteraciones en los roles, las rutinas y ocupaciones diarias (Schulz et al., 2012). El entorno domiciliario es considerado mucho más que un medio físico, ya que aporta a la persona seguridad, confort, independencia, autonomía, identidad y privacidad (Hodson et al., 2016).

La terapia ocupacional (TO) es la disciplina encargada principalmente de la recapacitación y el reasentamiento de los usuarios en su entorno, por lo que el terapeuta ocupacional es parte fundamental en el proceso de rehabilitación de los usuarios que han sufrido un ictus (Walker et al., 2004; Walker, Sunnerhagen, & Fisher, 2013). Existen numerosos estudios en los que se llevó a cabo una intervención domiciliaria desde TO con personas con ictus que mostraron mejoras en la funcionalidad, así como un mayor grado de satisfacción y seguridad entre usuarios y familiares al ser tratados en su propio entorno (Langhorne & Legg, 1999; Walker, Hawkins, Gladman, & Lincoln, 2001). Además, hay evidencia científica de que la intervención guiada desde TO en el domicilio puede evitar la pérdida de capacidades para la ejecución de las actividades básicas e instrumentales de la vida diaria en usuarios que han sufrido un ictus (Slijper, Svensson, Backlund, Engström, & Sunnerhagen, 2014; Walker et al., 2013).

Las intervenciones educativas han sido aplicadas con anterioridad en otros estudios para promover el aprendizaje o reaprendizaje de comportamientos o capacidades mediante la participación activa del usuario, factor clave sobre el que radica su demostrada efectividad en diferentes grupos poblacionales (Estebansari, Taghdisi, Rahimi Foroushani, Eftekhar Ardebili, & Shojaeizadeh, 2014). Por otro lado, la participación en las actividades de la vida diaria suele sufrir restricciones severas durante los tres primeros meses tras el ictus; por ello, la intervención educativa en el domicilio supondría una mejora en la calidad de vida de estos usuarios (Bertilsson et al., 2014). Tras realizar una revisión bibliográfica, no se han encontrado estudios que realicen una intervención educativa en el domicilio desde terapia ocupacional.

El objetivo de este estudio es analizar la efectividad de una intervención educativa domiciliaria a través de un programa específico de terapia ocupacional para facilitar la adaptación al entorno familiar y mejorar la funcionalidad e independencia en la ejecución de las AVD de las personas en fase aguda de ictus (<3 meses tras episodio) y han sido dados de alta a sus hogares.

La hipótesis de partida del presente estudio es que esta intervención educativa en el domicilio de personas con ictus tras el alta supondrá una importante mejora en su independencia, funcionalidad y adaptación a su entorno familiar.

3.2.3.4 Material y método

3.2.3.4.1 Diseño y participantes

Se trata de un ensayo clínico aleatorizado realizado según las normas Consort (Campbell, Elbourne, & Altman, 2004). La muestra fue identificada y reclutada por un neurólogo y un residente de la Unidad de ictus del Hospital Regional Universitario de Málaga desde junio a diciembre de 2015. La muestra total del estudio está compuesta por 18 adultos (11 mujeres). Los criterios de inclusión en el estudio fueron haber sufrido un ictus en un periodo máximo de tres meses previos al reclutamiento (fase aguda) con dependencia modificada (puntuación en Barthel Index entre 20 y 80 y entre 50 y 100 puntos en la Funcional

Independence Measure (FIM), una media de seis puntos para cada ítem), sin déficits cognitivos severos (puntuación >17 en el Mini-Mental State Examination) y haber sido dados de alta a sus domicilios (Bergström et al., 2012; Tistad, von Koch, Sjöstrand, Tham, & Ytterberg, 2013; Tombaugh & McIntyre, 1992). Fueron excluidos del estudio a aquellos pacientes con demencia o déficit cognitivo severo, que sufrieran algún problema respiratorio, cardiovascular, ortopédico, metabólico severo o alguna patología neurológica secundaria, también aquellas personas que necesitaran ayuda física para la bipedestación y/o que hubieran sido intervenidos quirúrgicamente en los miembros inferiores en los doce meses previos al estudio (Perez-Cruzado, González-Sánchez, & Cuesta-Vargas, 2014).

3.2.3.4.2 Consideraciones éticas

Para llevar a cabo este estudio se tuvo en cuenta la guía de Buena Práctica Clínica (BPC) de la Conferencia Internacional de Armonización (ICH). Garantizándose así la protección de los derechos, la seguridad y el bienestar de los sujetos del ensayo de acuerdo con los principios de la Declaración de Helsinki, así como la credibilidad de los datos del ensayo clínico.

Antes de cada intervención se presentó a cada participante y su familia la hoja informativa y el consentimiento informado en los que se les explicó el desarrollo del estudio, la voluntariedad del mismo y la protección de sus datos personales según la ley orgánica de protección de datos LOPD 15/1999, de 13 de diciembre. Todos los participantes debieron entregar un consentimiento informado firmado para poder ser incluidos en el presente estudio.

3.2.3.4.3 Intervención grupo experimental

La intervención educativa consistió en la evaluación ergonómica del domicilio, así como de la ejecución de las AVD por parte de las personas en fase aguda de ictus que fueron dados de alta a sus domicilios.

En primer lugar, el terapeuta utilizó la checklist de 60 ítems del instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas con Ictus (ATDI) para valorar qué aspectos eran deficitarios en la ejecución de las AVD y qué barreras existían en el domicilio general, la habitación, el baño y la cocina, en particular.

Posteriormente, el terapeuta les dio los consejos relativos a los déficits observados respecto a ergonomía y/o ejecución de las AVD a los participantes. Estos consejos fueron orientados a la promoción de la participación activa del lado afecto en la ejecución de las AVD, a mostrar la forma más adecuada de realizar determinadas tareas acorde a su situación tras el ictus o a la modificación del entorno en el que se desarrollan las AVD, lo que supondría una facilitación en la ejecución de las mismas.

De esta manera, se les aporta una guía personalizada para dar solución a los déficits, barreras y limitaciones que encuentran en sus domicilios tras el alta hospitalaria.

3.2.3.4.4 Intervención grupo control

El protocolo establecido por el Sistema Andaluz de Salud para el proceso rehabilitador en pacientes que son dados de alta a sus domicilios con este perfil, son dos sesiones semanales en la unidad externa del hospital de fisioterapia.

3.2.3.4.5 Variables de resultado

En el presente estudio se midió el nivel de dependencia de los pacientes, capacidad cognitiva y motora, nivel y calidad de vida, apoyo social y condición física (equilibrio, marcha, fuerza miembros inferiores, giro, etc.) mediante una amplia batería de escalas y test funcionales (ver tabla 1).

Tabla 1. Variables de resultado del estudio.

Test o escala	Medición	Número de ítems	Tratamiento estadístico	Tipo de variable
Functional Independence Measure	Nivel de dependencia	18	ICC=0.124-0.661 (Kohler et al., 2009)	Principal
Barthel Index	Nivel de dependencia	10	ICC=0.90-0.96 (Collin et al., 1988; Duffy et al., 2013)	Secundaria
Mini-Mental State Examination	Deterioro cognitivo	11	ICC=0.69 (Molloy & Standish, 1997)	Secundaria
Canadian Neurological Scale	Función cognitiva y motora	7	Kappa=0.76 (D'Olhaberriague et al., 1996)	Secundaria
Stroke Impact Scale-16	Nivel de vida	16	ICC = 0.70-0.92 (Duncan et al., 1999)	Secundaria
Trunk Control Test	Control del tronco	4	ICC=0.76 (Collin & Wade, 1990)	Secundaria
Modified Rankin Scale	Independencia funcional	1	Kappa=0.95-0.99 (Wilson et al., 2002)	Secundaria
Perceived Social Support Scale	Apoyo social	12	ICC=0.72 to 0.85 (Arechabala Mantuliz & Miranda Castillo, 2002)	Secundaria
Escala de Calidad de Vida en Ictus-38	Calidad de vida	38	ICC=0.81-0.96 (Concepción et al., 2008)	Secundaria
Functional Reach Test	Equilibrio	NA	ICC = 0.90 to 0.95 (Lexell et al., 2005)	Secundaria
Romberg test	Equilibrio	NA	EO: 0.89; EC: 0.86 (Birmingham, 2000; Antonio Ignacio Cuesta-Vargas et al., 2011)	Secundaria
Time Up and Go	Equilibrio, marcha, giro y riesgo de caída	NA	ICC=0.96 (Lexell et al., 2005)	Secundaria
Dinamómetro portable	Fuerza en miembros superiores	NA	ICC=0.98 (Cuesta-Vargas et al., 2011)	Secundaria
Timed-stands test	Fuerza en miembros inferiores	NA	ICC=0.994 (Mong et al., 2010b)	Secundaria
Cuestionario sociodemográfico	Datos sociodemográficos	25	NA	Secundaria

NA: no aplicable

3.2.3.4.6 Procedimiento

Los usuarios fueron reclutados para el estudio de manera telefónica por un neurólogo y un residente de la Unidad de Ictus del Hospital Regional Universitario de Málaga desde junio a noviembre de 2015. La evaluación inicial comenzó con la visita del terapeuta ocupacional al domicilio de los usuarios, en la que les explicó en detalle el estudio a los usuarios, se les entregó una hoja de información y preguntas frecuentes, y firmaron el consentimiento informado. Tras esto, el terapeuta les pasó a los participantes de ambos grupos un cuestionario sociodemográfico y antropométrico y diferentes test y escalas (tabla 1) para recoger las variables de resultado.

La intervención educativa fue llevada a cabo por el terapeuta ocupacional en esta primera visita al domicilio con los participantes del grupo experimental. La intervención comenzó con la valoración de la ergonomía del domicilio y la ejecución de algunas AVD mediante el uso de la checklist de 60 ítems de la ATDI. Tras localizar en la checklist aquellos ítems considerados por el terapeuta como incumplidos, pasó a señalar los consejos relativos a esos ítems en la hoja de consejos de la ATDI. Estos consejos iban orientados a la promoción de la participación activa del lado afecto en la ejecución de las AVD, a mostrar la forma más adecuada de realizar determinadas tareas acorde a su situación tras el ictus, o a la modificación del entorno en el que se desarrollan las AVD, lo que podría suponer una facilitación en la ejecución de las mismas.

Las variables de resultado fueron medidas en la base, a las dos y cuatro semanas del inicio de las intervenciones. Posteriormente, los investigadores realizaron el análisis y la comparación de las variables de resultado del grupo experimental y del grupo control.

3.2.3.4.7 Análisis estadístico

La muestra fue dividida en dos grupos, grupo experimental (n=9) y grupo control (n=9). La distribución y aleatorización fue llevada a cabo por un investigador cegado mediante un proceso de aleatorización desarrollado con un software que generaba números aleatorios.

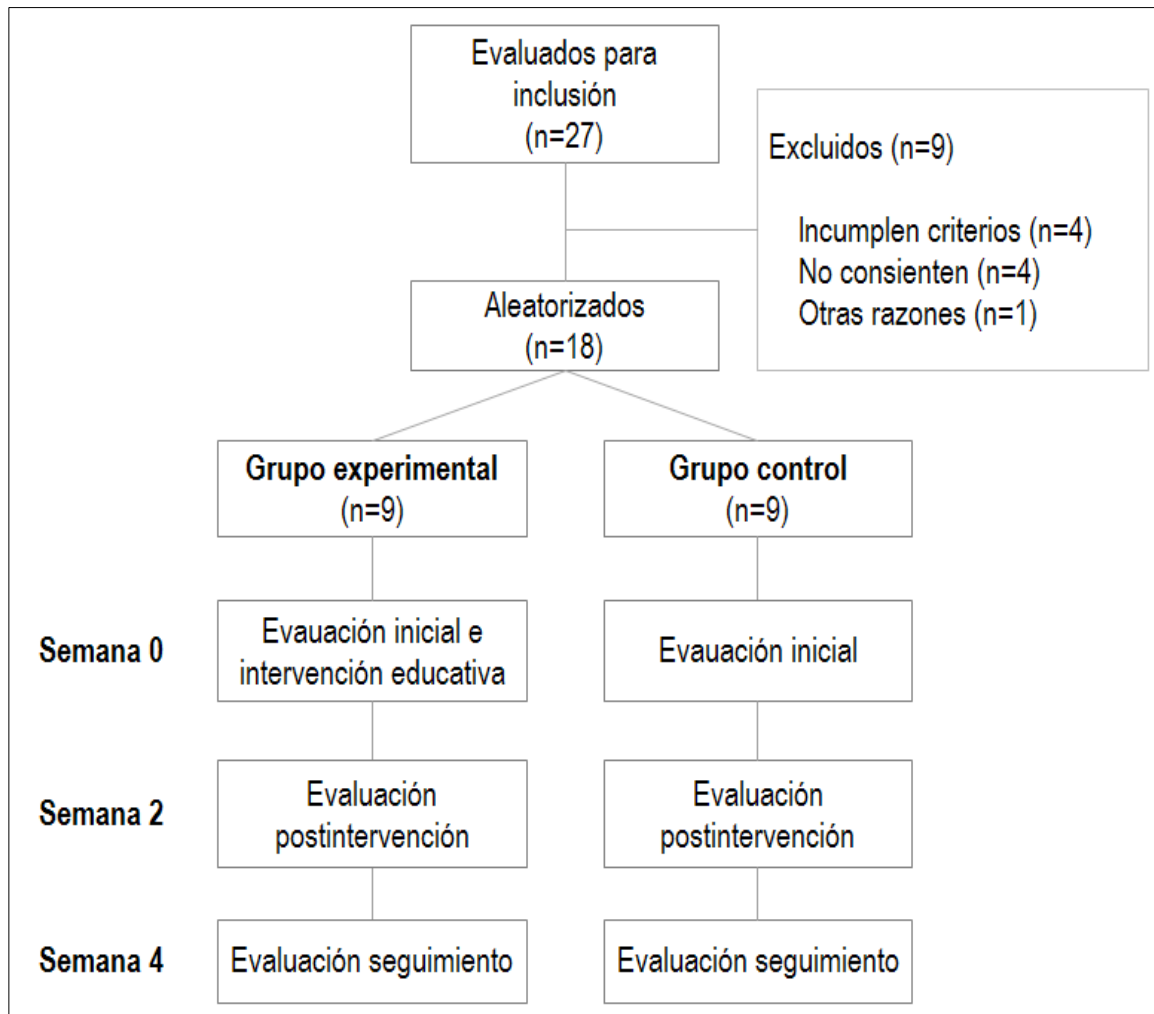


Figura 1. Flujograma del ensayo clínico aleatorio.

Se llevó a cabo un análisis descriptivo (media, desviación típica y significación) y de frecuencias para representar los resultados obtenidos de las variables sociodemográficas y de las variables de resultado en la base. Posteriormente, se analizó la normalidad de los datos obtenidos de las variables principales en la medición basal mediante la prueba Shapiro-Wilk. Tras esto, se realizó un análisis descriptivo (media y desviación típica) de las variables principales para ambos grupos y se procedió al análisis inferencial entre las variables principales entre ambos grupos mediante la prueba *t*-Student para muestras independientes (significación y estadístico *t*) y dentro del mismo grupo la *t*-Student para muestras relacionadas (significación) para comparar la medición basal con la de post intervención y la basal con la de

seguimiento. Los análisis se realizaron por intención a tratar y fueron efectuados con el software estadístico SPSS 19.0 (Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versión 19 para Windows, Illinois, EEUU). El índice de significación se estableció en valores $p \leq 0.05$.

Así mismo, se calculó la potencia clínica del estudio a posteriori utilizando como variable dependiente la variable principal Functional Independence Measure, con un tamaño del efecto d igual a 0.59 (Houlden et al., 2006) y α igual a 0.05; la potencia ($1-\beta$) fue igual a 0.32 (32%). El cálculo de la potencia clínica fue realizado mediante el software estadístico G*Power 3.1.

3.2.3.5 Resultados

Tabla 1. Comparación entre grupos en la medición basal de los datos antropométricos.

	Grupo experimental	Grupo control	
	Mean (SD)	Mean (\pm SD)	Significación
Edad (años)	72.22 (\pm 11.97)	68.67 (\pm 11.20)	0.67
Peso (kg)	67.67 (\pm 13.23)	76.56 (\pm 12.90)	0.16
Altura (cm)	161.44 (\pm 12.03)	160 (\pm 6.56)	0.52
IMC (kg/m ²)	25.93 (\pm 4.30)	30.02 (\pm 5.67)	0.31
N (mujer-hombre)	9 (6-3)	9 (5-4)	

Las tablas 1 y 2 muestran los datos antropométricos y sociodemográficos de los participantes del estudio en la medición basal. Las significaciones obtenidas mediante la prueba estadística Shapiro-Wilk superan el nivel α de 0.05, es decir, los datos tienen distribuciones normales. Cabe destacar que únicamente el 11.1% de los participantes del grupo experimental y el 33.3% de los participantes del grupo control recibieron tratamiento de rehabilitación en el hospital antes del alta al domicilio. La severidad del ictus de los participantes del estudio fue moderada (corte de entre 60 y 85 en el Barthel Index y entre 40 y 70 en el SIS) (Duncan et al., 1999, p. 99; Sánchez Blanco, Ochoa Sangrador, & Izquierdo Sánchez, 2000).

Tabla 2. Comparación entre grupos en la medición basal de los datos sociodemográficos.

		Grupo experimental	Grupo control
		%	%
Género	Hombres	33.3	44.4
	Mujeres	66.7	55.6
Nacionalidad	Española	100	100
	Casados	33.3	66.7
Estado marital	Divorciados	11.1	
	Viudos	55.6	33.3
	Sin estudios	55.6	33.3
Nivel educativo	E. primaria	11.1	44.4
	E. secundaria	11.1	22.2
	E. universitaria	22.2	
Etiología del ictus	Isquémico	77.8	66.7
	Hemorrágico	22.2	33.3
Lateralidad de la hemiplejía	Derecha	100	77.8
	Izquierda		22.2
¿Independiente previamente?	Sí	88.9	66.7
	No	11.1	33.3
¿Servicio de cuidados previos?	Sí	11.1	33.3
	No	88.9	66.7
Situación laboral	Activo con empleo		11.1
	Activo sin empleo	11.1	11.1
	Jubilado	88.9	77.8
¿Rehabilitación en el hospital?	Sí	11.1	33.3
	No	88.9	66.7
Tipo de rehabilitación recibida	Fisioterapia	100	66.7
	Logopedia		33.3
¿Rehabilitación durante la intervención educativa?	Sí	66.7	33.3
	No	33.3	66.7
Tipo de rehabilitación durante la intervención educativa	Fisioterapia	83.3	66.7
	Logopedia	16.7	33.3
N (mujer-hombre)		9 (6-3)	9 (5-4)

Tabla 3. Resultados basales, post intervención y seguimiento de las medidas del FIM, el BI, la ESCVI-38, el SIS-26 y el TUG incluyendo los cambios entre grupos y en el mismo grupo.

	Tiempo	Grupo experimental	Grupo control	Sig.	t
		Mean (SD)	Mean (SD)		
FIM	Basal	96.78 (± 17.61)	101.67 (± 28.47)	0.21	-0,44
	Postintervención	100 (± 14.62)	103 (± 25.92)	0.17	-0.30
	Sig.	0.12	0.20		
	Seguimiento	106.44 (± 13.17)	105.11 (± 22.46)	0.22	0.15
	Sig.	0.03*	0.14		
BI	Basal	66.67 (± 20.31)	70 (± 32.88)	0.24	-0.26
	Postintervención	68.33 (± 18.20)	72.78 (± 27.96)	0.28	-0.40
	Sig.	0.20	0.25		
	Seguimiento	74.44 (± 20.38)	74.44 (± 25.18)	0.68	0.00
	Sig.	0.05*	0.22		
SIS-16	Basal	46.33 (± 12.13)	46.67 (± 16.70)	0.72	-0.05
	Postintervención	47.89 (± 10.79)	47.67 (± 15.35)	0.59	0.04
	Sig.	0.15	0.12		
	Seguimiento	50.44 (± 10.82)	50.11 (± 13.99)	0.72	0.06
	Sig.	0.03*	0.06		
N		9	9		
TUG	Basal	18.42 (± 6.53)	14.61 (± 1.79)	0.12	1.25
	Postintervención	18.12 (± 6.61)	14.85 (± 1.94)	0.05*	1.06
	Sig.	0.63	0.32		
	Seguimiento	17.54 (± 6.86)	15.02 (± 2.43)	0.04*	0.77
	Sig.	0.39	0.48		
N		6	5		

FIM: Functional Independence Measure; BI: Barthel Index; SIS: Stroke Impact Scale; TUG: Timed Up and Go; Sig.: Significación: * ≤ 0.05

En la tabla 3 se pueden observar los resultados obtenidos en las principales variables de resultado en la medición basal, postintervención (dos semanas) y de seguimiento (cuatro semanas). Destaca la falta de significación y los valores del estadístico t inferiores al valor de la t crítica (1.65) en la comparación intergrupo. Cabe destacar también la existencia de diferencias significativas intragrupo del grupo experimental entre la medición basal y la de seguimiento en el FIM, BI y SIS-16 y la ausencia de la misma en el grupo control. Estos

resultados unidos a la potencia ($1-\beta$) del 32% calculada *a posteriori* (<80%), más la incipiente diferencia significativa intergrupo observada en el TUG, denotan un error beta o tipo II en el presente estudio.

3.2.3.6 Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio piloto no arrojan la suficiente evidencia para confirmar la mayor efectividad del tratamiento estandarizado del Servicio Andaluz de Salud junto a esta intervención educativa domiciliaria frente a la aplicación de este únicamente. Por otra parte, los cambios significativos observados en el grupo experimental, y la ausencia de los mismos en el grupo control, en las variables de resultado (FIM, BI y SIS-16) y su concordancia con estudios previos similares, muestran indicios de dicha efectividad.

3.2.3.6.1 Functional Independence Measure

Los adultos mayores en fase aguda de ictus que recibieron la intervención educativa obtuvieron una puntuación de 96.78 en la evaluación basal, de 100 en la evaluación postintervención (2 semanas) y de 106.44 en la evaluación de seguimiento (4 semanas). El grupo control (68.7 años) obtuvo una puntuación en el FIM de 101.67, 103 y 105.11 en la primera, segunda y tercera evaluación, respectivamente. Las diferencias encontradas entre ambos grupos en las evaluaciones realizadas no fueron significativas. Tras el análisis de las comparaciones intragrupo el grupo control no mostró cambios significativos mientras que en el grupo experimental se observó un cambio significativo en el FIM de 9.66 puntos ($p=0.03$) entre la medición basal y la de seguimiento.

Grupos de mayores con ictus de estudios previos mostraron cambios de 15.7 (agudos, 67.5 años) (Santana et al., 2016), 19.99 (crónicos, 64.43 años) (Aydin et al., 2016), 5.29 (crónicos, 68.5 años) (Allen et al., 2014) y 18.5 puntos (agudos, 67.5 años) (Santana et al., 2016) en el FIM habiendo transcurrido 2, 3, 6 y 6 meses, respectivamente, desde el inicio de las intervenciones domiciliarias que incluían modificaciones en el domicilio,

recomendaciones en el uso de ayudas técnicas y rehabilitación neurológica (Santana et al., 2016; Allen et al., 2014; Aydin et al., 2016). La falta de concordancia entre estos resultados, a excepción de Allen et al., y los obtenidos en el presente estudio en los cambios del FIM podría deberse, principalmente, al número de sesiones recibidas por los pacientes, ya que en el presente estudio los pacientes recibieron una única sesión mientras que en los estudios comparados recibieron 8 (Santana et al., 2016), 24 (Aydin et al., 2016) y 33 sesiones (Allen et al., 2014); y a las diferencias temporales existentes entre las mediciones, puesto que esta amplitud temporal supone un aumento del margen de mejora de la independencia en el paciente a causa de la evolución natural de la patología y el efecto de la propia intervención. A priori, parece no haber diferencia en la efectividad de la intervención domiciliaria entre pacientes en fase aguda o crónica de ictus, aunque sí es destacable que el número de sesiones para un efecto similar en el FIM tendría que ser el doble en pacientes crónicos (Aydin et al., 2016; Santana et al., 2016).

Estudios previos que midieron el FIM en diferentes grupos de mayores con ictus (68.9 años) que vivían en sus hogares sin recibir una intervención directa mostraron cambios de 2.5 (agudos, 74.4 años) (Gräsel, Biehler, Schmidt, & Schupp, 2005), 4.9 (agudos, >65 años) (Shen, Cordato, Chan, Hung, & Karr, 2006), 7.4 (Shen et al., 2006) y 3.8 (crónicos, 69.4 años) (Mutai, Furukawa, Nakanishi, & Hanihara, 2016) puntos habiendo transcurrido 6, 6, 12 y 24 meses, respectivamente, desde la medición basal. Estos resultados denotan la efectividad de la intervención educativa domiciliaria frente a la no intervención en pacientes con ictus. Puesto que los cambios observados en el FIM en el presente estudio (3.22 y 9.66 puntos) son similares a los cambios observados en estos estudios pero con tiempos muy dispares entre mediciones, con una diferencia mínima de 5 meses. Es decir, llevar a cabo esta intervención educativa domiciliaria (una sesión) produce efectos similares en la independencia funcional en personas mayores con ictus a los producidos por la evolución natural de la patología en un rango de 6 a 24 meses. Lo cual muestra claros indicios de la efectividad de esta intervención.

3.2.3.6.2 *Barthel Index*

El grupo experimental del presente estudio obtuvo una puntuación de 66.67 puntos en la evaluación basal, de 68.33 puntos en la evaluación postintervención (2 semanas) y de 74.44 puntos en la evaluación de seguimiento (4 semanas). El grupo control (68.7 años) mostró una puntuación en el BI de 70 puntos en la primera visita, de 103 puntos en la segunda medición y de 105.11 puntos en la tercera. Las diferencias observadas entre ambos grupos en este test no fueron significativas. Al realizar la comparación intragrupo, los cambios observados en el grupo control no fueron significativos, mientras que en el grupo experimental el cambio de 7.77 puntos entre la medición basal y la de seguimiento fue significativo ($p=0.05$).

Estos resultados se encuentran en consonancia con los obtenidos en un estudio previo en el que personas mayores en fase crónica de ictus (70 años) mostraron un cambio en el BI de 9 puntos 2 meses después de comenzar la rehabilitación neurológica mixta (grupal en hospital y domicilio) (Macko et al., 2008). Pudiendo deducir cierta relación en la efectividad de una intervención de rehabilitación neurológica y una intervención educativa en el domicilio sobre la independencia en las AVD, contando ambas con una temporalidad para el efecto de la intervención similar. Sin embargo, no existe consonancia con el cambio de 65.5 puntos observado, tras 24 meses, en un grupo de mayores en fase aguda de ictus (67 años) que recibió una intervención basada en el asesoramiento individual y la rehabilitación neurológica en el domicilio (Chaiyawat & Kulkantrakorn, 2012). Debido, esencialmente, a que en el estudio mencionado los pacientes recibieron seis sesiones a lo largo de seis meses y la evaluación fue llevada al cabo dos años, lo que conllevó a un aumento del margen de mejora de la independencia en la ejecución de las AVD a causa de la evolución natural de la patología y el efecto de la intervención llevada a cabo.

Grupos de mayores en fase aguda de ictus que vivían en sus hogares y no recibieron intervención mostraron cambios en el BI de 7 (agudos, 65.1 años) (Mazaux et al., 2013), 11.2 (agudos, 74.4 años) (Gräsel et al., 2005) y 23 puntos (agudos, 76 años) (Kalra et al., 2004), tras 12, 6 y 3 meses, respectivamente. Estos resultados, a excepción del estudio de

Kalra et al., muestran que la intervención educativa domiciliaria (una única sesión) produce el mismo efecto, al mes de la misma, en la independencia de la ejecución de las AVD que la evolución natural de la patología tras 6 o 12 meses desde el alta hospitalaria a causa del ictus. Estos resultados permiten dilucidar la efectividad de la intervención educativa domiciliaria frente a la no intervención en la pronta recuperación de la funcionalidad en las AVD.

3.2.3.6.3 *Stroke Impact Scale – 16*

Los mayores con ictus del grupo experimental obtuvieron en esta escala una puntuación de 46.33 puntos en la medición basal, de 47.89 puntos en la evaluación postintervención (2 semanas) y de 50.44 puntos en la evaluación de seguimiento (4 semanas). El grupo control (68.7 años), por su parte, obtuvo una puntuación en el SIS-16 de 46.67, 47.67 y 50.11 puntos en las tres evaluaciones, respectivamente. Las diferencias encontradas entre ambos grupos en las diferentes mediciones no fueron significativas, al igual que los cambios observados en el grupo control. Sin embargo, el grupo experimental mostró un cambio significativo de 4.11 puntos entre la medición basal y la de seguimiento ($p=0.03$).

Existe cierta concordancia entre este cambio y el observado en un estudio previo en mayores en fase crónica de ictus (70 años) que mostraron un cambio en el SIS de 6.67 puntos habiendo transcurrido 2 meses desde el comienzo de la rehabilitación neurológica mixta (2 sesiones semanales grupales en el hospital y 3 sesiones domiciliarias) (Macko et al., 2008). Estos resultados muestran que, aunque siendo intervenciones de índole diferente y con un número de sesiones desiguales, la intervención educativa en el domicilio produce efectos similares en la recuperación del impacto provocado por el ictus en el paciente que una intervención mixta de rehabilitación neurológica.

3.2.3.6.4 *Timed Up and Go test*

Los adultos en fase aguda de ictus (72.22 años) que recibieron la intervención educativa en este estudio, ejecutaron el TUG en 18.42 segundos en la medición basal, en 18.12 segundos en la evaluación postintervención (2 semanas) y en 17.54 en la evaluación de seguimiento (4 semanas). El grupo control (68.7 años) ejecutó el TUG en 14.61 segundos en la evaluación basal, en 14.85 en la segunda medición y en 15.02 en la tercera. Al realizar la comparación intergrupo tras la evaluación post intervención y la de seguimiento, se comprobó que existen diferencias significativas entre ambos grupos en ambas mediciones, $p=0.05$ y $p=0.04$, respectivamente. Sin embargo, al realizar la comparación intragrupo no se encontraron cambios significativos en ninguno de los grupos de estudio. Estos resultados pueden ser debidos a la combinación de la intervención y la evolución natural de la patología.

3.2.3.6.5 *Fortalezas y debilidades del estudio*

Tras analizar los resultados obtenidos en este estudio y comprobar la falta de diferencia significativa en las variables medidas en ambos grupos, se puede afirmar que la causa de los mismos es un error beta o tipo II, es decir, debido a la baja muestra. Esto queda corroborado por la existencia de diferencias significativas en el grupo experimental entre la medición basal y la de seguimiento en el FIM, BI y SIS-16, y la ausencia de la misma en el grupo control. Así como la baja potencia ($1-\beta$) del estudio (32%) calculada *a posteriori*.

Además, la heterogeneidad de la muestra del grupo experimental del estudio, en severidad del ictus (66.67 [± 20.31] puntos en Barthel Index) y edad (72.22 [± 11.97]), podría ser otra de las causas principales de la falta de eficacia de la intervención educativa en el domicilio en personas en fase aguda del ictus. Esta heterogeneidad en el perfil del usuario con ictus reclutado para este estudio se debe, posiblemente, a la falta de consistencia entre lo pertinente según la literatura y el funcionamiento del Sistema Andaluz de Salud; ya que la mayoría de los usuarios dados de alta a sus domicilios desde la Unidad de Ictus son

personas con una severidad entre moderada-leve (50-79 puntos) y leve (80-100 puntos) en el Barthel Index.

Cabe destacar, que sin tratarse del perfil de muestra diana deseado y contando con una muestra reducida, se han observado cambios significativos únicamente en el grupo experimental que han sido refutados tras su comparación con estudios similares. Lo cual señala el potencial de esta intervención educativa domiciliaria en el aumento de la independencia y mejora de la funcionalidad de los pacientes en fase aguda de ictus mostrado en este pilotaje.

3.2.3.7 Conclusiones

La falta de significación en las comparaciones intergrupo en las principales variables de resultado y los valores del estadístico t inferiores al valor de la t crítica (1.65) muestran que la intervención educativa domiciliaria es igual de efectiva que la intervención estandarizada del servicio de salud. Sin embargo, sí existen diferencias significativas intragrupo en el grupo experimental entre la medición basal y la de seguimiento en el FIM ($p=0.03$), BI ($p=0.05$) y SIS-16 ($p=0.03$). Estos resultados rechazan la hipótesis de partida pero dan pie a la continuidad de esta línea de investigación.

3.2.3.8 Bibliografía

- Agre, J. C., Magness, J. L., Hull, S. Z., Wright, K. C., Baxter, T. L., Patterson, R., & Stradel, L. (1987). Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68(7), 454-458.
- Allen, L., Richardson, M., McIntyre, A., Janzen, S., Meyer, M., Ure, D., Teasell, R. (2014). Community stroke rehabilitation teams: providing home-based stroke rehabilitation in Ontario, Canada. *The Canadian Journal of Neurological Sciences. Le Journal Canadien Des Sciences Neurologiques*, 41(6), 697-703. <http://doi.org/10.1017/cjn.2014.31>
- Arechabala Mantuliz, M. C., & Miranda Castillo, C. (2002). Validación de una escala de apoyo social percibido en un grupo de adultos mayores adscritos a un programa de hipertensión de la región metropolitana. *Ciencia y enfermería*, 8(1), 49-55. <http://doi.org/10.4067/S0717-95532002000100007>
- Aydin, T., Taspinar, O., Kepekci, M., Keskin, Y., Erten, B., Gunel, M., Mutluer, A. S. (2016). Functional independence measure scores of patients with hemiplegia followed up at home and in university hospitals. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(2), 553-557. <http://doi.org/10.1589/jpts.28.553>
- Bergström, A., Guidetti, S., Tistad, M., Tham, K., von Koch, L., & Eriksson, G. (2012). Perceived occupational gaps one year after stroke: An explorative study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(1), 36-42. <http://doi.org/10.2340/16501977-0892>
- Bertilsson, A.-S., Ranner, M., von Koch, L., Eriksson, G., Johansson, U., Ytterberg, C., Tham, K. (2014). A client-centred ADL intervention: three-month follow-up of a randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 1-15. <http://doi.org/10.3109/11038128.2014.880126>
- Campbell, M. K., Elbourne, D. R., & Altman, D. G. (2004). CONSORT statement: extension to cluster randomised trials. *BMJ*, 328(7441), 702-708. <http://doi.org/10.1136/bmj.328.7441.702>

- Chaiyawat, P., & Kulkantrakorn, K. (2012). Effectiveness of home rehabilitation program for ischemic stroke upon disability and quality of life: A randomized controlled trial. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 114(7), 866-870. <http://doi.org/10.1016/j.clineuro.2012.01.018>
- Collin, C., & Wade, D. (1990). Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 53(7), 576-579. <http://doi.org/10.1136/jnnp.53.7.576>
- Concepción, O. F., Pérez, E. R., Alvarez, M. A., & Zuaznábar, M. A. B. (2008). Validación de la escala de calidad de vida para el ictus (ECVI-38). *Revista de neurología*, 46(3), 147-152.
- Cuesta-Vargas, A. I., Paz-Lourido, B., & Rodriguez, A. (2011). Physical fitness profile in adults with intellectual disabilities: Differences between levels of sport practice. *Research in Developmental Disabilities*, 32(2), 788-794. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.10.023>
- Dignan, M. B., Howard, G., Toole, J. F., Becker, C., & McLeroy, K. R. (1986). Evaluation of the North Carolina Stroke Care Program. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 17(3), 382-386.
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in. *Stroke*, 27(12), 2331-2336. <http://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <http://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>
- Estebansari, F., Taghdisi, M. H., Rahimi Froushani, A., Eftekhar Ardebili, H., & Shojaeizadeh, D. (2014). An Educational Program Based on the Successful Aging Approach on

- Health-Promoting Behaviors in the Elderly: A Clinical Trial Study. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 16(4). <http://doi.org/10.5812/ircmj.16314>
- Gräsel, E., Biehler, J., Schmidt, R., & Schupp, W. (2005). Intensification of the transition between inpatient neurological rehabilitation and home care of stroke patients. Controlled clinical trial with follow-up assessment six months after discharge. *Clinical Rehabilitation*, 19(7), 725-736.
- Grauwmeijer, E., Heijnenbrok-Kal, M. H., Haitsma, I. K., & Ribbers, G. M. (2012). A prospective study on employment outcome 3 years after moderate to severe traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 993-999. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.018>
- Hodson, T., Aplin, T., & Gustafsson, L. (2016). Understanding the dimensions of home for people returning home post stroke rehabilitation. *British Journal of Occupational Therapy*, 308022615619420. <http://doi.org/10.1177/0308022615619420>
- Houlden, H., Edwards, M., McNeil, J., & Greenwood, R. (2006). Use of the Barthel Index and the Functional Independence Measure during early inpatient rehabilitation after single incident brain injury. *Clinical Rehabilitation*, 20(2), 153-159.
- 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.
- Juul-Kristensen, B., Clausen, B., Ris, I., Jensen, R., Steffensen, R., Chreiteh, S., Søgaaard, K. (2013). Increased neck muscle activity and impaired balance among females with whiplash-related chronic neck pain: A cross-sectional study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(4), 376-384. <http://doi.org/10.2340/16501977-1120>
- Kalra, L., Evans, A., Perez, I., Melbourn, A., Patel, A., Knapp, M., & Donaldson, N. (2004). Training carers of stroke patients: randomised controlled trial. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 328(7448), 1099. <http://doi.org/10.1136/bmj.328.7448.1099>
- Kohler, F., Dickson, H., Redmond, H., Estell, J., & Connolly, C. (2009). Agreement of functional independence measure item scores in patients transferred from one

- rehabilitation setting to another. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(4), 479-485.
- Langhorne, P., & Legg, L. (1999). Therapy for stroke patients living at home. *Outpatient Therapy Trialists. Lancet (London, England)*, 354(9191), 1730-1731.
- Lexell, J., Flansbjer, U.-B., Holmbæk, A. M., Downham, D., & Patten, C. (2005). RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82. <http://doi.org/10.1080/16501970410017215>
- Macko, R. F., Benvenuti, F., Stanhope, S., Macellari, V., Taviani, A., Nesi, B., Stuart, M. (2008). Adaptive physical activity improves mobility function and quality of life in chronic hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(2), 323-328.
- Mazaux, J.-M., Lagadec, T., de Sèze, M. P., Zongo, D., Asselineau, J., Douce, E., Darrigrand, B. (2013). Communication activity in stroke patients with aphasia. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(4), 341-346. <http://doi.org/10.2340/16501977-1122>
- Molloy, D. W., & Standish, T. I. (1997). A guide to the standardized Mini-Mental State Examination. *International Psychogeriatrics / IPA*, 9 Suppl 1, 87-94-150.
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010). 5-Repetition Sit-to-Stand Test in Subjects With Chronic Stroke: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 407-413. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>
- Mutai, H., Furukawa, T., Nakanishi, K., & Hanihara, T. (2016). Longitudinal functional changes, depression, and health-related quality of life among stroke survivors living at home after inpatient rehabilitation. *Psychogeriatrics: The Official Journal of the Japanese Psychogeriatric Society*, 16(3), 185-190. <http://doi.org/10.1111/psyg.12137>
- Perez-Cruzado, D., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: a cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 13, 127. <http://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>

- Sánchez Blanco, I., Ochoa Sangrador, C., & Izquierdo Sánchez, M. (2000). Pronóstico de recuperación funcional en personas supervivientes de un ictus. *Rehabilitación*, 34(6), 412-422.
- Santana, S., Rente, J., Neves, C., Redondo, P., Szczygiel, N., Larsen, T., Langhorne, P. (2016). Early home-supported discharge for patients with stroke in Portugal: A randomised controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1177/0269215515627282>
- Schulz, C. H., Hersch, G. I., Foust, J. L., Wyatt, A. L., Godwin, K. M., Virani, S., & Ostwald, S. K. (2012). Identifying Occupational Performance Barriers of Stroke Survivors: Utilization of a Home Assessment. *Physical & occupational therapy in geriatrics*, 30(2). <http://doi.org/10.3109/02703181.2012.687441>
- Shen, Q., Cordato, D., Chan, D. K. Y., Hung, W. T., & Karr, M. (2006). Identifying the determinants of 1-year post-stroke outcomes in elderly patients. *Acta Neurologica Scandinavica*, 113(2), 114-120. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0404.2005.00542.x>
- Slijper, A., Svensson, K. E., Backlund, P., Engström, H., & Sunnerhagen, K. S. (2014). Computer game-based upper extremity training in the home environment in stroke persons: a single subject design. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11(1), 35. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-11-35>
- Tistad, M., von Koch, L., Sjöstrand, C., Tham, K., & Ytterberg, C. (2013). What aspects of rehabilitation provision contribute to self-reported met needs for rehabilitation one year after stroke - amount, place, operator or timing? *Health Expectations: An International Journal of Public Participation in Health Care and Health Policy*, 16(3), e24-35. <http://doi.org/10.1111/hex.12095>
- Tombaugh, T. N., & McIntyre, N. J. (1992). The mini-mental state examination: a comprehensive review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(9), 922-935.
- Walker, M. F., Hawkins, K., Gladman, J. R., & Lincoln, N. B. (2001). Randomised controlled trial of occupational therapy at home: results at 1 year. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 70(2), 267.

- Walker, M. F., Leonardi-Bee, J., Bath, P., Langhorne, P., Dewey, M., Corr, S., Parker, C. (2004). Individual patient data meta-analysis of randomized controlled trials of community occupational therapy for stroke patients. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 35(9), 2226-2232. <http://doi.org/10.1161/01.STR.0000137766.17092.fb>
- Walker, M. F., Sunnerhagen, K. S., & Fisher, R. J. (2013). Evidence-based community stroke rehabilitation. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 44(1), 293-297. <http://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.639914>
- Wilson, J. T. L., Hareendran, A., Grant, M., Baird, T., Schulz, U. G. R., Muir, K. W., & Bone, I. (2002). Improving the Assessment of Outcomes in Stroke Use of a Structured Interview to Assign Grades on the Modified Rankin Scale. *Stroke*, 33(9), 2243-2246. <http://doi.org/10.1161/01.STR.0000027437.22450.BD>

4 DISCUSIÓN GENERAL

Los sensores inerciales (SI) y los smartphones con SI integrados han mostrado unos valores de fiabilidad excelentes en la parametrización del FRT (SI: 0.821-0.921, SI smartphone: 0.840-0.884), el TUG (SI smartphone: 0.859-0.889) y el SST (SI smartphone: 0.881-0.897) durante la ejecución de los mismos por parte de personas que han sufrido un ictus, mayores sanos y jóvenes sanos (ICC>0.80) (Mancini et al., 2012). El registro cinemático obtenido en cada uno de los test confirmó las limitaciones causadas por la hemiplejía derivada del ictus en el equilibrio estático y dinámico, la fuerza en miembros inferiores, la marcha y el giro. Con la realización de estos estudios se ha logrado cumplir el objetivo inicial del estudio de parametrizar una batería de test funcionales con sensores inerciales y smartphones.

El desarrollo del instrumento ATDI para la evaluación de la ergonomía del domicilio y la ejecución de las AVD permitió llevar a cabo la intervención educativa domiciliaria que aportó a los pacientes con ictus una guía individualizada para adaptar el domicilio a su nueva situación tras el alta promoviendo la participación activa del lado afectado y facilitar la ejecución de las AVD, todo ello con el fin de mejorar su funcionalidad e independencia. La falta de significación en la comparación entre grupos de estudio en las mediciones del pilotaje muestra la ausencia de efectividad. Las comparaciones intragrupos dejan ver indicios de cambio y del potencial de esta intervención con una muestra más homogénea y amplia.

4.1 Investigación preclínica

4.1.1 Fiabilidad

4.1.1.1 Sensor inercial

El sensor inercial ha demostrado ser un dispositivo con una excelente fiabilidad en la parametrización de las variables de estudio directas (tiempo y desplazamiento) del Functional Reach Test (FRT) en personas mayores con ictus, mayores sanos y jóvenes

sanos, con un ICC intraobservador que osciló entre 0.829 y 0.921 y un ICC interobservador entre 0.821 y 0.927 ($ICC > 0.80$) (Mancini et al., 2012). Estos excelentes resultados de fiabilidad están en consonancia con los observados en estudios similares previos que parametrizaron otros test funcionales de equilibrio semiestático y estático con sensores inerciales en personas con ictus, ICC intraobservador: 0.80-0.89 (E. Doheny, Walsh, et al., 2013), ICC intraobservador: 0.849-0.949 e ICC interobservador: 0.849-0.926 (Perez-Cruzado et al., 2014), ICC interobservador: 0.835-0.924 (Heebner, Akins, Lephart, & Sell, 2014); el estudio de Marchetti et al. mostró una fiabilidad buena (ICC intraobservador: 0.68) (Marchetti et al., 2013) (buena: $0.60 < ICC < 0.80$) (Mancini et al., 2012).

4.1.1.2 Smartphone

Por su parte, el SI integrado en el smartphone mostró excelentes resultados en los diferentes estudios de fiabilidad realizados tras la parametrización de los test funcionales llevados a cabo por personas mayores que habían sufrido un ictus ($ICC > 0.80$) (Mancini et al., 2012). La parametrización del FRT obtuvo valores de la ICC intraobservador que oscilaron entre 0.847 y 0.884 y de la ICC interobservador entre 0.840 y 0.873, estos resultados muestran semejanza con los logrados en un estudio previo realizado con sensores inerciales en un test de equilibrio semiestático, con valores de la ICC intraobservador de 0.68 (Marchetti et al., 2013) (buena: $0.60 < ICC < 0.80$) (Mancini et al., 2012). El registro de las fases del Timed Up and Go test mostró valores de la ICC intraobservador que oscilaron entre 0.860 y 0.889 y de la ICC interobservador entre 0.859 y 0.884, los valores interobservador se encuentran en consonancia con los logrados en un estudio previo realizado con un smartphone, ICC interobservador entre 0.76 y 0.99 (Mellone et al., 2012) y sensor inercial, ICC interobservador entre 0.84 y 0.85 (Kavanagh, Morrison, James, & Barrett, 2006). Sin embargo, no existe consonancia con los valores intraobservador de otros estudios, ICC intraobservador entre 0.55 y 0.73 (Mellone et al., 2012) e ICC intraobservador inferiores a 0.58 (E. Doheny, McGrath, et al., 2013). La falta de consistencia en los valores de fiabilidad con estos estudios puede ser debido a que en los

estudios llevados a cabo en esta tesis participaron personas con ictus, en los que el desequilibrio que sufren condiciona el alcance funcional limitando, a su vez, la variabilidad de la medida y mejorando la fiabilidad. Mientras que, en los estudios mencionados, los sujetos de estudio fueron personas mayores sanas (E. Doheny, McGrath, et al., 2013; Mellone et al., 2012) Y la parametrización del Sit to Stand Test presentó valores de la ICC intraobservador que oscilaron entre 0.881 y 0.896 y de la ICC interobservador entre 0.884 y 0.897, estos valores están en consonancia con los obtenidos por un sensor inercial en la parametrización del SST en un estudio previo, ICC intraobservador entre 0.80 y 0.83 (E. Doheny, Walsh, et al., 2013).

Tras la comparación de los valores de fiabilidad entre los sensores inerciales y smartphones ubicados en tronco y lumbar de los estudios realizados, que se encuentran en un rango entre 0.831 y 0.921 (tronco SI), 0.821 y 0.916 (lumbar SI), 0.840 y 0.884 (tronco SI smartphone) y 0.842 y 0.883 (lumbar SI smartphone) y son consistentes con los valores de entre 0.83 y 0.93 (SI tronco) y 0.78 y 0.92 (SI lumbar) (Kavanagh et al., 2006) y de entre 0.849 y 0.921 (SI tronco) y 0.863 y 0.949 (SI lumbar) (Perez-Cruzado et al., 2014); se puede confirmar que la localización de los sensores inerciales o smartphones es indiferente y que el uso de un único dispositivo durante la parametrización es suficiente para el registro cinemático fiable del movimiento humano en test funcionales.

4.1.2 Variables cinemáticas

4.1.2.1 Functional Reach Test

El FRT ha mostrado excelentes valores de fiabilidad que han oscilado entre 0.987 y 0.991 para la fiabilidad intraobservador y entre 0.978 y 0.989 para la interobservador (ICC>0.80) (Mancini et al., 2012). Estos valores se encuentran en consonancia con el obtenido en un estudio previo realizado con personas con ictus, ICC>0.97 (Katz-Leurer et al., 2009)

En los diferentes estudios preclínicos llevados a cabo a lo largo de esta tesis, la parametrización del FRT (AB: desde la posición de partida hasta la inclinación máxima, BC: desde la máxima inclinación hasta la vuelta a la posición de partida, y AC: test completo) ejecutado por personas mayores con ictus (76.7 y 72.33 años) fue realizada con sensores inerciales y smartphones. Los registros cinemáticos realizados con los sensores inerciales ubicados en el tronco (T7) en dos de los presentes estudios mostraron valores en el test completo para el tiempo de 16.70 s y 16.40 s, el desplazamiento de 13.50° y 13.58°, la velocidad de 0.86°/s y 0.83°/s y la aceleración de 0.05°/s² y 0.06 °/s²; y los ubicados en la región lumbar (L5-S1) mostraron valores en el test completo de 15.68 s y 15.61, 14.98° y 14.81°, 0.89 °/s y 0.83 °/s y 0.05 °/s² y 0.04 °/s². En el tercer estudio llevado a cabo en la presente tesis en el que se parametrizó el FRT con dos smartphones, el situado en el tronco (T7) mostró un tiempo de 16.52s, desplazamiento de 20.36°, velocidad de 1.24 °/s y aceleración de 0.07 °/s²; y el smartphone ubicado en la región lumbar (L5–S1) mostró los siguientes valores: 16.04 s, 22.64°, 1.36 °/s y 0.08 °/s. La consistencia existente entre los registros cinemáticos de los SI y los de los smartphones, ratifica que el propio sensor inercial (con las dos mediciones realizadas a diferentes grupos de personas con ictus), así como el smartphone respecto a las mediciones del SI, son instrumentos fiables, sensibles y específicos para la parametrización de test funcionales en personas con ictus.

Las personas mayores sanas (73.04 años) que realizaron el FRT, mientras su ejecución era parametrizada con dos sensores inerciales, mostraron los siguientes valores para el test completo: 14.49s, 48,94°, 3.87 °/s y 0.35 °/s² (SI ubicado en el tronco), 13.44s, 49.77°, 4.11 °/s y 0.37 °/s² (SI ubicado en la región lumbar). Estos resultados están en consonancia con los logrados por otros grupos de personas mayores sanas de edad similar (69.9 y 70.5 años) en estudios previos, 47.1° (Cavanaugh et al., 1999) y 38.6° (Kozak, Ashton-Miller, & Alexander, 2003).

Al comparar los resultados obtenidos por las personas mayores con ictus (76.7 y 72.33 años) y las personas mayores sanas (73.04 años) en la parametrización de su ejecución del Functional Reach Test por el SI y smartphone ubicado en el tronco (T7), se

observa una diferencia en el tiempo total de ejecución que oscila entre 2.21 y 1.91s, en el desplazamiento entre 35.44° y 28.58°, en la velocidad entre 3.04 °/s y 2.63 °/s, y en la aceleración entre 0.3 °/s² y 0.28 °/s². Estas diferencias en el registro cinemático del FRT muestran con claridad que las personas mayores con ictus ejecutan un movimiento menos amplio, más lento y menos acelerado que las personas mayores sanas. Sin embargo, al observar los máximos y mínimos de velocidad y aceleración registrados en ambos grupos en este movimiento, se comprueba que los valores registrados en estos picos durante el movimiento son mayores en las personas con ictus (Dif. vel. max.: 0.42 °/s, dif. vel. min. 0.37 °/s, dif. acc. max. 40.86 °/s² y dif. acc. min. 4.28 °/s²). Lo cual denota imprecisión y falta de control durante el movimiento suponiendo un aumento del desequilibrio y el riesgo de caídas. Además, las diferencias observadas entre ambos grupos en las variables de estudio recogidas en el primer intervalo del FRT (AB: desde la posición de partida hasta la inclinación máxima), señalan la existencia de un movimiento compensatorio por parte de las personas mayores con ictus en el alcance funcional. De forma que al extender los brazos e inclinar el tronco hacia delante, exponiendo su centro masa fuera de los límites de estabilidad y limitando el centro de presión a una base de apoyo más reducida, sienten descontrol, inestabilidad e inseguridad, por lo que desplazan más la zona lumbar para compensar (Bower et al., 2014; Corriveau, Hébert, Raïche, & Prince, 2004; Peurala, Könönen, Pitkänen, Sivenius, & Tarkka, 2007). De forma que los mayores con ictus dieron mayor importancia al mantenimiento del equilibrio que a conseguir su alcance máximo en el FRT.

4.1.2.2 Timed Up and Go

El TUG ha mostrado excelentes valores de fiabilidad intraobservador (ICC=0.988) e interobservador (ICC=0.982) (ICC>0.80) (Mancini et al., 2012). Estos valores se encuentran en consonancia con el obtenido en un estudio previo realizado con personas con ictus, ICC>0.96 (Flansbjer et al., 2005)

4.1.2.2.1 De sedestación a bipedestación

Los adultos mayores en fase aguda de ictus (67.50 años) que ejecutaron el TUG portando un smartphone en el esternón (proyección anterior de la T7) mostraron diferencias con grupos de mayores patológicos de estudios previos de entre 0.73 s y 0.76 s y entre -11.97°/s y -32.74°/s al levantarse de la silla. La diferencia en el movimiento angular respecto a los mayores patológicos de otros estudios en la flexión del tronco es de entre -15.15° y -2.41° y en la extensión de entre 16.9° y 17.1° (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016; Zakaria, Kuwae, Tamura, Minato, & Kanaya, 2015). Las diferencias observadas en las variables parametrizadas durante la ejecución de esta fase y sus subdivisiones entre los mayores en fase aguda de ictus y los mayores con Parkinson y frágiles de estudios similares, muestran las limitaciones que sufren las personas con ictus al levantarse de la silla (Gray & Culham, 2014; Liu et al., 2016). Estas limitaciones dan lugar a un movimiento compensatorio caracterizado por un levantamiento de la silla impulsado principalmente por las piernas y levemente por la inclinación del tronco, para reducir o minimizar una posible desestabilización del baricentro (P. Silva et al., 2015; P. F. de S. Silva et al., 2016). Este mecanismo de compensación debe, principalmente, a la asimetría corporal y falta de control postural que sufren estos paciente (Gray & Culham, 2014; Kamphuis et al., 2013; Zhu et al., 2016).

4.1.2.2.2 Ida y vuelta

Las diferencias de los mayores en fase aguda de ictus y los grupos de mayores con Parkinson de estudios anteriores se sitúan por encima de los 2.86 s y -0.78 m/s en la ida, y 3.72 s y -1.04 m/s en la vuelta (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016). Las diferencias observadas respecto a los mayores patológicos de estudios previos denotan el déficit que sufren los mayores en fase aguda de ictus en la marcha a un ritmo adecuado. Estas diferencias con grupos de mayores de edad similar pueden ser explicadas por las severas consecuencias que tiene la hemiplejía en estos pacientes, provocando debilidad muscular, movilización muscular anormal, aumento de la oscilación o restricciones de los

límites de la estabilidad y verticalidad (Carver et al., 2011; Morone et al., 2016; Sohn et al., 2013).

4.1.2.2.3 Giro

El giro de 180° tras la ida fue ejecutado por los participantes del estudio en 1.60 s (± 0.71), mientras que en estudios similares, grupos de mayores patológicos tardaron 2.50 s (frágiles) (Zakaria et al., 2015), 2.2 s (64.9 años, Parkinson) (Van Uem et al., 2016) 2.65 s (67.1 años, Parkinson) (Van Lummel et al., 2013) y 2.18 s (60.4 años, Parkinson) (Salarian et al., 2010). Los adultos mayores con ictus de este estudio giraron sobre la mientras que los mayores patológicos de otros estudios lo hicieron alrededor. El desplazamiento realizado en ambos casos durante el giro es diferente, de forma que sobre la marca la persona gira sobre sí misma manteniendo una pierna prácticamente fija, y alrededor de la marca la marcha continúa con una reducción de la longitud de la zancada (Barrois et al., 2016). Por ello los mayores en fase aguda de ictus realizaron el giro en un menor tiempo que los mayores patológicos.

4.1.2.2.4 De bipedestación a sedestación

Las diferencias entre las personas mayores en fase aguda de ictus (67.50 años) de este estudio y los mayores patológicos de otros estudios (Parkinson y frágiles) al sentarse en la silla durante el TUG fueron de entre 0.96 s y 0.97s y entre -20.1°/s. La diferencia en el movimiento angular respecto a los mayores patológicos de estudios previos en la flexión del tronco es de entre 17.52° y 19.42° y de entre 4.57° y 6.55° en la extensión (Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016). Estas diferencias observadas al sentarse muestran las limitaciones que tienen las personas en fase aguda de ictus al sentarse. Estas limitaciones dan lugar a un movimiento compensatorio en el que ejercen el control del equilibrio durante la bajada del cuerpo con el tronco y no con la fuerza muscular de los miembros inferiores como en el proceso de sentado 'normal' desarrollado por los grupos de mayores patológicos

comparados (Na, Hwang, & Woo, 2016). La asimetría corporal y falta de control postural que sufren estos pacientes son las causas principales por las que tiene lugar este mecanismo compensatorio (Gray & Culham, 2014; Kamphuis et al., 2013; Zhu et al., 2016).

4.1.2.2.5 TUG completo

Los participantes del presente estudio realizaron el TUG completo en 17.11 s, con una diferencia de entre 0.26 s y 7.71 s respecto a diferentes grupos de mayores patológicos (Parkinson, prefrágiles y frágiles) de estudios previos similares (Greene et al., 2012; Van Lummel et al., 2013; Van Uem et al., 2016; Zakaria et al., 2015). Las diferencias existentes entre ambos grupos de mayores en el tiempo total del TUG completo, así como las observadas en cada una de las fases en las que se dividió, confirman las limitaciones severas que causa la hemiplejía en la funcionalidad del paciente con ictus (Bonnyaud et al., 2015; Hafsteinsdóttir et al., 2014; Manaf, Justine, & Omar, 2014). Provocando una disminución del tono muscular, desplazamiento del centro de gravedad hacia el lado sano o carga reducida en la extremidad inferior afectada que comprometen seriamente el control postural, el equilibrio o la marcha en estos pacientes (Meijer et al., 2011; Morone et al., 2016). Siendo comparable la funcionalidad de los pacientes con ictus de este estudio con la de mayores frágiles diez años mayores.

4.1.2.3 Sit to Stand Test

El SST ha mostrado excelentes valores de fiabilidad intraobservador (ICC=0.992) e interobservador (ICC=0.989) (ICC>0.80) (Mancini et al., 2012). Estos valores se encuentran en consonancia con los obtenidos en estudios previos realizados con personas con ictus, ICC intraobservador: 0.976 e ICC interobservador: 0.999 (Kwong et al., 2014; Mong et al., 2010a)

4.1.2.3.1 Fase aguda y crónica del ictus

El tiempo de ejecución de las cinco repeticiones no se encuentran en consonancia con los 16.27 s (60 años, ictus crónico) (Ng et al., 2013) y 17.1 s (60 años, ictus crónico) (Kwong, Ng, Chung, & Ng, 2014; Mong, Teo, & Ng, 2010) logrados por personas mayores en fase crónica del ictus en estudios previos. Estas diferencias de entre 3.35 y 4.18 segundos en el tiempo total de ejecución permiten observar que la evolución natural de la patología y/o la intervención rehabilitadora favorecen la mejora de la funcionalidad en el paciente con ictus.

4.1.2.3.2 De bipedestación a sedestación

Al sentarse, la diferencia de tiempo entre los participantes de este estudio y los grupos de mayores patológicos (frágiles y multimórbidos) (78.74 años) y los octogenarios sanos de estudios previos es de 0.87 s (E. Doheny, Walsh, et al., 2013; E. P. Doheny et al., 2012; Ejupi et al., 2015; Schwenk et al., 2012) y 0.67 s (Van Lummel et al., 2013), respectivamente..

4.1.2.3.3 Fase aguda del ictus y mayores caedores

Los tiempos de ejecución del SST, así como de las fases en las que se dividió el análisis, no se encuentran en consonancia con los tiempos obtenidos por grupos de adultos mayores caedores en estudios similares: 15.33 s (levantarse: 1.02 s / sentarse: 1.75 s) (80.6 años) (Ejupi et al., 2015) 17.18 s (levantarse: 0.49 s / sentarse: 0.54 s / levantarse-sentarse: 2.34 s) (74.89 años) (Doheny et al., 2013), 17.56 s (sentarse: 0.36 s) (71.4 años) (Doheny et al., 2012) y 17.7 s (84.1 años) (Reider & Gaul, 2016). Estos resultados muestran el gran impacto que tiene el ictus en los adultos mayores que lo padecen. Siendo las consecuencias en la funcionalidad de miembros inferiores y tronco más notables en adultos mayores de 67.50 años en fase aguda de ictus que en adultos mayores caedores de entre 71.4 y 84.1 años, mostrando una diferencia en tiempo total de ejecución de entre 2.76 y 5.12 segundos.

Las diferencias en el tiempo de ejecución de cada una de las fases del SST, así como del test completo, entre los participantes con ictus en fase aguda de este estudio y los mayores patológicos y caedores de estudios similares dejan ver las limitaciones que provoca el ictus en la fuerza y estabilidad en los miembros inferiores de las personas que lo padecen (Carver et al., 2011; Peurala, Könönen, Pitkänen, Sivenius, & Tarkka, 2007; Puckree & Naidoo, 2014). Además, cabe destacar que las limitaciones causadas por el ictus en el equilibrio, el control postural, la fuerza muscular y la simetría corporal son mayores que las causadas por el deterioro evolutivo natural en mayores sanos octogenarios que han sufrido, al menos, una caída.

Tras analizar cada fase del SST, se puede comprobar que conforme aumentan las repeticiones del movimiento las diferencias de tiempos entre los usuarios con ictus en fase aguda y los adultos mayores caedores comparados van aumentando. Pasando de 0.93-1.46 segundos al levantarse, a 0.39-1.78 segundos al sentarse, a 1.75 segundos en la fase completa de levantarse y sentarse, finalizando con 2.76-5.12 segundos de diferencia en la ejecución de las cinco repeticiones del SST. Lo que hace pensar que las limitaciones causadas por el ictus en los miembros inferiores y tronco provoca, además de la falta de fuerza y equilibrio, un aumento considerado de la fatiga en esta población (Carver et al., 2011; Paul et al., 2016; Schow, Teasdale, Quas, & Rasmussen, 2016).

4.2 Investigación clínica

4.2.1 Instrumento ATDI

El instrumento para el Asesoramiento Terapéutico Domiciliario en personas que padecen Ictus (ATDI) surgió como una necesidad durante el desarrollo del protocolo de la intervención educativa domiciliaria, siendo la guía de dicha intervención. Para su desarrollo se realizó una revisión bibliográfica y de diferentes guías de práctica clínica del ictus. Tras una lectura crítica de las fuentes obtenidas se elaboraron 87 ítems en las áreas de domicilio, baño, habitación y vestido, cocina y alimentación, limpieza del hogar y de la ropa. Se

descartaron 13 ítems por duplicación, de forma que el instrumento ATDI presentado al panel de evaluadores de validez de contenidos (profesionales, pacientes y cuidadores) se quedó con 74 ítems. Las puntuaciones resultantes de la evaluación del panel señalan que estos consideraron prioritarios aquellos ítems que se centran en facilitar la ejecución en las AVD relacionadas con el autocuidado del paciente en el domicilio en general y en las áreas de baño, habitación y vestido y cocina y alimentación, en particular. Tras este proceso el instrumento ATDI definitivo constó de 60 ítems en la checklist y en la lista de consejos.

4.2.2 Intervención educativa domiciliaria

Tras llevar a cabo la intervención educativa en el domicilio de las personas mayores en fase aguda de ictus tras el alta, se comprobó que no existían diferencias significativas con el grupo control del estudio y que los valores del estadístico *t* eran inferiores al valor de la *t* crítica (1.65) muestran que la intervención educativa es igual de efectiva que la intervención del grupo control. Esta falta de efectividad se debe a una baja muestra (error beta o tipo II) en el presente estudio, observado en la existencia de diferencias significativas intergrupo en el TUG entre la medición basal y la postintervención ($p=0.05$) y entre la basal y la de seguimiento ($p=0.04$), las diferencias significativas intragrupo del grupo experimental entre la medición basal y la de seguimiento en el FIM ($p=0.03$), BI ($p=0.05$) y SIS-16 ($p=0.03$) y la ausencia de la misma en el grupo control; y la potencia ($1-\beta$) del 32% calculada *a posteriori* (<80%).

4.2.2.1 Functional Independence Measure

Los adultos en fase aguda de ictus de este estudio (72.22 años) que recibieron la intervención educativa mostraron un cambio significativo en la comparación intragrupo entre la medición basal y la de seguimiento (1 mes) de 9.66 puntos ($p=0.03$). El cambio en el FIM entre la medición basal y la postintervención en el presente estudio (1 semana: 3.22 puntos) es similar a los cambios obtenidos entre las mismas mediciones en estudios previos que no

intervinieron directamente con los grupos de mayores con ictus (68.9 años) que vivían en sus domicilios (4.9 (Shen, Cordato, Chan, Hung, & Karr, 2006), 2.5 (Gräsel, Biehler, Schmidt, & Schupp, 2005) y 3.8 (Mutai, Furukawa, Nakanishi, & Hanihara, 2016) puntos), pero con tiempos muy dispares (6 (Shen et al., 2006), 6 (Gräsel et al., 2005) y 24 (Mutai et al., 2016) meses). A su vez, el cambio entre la medición basal y la de seguimiento del presente estudio es similar al cambio obtenido en otro estudio (7.4 puntos) pero con más tiempo entre mediciones (12 meses) (Shen et al., 2006). Es decir, llevar a cabo la intervención educativa domiciliaria del presente estudio durante una semana o un mes, produce cambios similares en la independencia funcional en mayores con ictus a los producidos por la evolución natural de la patología en un rango de 6 a 24 meses. Lo cual muestra indicios de la posible efectividad de esta intervención. Al comparar los resultados del presente estudio con los obtenidos en estudios previos que realizaron intervenciones domiciliarias que incluían modificaciones en el domicilio, recomendaciones en el uso de ayudas técnicas y rehabilitación neurológica (Allen et al., 2014; Aydin et al., 2016; Santana et al., 2016) en personas mayores con ictus (67.03 años) se observa la falta de consistencia: 13.37 puntos entre medición basal y postintervención (3.67 meses) (Allen et al., 2014; Aydin et al., 2016; Santana et al., 2016) y 18.5 puntos entre basal y seguimiento (6 meses) (Santana et al., 2016). Esto se debe a las diferencias temporales existentes entre las mediciones, ya que esta amplitud temporal supone un aumento del margen de mejora de la independencia en el paciente, no solo por el mayor periodo de intervención recibida, sino por la evolución natural de la patología.

4.2.2.2 Barthel Index

Los adultos en fase aguda de ictus de este estudio (72.22 años) que recibieron la intervención educativa mostraron un cambio significativo en la comparación intragrupo entre la medición basal y la de seguimiento (1 mes) de 7.77 puntos ($p=0.05$). En estudios previos en los que se realizaron una intervención basada en el asesoramiento individual y/o la rehabilitación neurológica en los domicilios de personas mayores con ictus (68.50 años) se

observaron cambios entre la medición basal y la postintervención de 9 (Macko et al., 2008) y 60.1 puntos (Chaiyawat & Kulkantrakorn, 2012) tras 2 y 24 meses, respectivamente. El cambio entre la medición basal y la de seguimiento del presente estudio está en consonancia con el logrado por los mayores con ictus en uno de los estudios mencionados (2 meses: 9 puntos) (Macko et al., 2008). Estos resultados muestran que la intervención educativa en el domicilio tiene la misma efectividad en la independencia de las AVD que una intervención neurológica llevada a cabo en el domicilio con una población y en un periodo de tiempo similar. El cambio que se produjo en el otro estudio comparado no es consistente con el del presente (24 meses: 60.1 puntos) (Chaiyawat & Kulkantrakorn, 2012), debido a la diferencia temporal entre mediciones. La falta de similitud se debe al periodo durante el que se llevó a cabo la intervención, el cual aumenta la probabilidad de mejora en los pacientes por el efecto de la intervención y por la evolución natural.

4.2.2.3 Stroke Impact Scale – 16

Los adultos en fase aguda de ictus de este estudio (72.22 años) que recibieron la intervención educativa mostraron un cambio significativo en la comparación intragrupo entre la medición basal y la de seguimiento (1 mes) de 4.11 puntos ($p=0.03$). Estos resultados se encuentran en consonancia con los 6.67 puntos obtenidos entre la medición basal y la postintervención (2 meses) obtenidos por personas mayores con ictus (69.05 años) que recibieron una intervención de rehabilitación neurológica en sus domicilios en un estudio previo (Macko et al., 2008). Estos resultados muestran que, aunque siendo de índole diferente, la intervención educativa en el domicilio es igual de efectiva que una intervención neurológica en la reducción del impacto del ictus en los pacientes.

5 CONCLUSIONES

5.1 Conclusión general

People who suffer a stroke experience severe problems with balance and gait and lower limb weakness; these problems reduce their independence in activities of daily living and increase their risk of falling. Home-based educational interventions are a particularly good way of helping this population and there is evidence that they have great potential benefits.

5.2 Conclusiones específicas

- The inertial sensor is a device with excellent reliability, validity, sensitivity and specificity in both clinical and healthy populations when used to collect quantitative data during the Functional Reach Test.
- A single inertial sensor can be used to collect functional data as there were no differences in the kinematic data registered by inertial sensors located on the lumbar region (L5-S1) and trunk (T7).
- Smartphones have been shown to provide reliable, valid, quantitative kinematic data during assessments of lower limb functionality (Functional Reach Test, the Timed Up and Go and Sit to Stand) in older people who have suffered a stroke.
- Older people who suffer a stroke endure movement inaccuracy and lack of postural control, which can lead increased problems with balance and hence increased risk of falling.
- During the Functional Reach Test older people who have suffered a stroke demonstrate lower functional reach, a narrower range of movement and slower movement than their healthy peers, but greater acceleration and higher peak velocity.
- In the acute phase of stroke elderly people develop compensatory processes to enable them to get up and sit down in a chair, because of fear of positioning their centre of mass

outside its zone of stability and in order to cope with the hemiplegia-induced reduction in muscle tone and lower limb strength.

- Elderly people in the acute phase of stroke have a slow, unbalanced gait when compared with healthy elderly people.
- The ATDI instrument facilitates the evaluation of barriers in the ergonomics of patient's home and the properly execution of activities of daily living (ADLs) by people with stroke in acute phase. It provides therapists with the information they need to advise people who have been discharged to their home after a stroke on how to adapt to their situation and cope with the barriers they encounter at home.
- The home-based educational intervention for people who have suffered a stroke is as effective as the traditional intervention. However, the results in intragroup comparison show that this type of intervention has the potential to provide enormous benefits to this population.

6 COMPETENCIAS Y PROSPECTIVA

6.1 Competencias adquiridas

Durante estos años en los que hemos llevado a cabo esta tesis, he adquirido día a día una gran cantidad de competencias, tanto instrumentales como personales. De muchas de ellas no he ido siendo consciente hasta este momento en el que autoanalizo todo lo que me ha aportado esta maravillosa etapa como investigador en ciernes, como profesional y como persona.

6.1.1 Competencias investigadoras

Como investigador novel, durante estos años de doctorado la formación y la adquisición de conocimiento ha sido continua desde el primer día hasta la actualidad:

- *Búsqueda bibliográfica.* Tras la adquisición de unas pautas básicas en el proceso de búsqueda en el máster que me permitieron defenderme en los inicios del doctorado, esta capacidad ha ido aumentando desde el primer estudio que realizamos hasta la consecución de la presente tesis. Esta fase ha conllevado el aprendizaje del manejo de gestores de referencias bibliográficas y de los diferentes estilos bibliográficos utilizados en el mundo científico.
- *Parametrizar test funcionales con sensores inerciales y smartphones.* Esta fase ha implicado realizar búsquedas bibliográficas para saber qué test eran los más adecuados para la variable que queríamos estudiar y la población en la que lo queríamos analizar. Por otro lado, he tenido que adquirir nociones básicas del movimiento registrado por los sensores inerciales en los tres ejes del espacio y de las características principales del funcionamiento de los sensores inerciales en la parametrización del movimiento humano.
- *Procesar los datos obtenidos con sensores inerciales y smartphones.* Los sensores inerciales registran los datos en bruto del movimiento. Por ello, tuve que aprender a procesar y extraer los valores finales de las variables de estudio mediante el software informático Excel.

- *Crear una base de datos.* En esta fase aprendí la importancia que tiene en la investigación ser estructurado y ordenado. Además, tuve que aplicar los conocimientos básicos adquiridos durante el máster en el uso del software de análisis estadístico SPSS.
- *Analizar los datos obtenidos para cada variable de resultado.* Para esta labor, fue imprescindible profundizar en el uso del SPSS, cuyo conocimiento ha aumentado progresivamente en estos años. Así como mis conocimientos en el análisis estadístico en investigación mediante tutorías y cursos que me han permitido profundizar y comprenderla un poco más. Gracias a esto he podido realizar análisis descriptivos, de frecuencia, de fiabilidad, comparaciones entre muestras o análisis de efectividad.
- *Redactar un artículo científico.* El aprendizaje y mejora en estos años en cuanto a la estructura y escritura de cada una de las partes de un artículo ha sido directamente proporcional al tiempo dedicado por mis directores en ello, con tutorías formativas, escritura cara a cara, correcciones, comentarios y/o modificaciones. Este proceso me ha enseñado a sintetizar y expresar claramente las ideas, a ser conciso y ordenado.
- *Leer, analizar, evaluar y comparar otros estudios científicos.* A través de las búsquedas sobre el estado de un tema, la elaboración de introducciones y discusiones en diferentes estudios, la realización de revisiones sistemáticas o la evaluación como revisor de un artículo para su publicación en una revista científica; he sido capaz de ir aumentando paulatinamente mi capacidad de análisis crítico de otros estudios, y por ende, de los propios.
- *Diseñar un estudio.* En la actualidad y gracias a los diferentes estudios, tanto preclínicos como clínicos, llevados a cabo en esta tesis; soy capaz de diseñar, desarrollar y planificar un proyecto de investigación de diferente índole basándome en una premisa que apunte a una posible investigación científica.

- *Llevar a cabo la intervención de un proyecto.* Durante esta fase he tenido que interactuar con otros profesionales ajenos al equipo de investigación, lo cual me ha permitido desarrollar mis habilidades de trabajo en equipo y me ha permitido conocer mejor cuál es el sistema de trabajo de un proyecto de investigación multidisciplinar. Además, he aprendido la importancia que tiene ser sistemático y meticuloso en la evaluación de los sujetos, en la ejecución de la intervención y en la recogida de datos en un proyecto científico.
- *Recopilar datos.* Durante la consecución del proyecto de intervención de la tesis he tenido que recoger toda la información de las variables de estudio que se midieron. Para lo cual fue esencial tener un sistema ordenado y sistemático de recopilación de datos.
- *Transferir los resultados de la investigación a la clínica.* Algo que he aprendido y me ha quedado muy claro durante estos años de doctorado, es que la investigación en nuestro ámbito debe tener como fin arrojar clarividencia sobre un tema concreto y/o aportar facilidades y mejoras que hagan evolucionar la clínica. Esta transferencia ha sido realizada no solo con la elaboración de artículos científicos, sino con la elaboración de pósters y comunicaciones orales que han sido presentados en congresos y jornadas a nivel nacional e internacional. Lo que me ha ayudado a mejorar mis habilidades de comunicación oral y defensa pública de resultados, así como a ampliar mi capacidad de síntesis y concreción.
- *Dar formato a un artículo y someterlo en una revista científica.* Gracias a los estudios realizados durante esta tesis he podido familiarizarme con las normativas de las revistas para los formatos de los artículos, así como con las plataformas para someter los artículos en las revistas científicas.
- *Decidir qué variables de resultado deben ser extraídas.* El estudio llevado a cabo durante la estancia predoctoral me supuso, en primer lugar, la aplicación de competencias adquiridas previamente a nuevas situaciones como tener que decidir qué variables eran necesarias extraer y analizar para cumplir el objetivo del estudio.

- *Desarrollar un estudio de viabilidad de una intervención.* El estudio llevado a cabo junto al equipo investigador de la Universidad de Nottingham me ha permitido conocer un nuevo tipo de estudio que describe en profundidad todas las características de una intervención llevada a cabo en las mismas circunstancias y ámbito en el que se pretende implementar. Este conocimiento adquirido podría ser aplicable a futuros estudios realizados dentro del equipo de investigación al que pertenezco, ya que son el tipo de estudio necesario para poder proponer la implantación de nuevas intervenciones dentro de un sistema.

6.1.2 Competencias personales y profesionales

La oportunidad que me brindó el Profesor Antonio I. Cuesta-Vargas, director de esta tesis, de desarrollar esta etapa formativa dentro del grupo de investigación 'Clinimetría en Fisioterapia' (FE-14) del IBIMA ha supuesto una gran ventaja para mí. Puesto que me ha permitido conocer la dinámica de un equipo de investigación, el compromiso personal necesario para sumar y formar parte de él. Ha fomentado mis habilidades de trabajo en equipo y de compañerismo, además de suponer una red de apoyo fundamental en el trabajo diario. El contacto continuado con mis directores y su sistema de trabajo con objetivos claros y con fechas de entrega marcadas, han hecho que sea aún más ordenado, organizado y exigente en mi día a día, además de haber facilitado de gran manera este largo proceso que es la elaboración de una tesis. En cada estudio llevado a cabo he sido más consciente de la imperante necesidad de ser metódico, meticuloso, analítico y sistemático en la valoración de los sujetos, en la planificación y ejecución de la intervención, en la recogida de datos, en el procesamiento de datos, en la elaboración de la base de datos o en la escritura del artículo; cualidades que me siguen en mi día a día como persona y profesional.

A su vez, el proyecto de intervención educativa domiciliaria llevado a cabo durante el doctorado me ha permitido estar en contacto directo con un gran número de personas que habían sufrido un ictus y por consiguiente, estar en contacto con una gran cantidad y variedad de experiencias y situaciones vitales, y todos los sentimientos que estas acarrearán.

Esta experiencia me ha hecho mejorar, sin duda, mis habilidades comunicativas y mi capacidad empática.

La estancia predoctoral realizada en la Universidad de Nottingham durante cuatro meses y medio de la mano de la Profesora Kate Radford y su equipo de investigación ha sido una de las mejores decisiones tomadas durante mi doctorado a nivel personal. Ha supuesto la superación de la barrera y el tremendo miedo que me daba depender de un idioma diferente al español en mi día a día. Y no solamente he superado dicha barrera, sino que he trabajado y colaborado mano a mano dentro de un nuevo equipo de investigación, en el que me aceptaron e involucraron desde el primer día. Integración en el equipo y su sistema de trabajo que habría sido imposible de no haber formado parte, previamente, de un grupo de investigación en Málaga. Esta estancia fue abordada como una prueba final de mi doctorado, en la que debía poner en práctica las competencias adquiridas previamente. Puesto que tuve que obtener los datos necesarios de la información registrada, volcar dichos datos en una base de datos previamente creada, analizar datos y elaborar el artículo, todo ello llevado a cabo desde un sistema de trabajo en equipo con tiempos marcados. El contacto y uso diario del inglés, lengua que vertebró toda la producción y difusión de la producción científica, ha supuesto una mejora en mi nivel de idioma que no podría haber logrado de otra manera. El ser meticuloso, metódico, ordenado y sistemático ha sido esencial durante mi estancia en la Universidad de Nottingham debido al sistema de trabajo en cadena empujado y al hecho de que todo lo realizado por mí durante la estancia debía ser útil una vez que me volviera. Por último, el trabajo realizado durante estos meses en Nottingham ha permitido crear una colaboración entre equipos de investigación y con la 'División de Rehabilitación y Envejecimiento', lo que permitirá a futuros doctorandos y doctores titulados realizar estancias predoctorales y postdoctorales en dicha universidad.

Todas y cada una de las habilidades y competencias adquiridas como investigador son aplicables a mi práctica clínica habitual como terapeuta ocupacional. El poder crítico, analítico y de juicio, así como el ser metódico y meticuloso con las personas que se ponen en mis manos, están haciendo de mí un mejor profesional. Además, tras mi etapa como

doctorando, he aprendido la necesidad y la importancia que tiene complementar el conocimiento y experiencia propia con la evidencia científica en la práctica clínica.

Todos y cada uno de los comentarios, ayudas, apoyos, guías o correcciones, así como cada una de las experiencias vividas durante esta etapa, me han hecho evolucionar, crecer y madurar como persona.

6.2 Prospectiva

Tras la finalización de la tesis doctoral comenzaremos nuevos estudios preclínicos que irán encaminados al estudio de la fiabilidad de la cámara Kinect en la parametrización de test funcionales para posteriormente utilizarla como dispositivo de parametrización de dichos test en poblaciones patológicas con problemas de equilibrio y riesgo de caídas. Estos estudios serán llevados a cabo junto a un grupo de investigación del área de la ingeniería robótica. Respecto a estudios clínicos, intentaremos dar continuidad al ya desarrollado y comenzado durante esta tesis. Por lo que contactaremos con el servicio comunitario de terapia ocupacional de Málaga, perteneciente al sistema andaluz de salud, que atiende a las personas en fase aguda de ictus severo-moderado/moderado-leve que han sido dados de alta a sus domicilios. Además, intentaré contribuir a la consolidación de las líneas de colaboración e intercambio generadas por todos los miembros del grupo en general y por mí en particular.

A su vez, solicitaremos algunas de las becas ofrecidas por el Ministerio de Economía y Competitividad (Juan de la Cierva o Ramón y Cajal) así como las Ayudas posdoctorales de Formación en Investigación en Salud (PFIS) con el fin de completar su formación investigadora postdoctoral en un centro I+D nacional. Además se solicitarán ayudas para proyectos de investigación en terapia ocupacional convocadas por asociaciones o colegios de dicha disciplina.

Además, tras la estancia predoctoral realizada en la Universidad de Nottingham, se ha mantenido el contacto y la colaboración entre equipos de investigación, lo que podría dar

lugar a una futura estancia postdoctoral en la 'División de Rehabilitación y Envejecimiento'. Antes de esto, intentaremos conseguir un contrato de colaborador honorario en la Universidad de Málaga que me permita adquirir y desarrollar habilidades docentes.

7 BIBLIOGRAFÍA

- Ada, L., Dean, C. M., Hall, J. M., Bampton, J., & Crompton, S. (2003). A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), 1486-1491.
- Albin, T. J. (2012). Measuring the validity and reliability of ergonomic checklists. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.3233/DMA-2012-1464>
- Allen, L., Richardson, M., McIntyre, A., Janzen, S., Meyer, M., Ure, D., ... Teasell, R. (2014). Community stroke rehabilitation teams: providing home-based stroke rehabilitation in Ontario, Canada. *The Canadian Journal of Neurological Sciences. Le Journal Canadien Des Sciences Neurologiques*, 41(6), 697-703. <https://doi.org/10.1017/cjn.2014.31>
- Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F. R., & Schnider, A. (2009). Effect of Different Walking Aids on Walking Capacity of Patients With Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(8), 1408-1413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.02.010>
- Alvarez Sabín, J., Alonso de Leciñana, M., Gállego, J., Gil-Peralta, A., Casado, I., Castillo, J., ... Grupo de Estudio de las Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología. (2006). [Plan for stroke healthcare delivery]. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 21(10), 717-726.
- Alvarez-Sabín, J., Masjuan, J., Alonso de Leciñana, M., Lago, A., Gállego, J., Arenillas, J., ... Quintana, M. (2009). [Necessary components in the hospitals that attend patients with stroke: results of a survey of Spanish experts]. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 24(6), 373-378.
- Alvarez-Sabín, J., Quintana, M., Masjuan, J., Oliva-Moreno, J., Mar, J., Gonzalez-Rojas, N., ... CONOCES Investigators Group. (2016). Economic impact of patients admitted to stroke units in Spain. *The European Journal of Health Economics: HEPAC: Health Economics in Prevention and Care*. <https://doi.org/10.1007/s10198-016-0799-9>

- American Journal of Occupational Therapy. (1994). Uniform Terminology for Occupational Therapy - Third Edition. *American Journal of Occupational Therapy*, 48(11), 1047-1054. <https://doi.org/10.5014/ajot.48.11.1047>
- American Journal of Occupational Therapy. (2008). Occupational Therapy Practice Framework: Domain & Process 2nd Edition. *American Journal of Occupational Therapy*, 62(6), 625-683. <https://doi.org/10.5014/ajot.62.6.625>
- Anderson, C., Mhurchu, C. N., Rubenach, S., Clark, M., Spencer, C., & Winsor, A. (2000). Home or hospital for stroke Rehabilitation? Results of a randomized controlled trial : II: cost minimization analysis at 6 months. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 31(5), 1032-1037.
- Aplin, L. M., Farine, D. R., Morand-Ferron, J., Cole, E. F., Cockburn, A., & Sheldon, B. C. (2013). Individual personalities predict social behaviour in wild networks of great tits (*Parus major*). *Ecology Letters*, 16(11), 1365-1372. <https://doi.org/10.1111/ele.12181>
- Aplin, T., de Jonge, D., & Gustafsson, L. (2015). Understanding home modifications impact on clients and their family's experience of home: A qualitative study. *Australian Occupational Therapy Journal*, 62(2), 123-131. <https://doi.org/10.1111/1440-1630.12156>
- Arechabala Mantuliz, M. C., & Miranda Castillo, C. (2002). Validación de una escala de apoyo social percibido en un grupo de adultos mayores adscritos a un programa de hipertensión de la región metropolitana. *Ciencia y enfermería*, 8(1), 49-55. <https://doi.org/10.4067/S0717-95532002000100007>
- Arya, K. N., & Pandian, S. (2014). Inadvertent recovery in communication deficits following the upper limb mirror therapy in stroke: A case report. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(4), 566-568. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.02.005>
- Ávila, A., Durán, M., Peralbo, M., Torres, G., Saavedra, M., & Viana, I. M. (2014). Effectiveness of an Occupational Therapy Home Programme in Spain for People Affected by Stroke. *Occupational Therapy International*, n/a-n/a. <https://doi.org/10.1002/oti.1377>

- Aydin, T., Taspinar, O., Kepekci, M., Keskin, Y., Erten, B., Gunel, M., ... Mutluer, A. S. (2016). Functional independence measure scores of patients with hemiplegia followed up at home and in university hospitals. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(2), 553-557. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.553>
- Aziz, N. A., Leonardi-Bee, J., Phillips, M., Gladman, J. R. F., Legg, L., & Walker, M. F. (2008). Therapy-based rehabilitation services for patients living at home more than one year after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2), CD005952. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005952.pub2>
- Aziz, O., Park, E. J., Mori, G., & Robinovitch, S. N. (2014). Distinguishing the causes of falls in humans using an array of wearable tri-axial accelerometers. *Gait & Posture*, 39(1), 506-512. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.034>
- Balasoorya-Smeekens, C., Bateman, A., Mant, J., & De Simoni, A. (2016). Barriers and facilitators to staying in work after stroke: insight from an online forum. *BMJ Open*, 6(4), e009974. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2015-009974>
- Barrois, R., Ricard, D., Oudre, L., Tlili, L., Provost, C., Vidal, P.-P., & Yelnik, A. (2016). Observational study of 180° turn using Inertial Measurement Units in post-stroke ambulatory patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59S, e117. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.264>
- Batchelor, F. A., Mackintosh, S. F., Said, C. M., & Hill, K. D. (2012). Falls after stroke. *International Journal of Stroke: Official Journal of the International Stroke Society*, 7(6), 482-490. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x>
- Bayón, M., & Martínez, J. (2010). Rehabilitación del ictus mediante realidad virtual. *Rehabilitación*, 44(3), 256-260. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2009.11.005>
- Behrman, A. L., Light, K. E., Flynn, S. M., & Thigpen, M. T. (2002). Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(4), 538-542. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.30934>
- Beninato, M., Gill-Body, K. M., Salles, S., Stark, P. C., Black-Schaffer, R. M., & Stein, J. (2006). Determination of the Minimal Clinically Important Difference in the FIM

- Instrument in Patients With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(1), 32-39. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.08.130>
- Bertilsson, A.-S., Eriksson, G., Ekstam, L., Tham, K., Andersson, M., von Koch, L., & Johansson, U. (2015). A cluster randomized controlled trial of a client-centred, activities of daily living intervention for people with stroke: One year follow-up of caregivers. *Clinical Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1177/0269215515603780>
- Birmingham, T. B. (2000). Test-retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(4), 264-268.
- Bonnyaud, C., Pradon, D., Zory, R., Bensmail, D., Vuillerme, N., & Roche, N. (2015). Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 36(1), 73-80. <https://doi.org/10.3233/NRE-141194>
- Bouffioulx, É., Arnould, C., & Thonnard, J.-L. (2011). Satisfaction With Activity and Participation and Its Relationships With Body Functions, Activities, or Environmental Factors in Stroke Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(9), 1404-1410. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.03.031>
- Bower, K. J., McGinley, J. L., Miller, K. J., & Clark, R. A. (2014). Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: reliability and association with clinical tests. *PloS One*, 9(12), e115282. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0115282>
- Brady, M. C., Kelly, H., Godwin, J., Enderby, P., & Campbell, P. (2016). Speech and language therapy for aphasia following stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 6, CD000425. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000425.pub4>
- Brannigan, C., Galvin, R., Walsh, M. E., Loughnane, C., Morrissey, E.-J., Macey, C., ... Horgan, N. F. (2016). Barriers and facilitators associated with return to work after stroke: a qualitative meta-synthesis. *Disability and Rehabilitation*, 1-12. <https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1141242>

- Broeks, J. G., Lankhorst, G. J., Rumping, K., & Prevo, A. J. (1999). The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. *Disability and Rehabilitation*, 21(8), 357-364.
- Byl, N. N. (2012). Mobility training using a bionic knee orthosis in patients in a post-stroke chronic state: a case series. *Journal of Medical Case Reports*, 6, 216. <https://doi.org/10.1186/1752-1947-6-216>
- Cabanas-Valdés, R., Girabent-Farrés, M., Cánovas-Vergé, D., Caballero-Gómez, F. M., Germán-Romero, A., & Bagur-Calafat, C. (2015). [Spanish translation and validation of the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS) to assess balance and postural control in adult post-stroke patients]. *Revista De Neurologia*, 60(4), 151-158.
- Camoes-Barbosa, A., Sequeira-Medeiros, L., Duarte, N., Morais, J., Mendes, M., & Meneses, C. (2012). Afasia y depresión post-ictus: una relación predictiva. *Rehabilitación*, 46(1), 36-40. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2011.11.001>
- Canbek, J. P., Fulk, G. P., Nof, L. P., & Echternach, J. D. (2013). Test-Retest Reliability and Construct Validity of the Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment in People With Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy March 2013*, 37(1), 14-19. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e318283ffcc>
- Carver, T., Nadeau, S., & Leroux, A. (2011). Relation between physical exertion and postural stability in hemiparetic participants secondary to stroke. *Gait & Posture*, 33(4), 615-619. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.001>
- Cavanaugh, J. T., Shinberg, M., Ray, L., Shipp, K. M., Kuchibhatla, M., & Schenkman, M. (1999). Kinematic characterization of standing reach: comparison of younger vs. older subjects. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(4), 271-279.
- Chamorro, A., Alonso, P., Arrizabalaga, J., Carné, X., & Camps, V. (2001). [Limitations of evidence-based medicine: the case of stroke]. *Medicina Clínica*, 116(9), 343-349.
- Chang, W. H., Sohn, M. K., Lee, J., Kim, D. Y., Lee, S.-G., Shin, Y.-I., ... Kim, Y.-H. (2016). Return to work after stroke: The KOSCO Study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 48(3), 273-279. <https://doi.org/10.2340/16501977-2053>

- Charlton, P. C., Mentiplay, B. F., Pua, Y.-H., & Clark, R. A. (2014). Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *Journal of Science and Medicine in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.008>
- Choi, J.-U., & Kang, S. (2015). The effects of patient-centered task-oriented training on balance activities of daily living and self-efficacy following stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(9), 2985-2988. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2985>
- Chu, K. S., Eng, J. J., Dawson, A. S., Harris, J. E., Ozkaplan, A., & Gylfadóttir, S. (2004). Water-based exercise for cardiovascular fitness in people with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 870-874.
- Cicerone, K. D., Dahlberg, C., Malec, J. F., Langenbahn, D. M., Felicetti, T., Kneipp, S., ... Catanese, J. (2005). Evidence-based cognitive rehabilitation: updated review of the literature from 1998 through 2002. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(8), 1681-1692. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.024>
- Clark, R. A., Pua, Y.-H., Oliveira, C. C., Bower, K. J., Thilarajah, S., McGaw, R., ... Mentiplay, B. F. (2015). Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. *Gait & Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.005>
- Collin, C., & Wade, D. (1990). Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 53(7), 576-579. <https://doi.org/10.1136/jnnp.53.7.576>
- Collin, C., Wade, D. T., Davies, S., & Horne, V. (1988). The Barthel ADL Index: a reliability study. *International Disability Studies*, 10(2), 61-63.
- Concepción, O. F., Pérez, E. R., Alvarez, M. A., & Zuaznábar, M. A. B. (2008). Validación de la escala de calidad de vida para el ictus (ECVI-38). *Revista de neurología*, 46(3), 147-152.

- Corriveau, H., Hébert, R., Raïche, M., & Prince, F. (2004). Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), 1095-1101. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.09.023>
- Costarella, M., Monteleone, L., Steindler, R., & Zuccaro, S. M. (2010). Decline of physical and cognitive conditions in the elderly measured through the functional reach test and the mini-mental state examination. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 50(3), 332-337. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.05.013>
- Côté, R., Hachinski, V. C., Shurvell, B. L., Norris, J. W., & Wolfson, C. (1986). The Canadian Neurological Scale: a preliminary study in acute stroke. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 17(4), 731-737.
- Cott, C. A., Wiles, R., & Devitt, R. (2007). Continuity, transition and participation: preparing clients for life in the community post-stroke. *Disability and Rehabilitation*, 29(20-21), 1566-1574. <https://doi.org/10.1080/09638280701618588>
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., ... European Working Group on Sarcopenia in Older People. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Ageing*, 39(4), 412-423. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq034>
- 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., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews: PTR*, 15(6), 462-473. <https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Cuesta-Vargas, A. I., Paz-Lourido, B., & Rodriguez, A. (2011). Physical fitness profile in adults with intellectual disabilities: Differences between levels of sport practice. *Research in Developmental Disabilities*, 32(2), 788-794. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.10.023>

- Daly, J. J., Sng, K., Roenigk, K., Fredrickson, E., & Dohring, M. (2007). Intra-limb coordination deficit in stroke survivors and response to treatment. *Gait & Posture*, 25(3), 412-418. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.007>
- Darrigrand, B., Dutheil, S., Michelet, V., Rereau, S., Rousseaux, M., & Mazaux, J.-M. (2011). Communication impairment and activity limitation in stroke patients with severe aphasia. *Disability and Rehabilitation*, 33(13-14), 1169-1178. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.524271>
- De Bujanda, E., Nadeau, S., Bourbonnais, D., & Dickstein, R. (2003). Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(6), 259-264.
- de Jonge, D. M., Jones, A., Phillips, R., & Chung, M. (2011). Understanding the essence of home: older people's experience of home in Australia. *Occupational Therapy International*, 18(1), 39-47. <https://doi.org/10.1002/oti.312>
- de Oliveira, C. B., de Medeiros, I. R. T., Frota, N. A. F., Greters, M. E., & Conforto, A. B. (2008). Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(8), 1215-1226.
- de Rooij, I. J. M., van de Port, I. G. L., & Meijer, J.-W. G. (2016). The Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2522/ptj.20160054>
- de Waroquier-Leroy, L., Bleuse, S., Serafi, R., Watelain, E., Pardessus, V., Tiffreau, A.-V., & Thevenon, A. (2014). The Functional Reach Test: Strategies, performance and the influence of age. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57(6-7), 452-464. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2014.03.003>
- Demaerschalk, B. M., Vegunta, S., Vargas, B. B., Wu, Q., Channer, D. D., & Hentz, J. G. (2012). Reliability of Real-Time Video Smartphone for Assessing National Institutes of Health Stroke Scale Scores in Acute Stroke Patients. *Stroke*, 43(12), 3271-3277. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.669150>

- Desrosiers, J., Noreau, L., Rochette, A., Bravo, G., Hébert, R., & Boutin, C. (2003). Comparison of two functional independence scales with a participation measure in post-stroke rehabilitation. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 37(2), 157-172. [https://doi.org/10.1016/S0167-4943\(03\)00044-X](https://doi.org/10.1016/S0167-4943(03)00044-X)
- DeWaard, Benjamin P., Bentrup, Brian R., Hollman, John H., & Brasseur, Jeannette E. (2002). Relationship of the Functional Reach and Lateral Reach Tests... : *Journal of Geriatric Physical Therapy*. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 25(3), 4.
- Díaz-Guzmán, J., Egido, J.-A., Gabriel-Sánchez, R., Barberá-Comes, G., Fuentes-Gimeno, B., Fernández-Pérez, C., & IBERICTUS Study Investigators of the Stroke Project of the Spanish Cerebrovascular Diseases Study Group. (2012). Stroke and transient ischemic attack incidence rate in Spain: the IBERICTUS study. *Cerebrovascular Diseases (Basel, Switzerland)*, 34(4), 272-281. <https://doi.org/10.1159/000342652>
- Dimyan, M. A., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nature Reviews. Neurology*, 7(2), 76-85. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2010.200>
- Dobkin, B. H. (2004). Strategies for stroke rehabilitation. *The Lancet. Neurology*, 3(9), 528-536. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(04\)00851-8](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(04)00851-8)
- Doheny, E., McGrath, D., Ditroilo, M., Mair, J. L., Greene, B. R., Caulfield, B., ... Lowery, M. M. (2013). Effects of a low-volume, vigorous intensity step exercise program on functional mobility in middle-aged adults. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(8), 1748-1757. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0804-8>
- Doheny, E. P., McGrath, D., Greene, B. R., Walsh, L., McKeown, D., Cunningham, C., ... Caulfield, B. (2012). Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. En *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 3300-3303). <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346670>
- Doheny, E., 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.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.013>
- D'Olhaberriague, L., Litvan, I., Mitsias, P., & Mansbach, H. H. (1996). A Reappraisal of Reliability and Validity Studies in *Stroke*, 27(12), 2331-2336.
<https://doi.org/10.1161/01.STR.27.12.2331>
- Domínguez Ferraz, D., & Grau Pellicer, M. (2011). Entrenamiento aeróbico y de fuerza en la rehabilitación del ictus. *Fisioterapia*, 33(5), 210-216.
<https://doi.org/10.1016/j.ft.2011.06.006>
- Duarte, E., Alonso, B., Fernández, M. J., Fernández, J. M., Flórez, M., García-Montes, I., ... Soler, A. (2010). Rehabilitación del ictus: modelo asistencial. Recomendaciones de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2009. *Rehabilitación*, 44(1), 60-68. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2009.10.001>
- Duffy, L., Gajree, S., Langhorne, P., Stott, D. J., & Quinn, T. J. (2013). Reliability (Inter-rater Agreement) of the Barthel Index for Assessment of Stroke Survivors Systematic Review and Meta-analysis. *Stroke*, 44(2), 462-468.
<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.678615>
- Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., & Laster, L. J. (1999). The Stroke Impact Scale Version 2.0 Evaluation of Reliability, Validity, and Sensitivity to Change. *Stroke*, 30(10), 2131-2140. <https://doi.org/10.1161/01.STR.30.10.2131>
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45(6), M192-197.
- Duncan, P. W., Zorowitz, R., Bates, B., Choi, J. Y., Glasberg, J. J., Graham, G. D., ... Reker, D. (2005). Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 36(9), e100-143.
<https://doi.org/10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF>
- Ejupi, A., Brodie, M., Gschwind, Y. J., Lord, S. R., Zagler, W. L., & Delbaere, K. (2015). Kinect-Based Five-Times-Sit-to-Stand Test for Clinical and In-Home Assessment of Fall Risk in Older People. *Gerontology*, 62(1), 118-124.
<https://doi.org/10.1159/000381804>

- Espárrago Llorca, G., Castilla-Guerra, L., Fernández Moreno, M. C., Ruiz Doblado, S., & Jiménez Hernández, M. D. (2015). Post-stroke depression: an update. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 30(1), 23-31. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2012.06.008>
- European Stroke Initiative Executive Committee, EUSI Writing Committee, Olsen, T. S., Langhorne, P., Diener, H. C., Hennerici, M., ... Bath, P. (2003). European Stroke Initiative Recommendations for Stroke Management-update 2003. *Cerebrovascular Diseases (Basel, Switzerland)*, 16(4), 311-337.
- Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., Silva, E. B., & Nadeau, S. (2012). Expanded timed up and go test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 1034-1038. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.025>
- Félix-Redondo, F. J., Consuegra-Sánchez, L., Ramírez-Moreno, J. M., Lozano, L., Escudero, V., & Fernández-Bergés, D. (2013). Ischemic stroke mortality tendency (2000-2009) and prognostic factors. ICTUS Study-Extremadura (Spain). *Revista Clínica Española*, 213(4), 177-185. <https://doi.org/10.1016/j.rce.2013.01.005>
- Flansbjer, U.-B., Holmbäck, A. M., Downham, D., Patten, C., & Lexell, J. (2005). Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82. <https://doi.org/10.1080/16501970410017215>
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., ... Watkins, C. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 42(1), 9-14. <https://doi.org/10.2340/16501977-0473>
- Fuentes, B., Díez-Tejedor, E., Ortega-Casarrubios, M. A., Martínez, P., Lara, M., & Frank, A. (2006). Consistency of the benefits of stroke units over years of operation: an 8-year effectiveness analysis. *Cerebrovascular Diseases (Basel, Switzerland)*, 21(3), 173-179. <https://doi.org/10.1159/000090529>

- Fuentes, B., Martínez-Sánchez, P., & Díez Tejedor, E. (2015). Protocolo de tratamiento del ictus isquémico agudo. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 11(71), 4282-4287. [https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(15\)30007-X](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(15)30007-X)
- 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(1), 156. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). 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. <https://doi.org/10.2196/mhealth.2710>
- Galan-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Mobile Romberg test assessment (mRomberg). *BMC Research Notes*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/1756-0500-7-640>
- Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2015). Clinical frailty syndrome assessment using inertial sensors embedded in smartphones. *Physiological Measurement*, 36(9), 1929-1942. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/9/1929>
- Gebruers, N., Vanroy, C., Truijen, S., Engelborghs, S., & De Deyn, P. P. (2010). Monitoring of Physical Activity After Stroke: A Systematic Review of Accelerometry-Based Measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(2), 288-297. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.025>
- Geddes, J. M., & Chamberlain, M. A. (2001). Home-based rehabilitation for people with stroke: a comparative study of six community services providing co-ordinated, multidisciplinary treatment. *Clinical Rehabilitation*, 15(6), 589-599.
- Gilbertson, L., & Langhorne, P. (2000). Home-Based Occupational Therapy: Stroke Patients' Satisfaction with Occupational Performance and Service Provision. *The British Journal of Occupational Therapy*, 63(10), 464-468. <https://doi.org/10.1177/030802260006301002>

- Gilbertson, L., Langhorne, P., Walker, A., Allen, A., & Murray, G. D. (2000). Domiciliary occupational therapy for patients with stroke discharged from hospital: randomised controlled trial. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 320(7235), 603-606.
- Go, A. S., Mozaffarian, D., Roger, V. L., Benjamin, E. J., Berry, J. D., Blaha, M. J., ... American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. (2014). Executive summary: heart disease and stroke statistics--2014 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*, 129(3), 399-410. <https://doi.org/10.1161/01.cir.0000442015.53336.12>
- Goldie, P. A., Matyas, T. A., & Evans, O. M. (2001). Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1057-1065. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.25085>
- Gräsel, E., Biehler, J., Schmidt, R., & Schupp, W. (2005). Intensification of the transition between inpatient neurological rehabilitation and home care of stroke patients. Controlled clinical trial with follow-up assessment six months after discharge. *Clinical Rehabilitation*, 19(7), 725-736.
- Grauwmeijer, E., Heijnenbrok-Kal, M. H., Haitsma, I. K., & Ribbers, G. M. (2012). A prospective study on employment outcome 3 years after moderate to severe traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 993-999. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.018>
- Gray, C. K., & Culham, E. (2014). Sit-to-Stand in People with Stroke: Effect of Lower Limb Constraint-Induced Movement Strategies. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/683681>
- Green, J., Forster, A., & Young, J. (2001). A test-retest reliability study of the Barthel Index, the Rivermead Mobility Index, the Nottingham Extended Activities of Daily Living Scale and the Frenchay Activities Index in stroke patients. *Disability and Rehabilitation*, 23(15), 670-676.
- Greene, B. R., McGrath, D., Walsh, L., Doheny, E. P., McKeown, D., Garattini, C., ... Kenny, R. A. (2012). Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of

- standing balance. *Physiological Measurement*, 33(12), 2049-2063.
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>
- Guo, Y., Zhao, G., Liu, Q., Mei, Z., Ivanov, K., & Wang, L. (2013). Balance and knee extensibility evaluation of hemiplegic gait using an inertial body sensor network. *BioMedical Engineering OnLine*, 12(1), 83. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-83>
- Gustafsson, L., & Bootle, K. (2013). Client and carer experience of transition home from inpatient stroke rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 35(16), 1380-1386.
<https://doi.org/10.3109/09638288.2012.740134>
- Hafsteinsdóttir, T. B., Rensink, M., & Schuurmans, M. (2014). Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(3), 197-210. <https://doi.org/10.1310/tsr2103-197>
- Hall, J. R., Johnson, L. A., Barber, R. C., Vo, H. T., Winter, A. S., O'Bryant, S. E., & Texas Alzheimer's Research and Care Consortium. (2012). Biomarkers of basic activities of daily living in Alzheimer's disease. *Journal of Alzheimer's Disease: JAD*, 31(2), 429-437. <https://doi.org/10.3233/JAD-2012-111481>
- Heebner, N. R., Akins, J. S., Lephart, S. M., & Sell, T. C. (2014). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.009>
- Hilari, K. (2011). The impact of stroke: are people with aphasia different to those without? *Disability and Rehabilitation*, 33(3), 211-218.
<https://doi.org/10.3109/09638288.2010.508829>
- Hodson, T., Aplin, T., & Gustafsson, L. (2016). Understanding the dimensions of home for people returning home post stroke rehabilitation. *British Journal of Occupational Therapy*, 0308022615619420. <https://doi.org/10.1177/0308022615619420>
- Holbein-Jenny, M. A., Billek-Sawhney, B., Beckman, E., & Smith, T. (2005). Balance in personal care home residents: a comparison of the Berg Balance Scale, the Multi-Directional Reach Test, and the Activities-Specific Balance Confidence Scale. *Journal of Geriatric Physical Therapy* (2001), 28(2), 48-53.

- Houlden, H., Edwards, M., McNeil, J., & Greenwood, R. (2006). Use of the Barthel Index and the Functional Independence Measure during early inpatient rehabilitation after single incident brain injury. *Clinical Rehabilitation*, *20*(2), 153-159.
- Jauch, E. C., Saver, J. L., Adams, H. P., Bruno, A., Connors, J. J. B., Demaerschalk, B. M., ... Council on Clinical Cardiology. (2013). Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, *44*(3), 870-947. <https://doi.org/10.1161/STR.0b013e318284056a>
- Jennett, B., Teasdale, G., Braakman, R., Minderhoud, J., & Knill-Jones, R. (1976). Predicting outcome in individual patients after severe head injury. *Lancet (London, England)*, *1*(7968), 1031-1034.
- Jerome, D., Dehail, P., Daviet, J.-C., Lamothe, G., De Sèze, M.-P., Orgogozo, J.-M., & Mazaux, J.-M. (2009). Stroke in under-75-year-olds: expectations, concerns and needs. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *52*(7-8), 525-537. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2009.06.007>
- Jongbloed, L. (1994). Adaptation to a Stroke: The Experience of One Couple. *The American Journal of Occupational Therapy*, *48*(11), 1006-1013. <https://doi.org/10.5014/ajot.48.11.1006>
- Kamphuis, J. F., de Kam, D., Geurts, A. C. H., & Weerdesteyn, V. (2013). Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment*, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/692137>
- Kang, T.-W., Lee, J.-H., & Cynn, H.-S. (2016). Six-Week Nordic Treadmill Training Compared with Treadmill Training on Balance, Gait, and Activities of Daily Living for Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: The Official Journal of National Stroke Association*, *25*(4), 848-856. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.11.037>
- Karthikbabu, S., Nayak, A., Vijayakumar, K., Misri, Z., Suresh, B., Ganesan, S., & Joshua, A. M. (2011). Comparison of physio ball and plinth trunk exercises regimens on trunk

- control and functional balance in patients with acute stroke: a pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 25(8), 709-719. <https://doi.org/10.1177/0269215510397393>
- Katz-Leurer, M., Fisher, I., Neeb, M., Schwartz, I., & Carmeli, E. (2009). Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disability & Rehabilitation*, 31(3), 243-248. <https://doi.org/10.1080/09638280801927830>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., James, D. A., & Barrett, R. (2006). Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2863-2872. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.012>
- Kim, S. S., Lee, H. J., & You, Y. Y. (2015). Effects of ankle strengthening exercises combined with motor imagery training on the timed up and go test score and weight bearing ratio in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(7), 2303-2305. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2303>
- Kiran, S., Meier, E. L., Kapse, K. J., & Glynn, P. A. (2015). Changes in task-based effective connectivity in language networks following rehabilitation in post-stroke patients with aphasia. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 316. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00316>
- Knorr, S., Brouwer, B., & Garland, S. J. (2010). Validity of the Community Balance and Mobility Scale in community-dwelling persons after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(6), 890-896. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.02.010>
- Kohler, F., Dickson, H., Redmond, H., Estell, J., & Connolly, C. (2009). Agreement of functional independence measure item scores in patients transferred from one rehabilitation setting to another. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(4), 479-485.
- Kozak, K., Ashton-Miller, J. A., & Alexander, N. B. (2003). The effect of age and movement speed on maximum forward reach from an elevated surface: a study in healthy women. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 190-196. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00205-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00205-X)

- Kristensen, H. K., Borg, T., & Hounsgaard, L. (2011). Facilitation of Research-Based Evidence within Occupational Therapy in Stroke Rehabilitation. *The British Journal of Occupational Therapy*, 74(10), 473-483. <https://doi.org/10.4276/030802211X13182481841949>
- Kristensen, H. K., Ytterberg, C., Jones, D. L., & Lund, H. (2016). Research-based evidence in stroke rehabilitation: an investigation of its implementation by physiotherapists and occupational therapists. *Disability and Rehabilitation*, 1-11. <https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1138550>
- Kwong, P. W. H., Ng, S. S. M., Chung, R. C. K., & Ng, G. Y. F. (2014). Foot placement and arm position affect the five times sit-to-stand test time of individuals with chronic stroke. *BioMed Research International*, 2014, 636530. <https://doi.org/10.1155/2014/636530>
- Lai, S.-M., Studenski, S., Duncan, P. W., & Perera, S. (2002). Persisting Consequences of Stroke Measured by the Stroke Impact Scale. *Stroke*, 33(7), 1840-1844. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000019289.15440.F2>
- Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *Lancet (London, England)*, 377(9778), 1693-1702. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Langhorne, P., & Legg, L. (1999). Therapy for stroke patients living at home. Outpatient Therapy Trialists. *Lancet (London, England)*, 354(9191), 1730-1731.
- Larivière, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A., Gagnon, D., & Shirazi-Adl, A. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 899-907. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.002>
- Laska, A. C., Kahan, T., Hellblom, A., Murray, V., & von Arbin, M. (2011). A randomized controlled trial on very early speech and language therapy in acute stroke patients with aphasia. *Cerebrovascular Diseases Extra*, 1(1), 66-74. <https://doi.org/10.1159/000329835>

- Lau, K. W. K., & Mak, M. K. Y. (2011). Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(8), 709-713. <https://doi.org/10.2340/16501977-0838>
- Lazar, R. M., Minzer, B., Antonello, D., Festa, J. R., Krakauer, J. W., & Marshall, R. S. (2010). Improvement in aphasia scores after stroke is well predicted by initial severity. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 41(7), 1485-1488. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.577338>
- Lee, S. W., Triandafilou, K., Lock, B. A., & Kamper, D. G. (2013). Impairment in task-specific modulation of muscle coordination correlates with the severity of hand impairment following stroke. *PloS One*, 8(7), e68745. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0068745>
- Legg, L. A., Drummond, A. E., & Langhorne, P. (2006). Occupational therapy for patients with problems in activities of daily living after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4), CD003585. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003585.pub2>
- Legg, L., & Langhorne, P. (2004). Therapy-based rehabilitation for stroke patients living at home. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 35(4), 1022. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000121043.21973.9F>
- Legg, L., Langhorne, P., & Outpatient Service Trialists. (2004). Rehabilitation therapy services for stroke patients living at home: systematic review of randomised trials. *Lancet (London, England)*, 363(9406), 352-356. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(04\)15434-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(04)15434-2)
- Lexell, J., Flansbjer, U.-B., Holmbæk, A. M., Downham, D., & Patten, C. (2005). RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82. <https://doi.org/10.1080/16501970410017215>
- Liu, M., Chen, J., Fan, W., Mu, J., Zhang, J., Wang, L., ... Ni, C. (2016). Effects of modified sit-to-stand training on balance control in hemiplegic stroke patients: a randomized

- controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 30(7), 627-636.
<https://doi.org/10.1177/0269215515600505>
- Lopes, J. M., Sanchis, G. J. B., Medeiros, J. L. A. de, & Dantas, F. G. (2016). Hospitalization for ischemic stroke in Brazil: an ecological study on the possible impact of Hiperdia. *Revista Brasileira De Epidemiologia = Brazilian Journal of Epidemiology*, 19(1), 122-134. <https://doi.org/10.1590/1980-5497201600010011>
- López Espuela, F., Jiménez Gracia, M. A., Luengo Morales, E., Blanco Gazapo, A., Márquez Caballero, J., Bravo Fernández, S., & Portilla Cuenca, J. C. (2011). [A descriptive study of patients seen in a stroke unit in the Community of Extremadura]. *Enfermería Intensiva / Sociedad Española De Enfermería Intensiva Y Unidades Coronarias*, 22(4), 138-143. <https://doi.org/10.1016/j.enfi.2010.11.002>
- López Fernández, J. C., Masjuan Vallejo, J., Arenillas Lara, J., Blanco González, M., Botia Paniagua, E., Casado Naranjo, I., ... Vidal Sánchez, J. A. (2014). Analysis of stroke care resources in Spain in 2012: have we benefitted from the Spanish Health System's stroke care strategy? *Neurología (Barcelona, Spain)*, 29(7), 387-396. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2013.06.017>
- López-Espuela, F., Jiménez-Gracia, M. A., Blanco-Gazapo, M. A., Gavilán-Iglesias, T., Portilla-Cuenca, J. C., & Pedrera-Zamorano, J. D. (2011). Depresión postictus: factores que afectan al estado de ánimo. *Revista Científica de la Sociedad Española de Enfermería Neurológica*, 34(1), 32-38. [https://doi.org/10.1016/S2013-5246\(11\)70003-4](https://doi.org/10.1016/S2013-5246(11)70003-4)
- Mackintosh, S. F., Hill, K. D., Dodd, K. J., Goldie, P. A., & Culham, E. G. (2006). Balance Score and a History of Falls in Hospital Predict Recurrent Falls in the 6 Months Following Stroke Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1583-1589. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.004>
- Macko, R. F., Benvenuti, F., Stanhope, S., Macellari, V., Taviani, A., Nesi, B., ... Stuart, M. (2008). Adaptive physical activity improves mobility function and quality of life in chronic hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(2), 323-328.

- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2005). Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurologic Clinics*, 23(3), 751-783, vi-vii. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2005.01.002>
- Manaf, H., Justine, M., & Omar, M. (2014). Functional Balance and Motor Impairment Correlations with Gait Parameters during Timed Up and Go Test across Three Attentional Loading Conditions in Stroke Survivors. *Stroke Research and Treatment*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/439304>
- Manaf, H., Justine, M., Ting, G. H., & Latiff, L. A. (2014). Comparison of gait parameters across three attentional loading conditions during timed up and go test in stroke survivors. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(2), 128-136. <https://doi.org/10.1310/tsr2102-128>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012a). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 59. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Mancini, M., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Zampieri, C., King, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2012b). iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 59. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-59>
- Mang, C. S., Campbell, K. L., Ross, C. J. D., & Boyd, L. A. (2013). Promoting neuroplasticity for motor rehabilitation after stroke: considering the effects of aerobic exercise and genetic variation on brain-derived neurotrophic factor. *Physical Therapy*, 93(12), 1707-1716. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130053>
- Mar, J., Álvarez-Sabín, J., Oliva, J., Becerra, V., Casado, M. Á., Yébenes, M., ... Masjuan, J. (2013). The costs of stroke in Spain by aetiology: the CONOCES study protocol. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 28(6), 332-339. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2012.07.004>
- Mar, J., Masjuan, J., Oliva-Moreno, J., Gonzalez-Rojas, N., Becerra, V., Casado, M. Á., ... CONOCES Investigators Group. (2015). Outcomes measured by mortality rates,

- quality of life and degree of autonomy in the first year in stroke units in Spain. *Health and Quality of Life Outcomes*, 13, 36. <https://doi.org/10.1186/s12955-015-0230-8>
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C.-C., Musolino, M. C., Furman, G. R., & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research*, 23(4), 227-235. <https://doi.org/10.3233/VES-130490>
- Martí-Fàbregas, J. (2013). Ictus isquémico: nihilismo, evidencia y equidad. *Revista Clínica Española*, 213(4), 200-202. <https://doi.org/10.1016/j.rce.2013.01.002>
- Martinez-Mendez, R., Sekine, M., & Tamura, T. (2011). Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8, 17. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-17>
- Martinez-Mendez, R., Sekine, M., & Tamura, T. (2012). Postural sway parameters using a triaxial accelerometer: comparing elderly and young healthy adults. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(9), 899-910. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.565753>
- Masjuan, J., Alvarez-Sabín, J., Arenillas, J., Calleja, S., Castillo, J., Dávalos, A., ... Tejero, C. (2011). [Stroke health care plan (ICTUS II. 2010)]. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 26(7), 383-396. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2010.05.008>
- Masjuan Vallejo, J. (2009). [Stroke unit: the best treatment for stroke patients]. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 24(5), 285-287.
- McDonnell, M. N., Koblar, S., Ward, N. S., Rothwell, J. C., Hordacre, B., & Ridding, M. C. (2015). An investigation of cortical neuroplasticity following stroke in adults: is there evidence for a critical window for rehabilitation? *BMC Neurology*, 15, 109. <https://doi.org/10.1186/s12883-015-0356-7>
- Mehndiratta, P., Chapman Smith, S., & Worrall, B. B. (2015). Etiologic stroke subtypes: updated definition and efficient workup strategies. *Current Treatment Options in Cardiovascular Medicine*, 17(1), 357. <https://doi.org/10.1007/s11936-014-0357-7>

- Mehrholz, J., Kugler, J., & Pohl, M. (2011). Water-based exercises for improving activities of daily living after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (1), CD008186. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008186.pub2>
- Meijer, R., Plotnik, M., Zwaafink, E. G., van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Martina, J. D., & Hausdorff, J. M. (2011). Markedly impaired bilateral coordination of gait in post-stroke patients: Is this deficit distinct from asymmetry? A cohort study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8, 23. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-23>
- Mellone, S., Tacconi, C., & Chiari, L. (2012). Validity of a Smartphone-based instrumented Timed Up and Go. *Gait & Posture*, 36(1), 163-165. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.006>
- Merchán-Baeza, J. A., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability in the Parameterization of the Functional Reach Test in Elderly Stroke Patients: A Pilot Study. *BioMed Research International*, 2014, e637671. <https://doi.org/10.1155/2014/637671>
- Middleton, A., Braun, C. H., Lewek, M. D., & Fritz, S. L. (2016). Balance impairment limits ability to increase walking speed in individuals with chronic stroke. *Disability and Rehabilitation*, 1-6. <https://doi.org/10.3109/09638288.2016.1152603>
- Ministerio de Sanidad y Política Social. (2009). *Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud* (Estrategia en Ictus) (p. 163). Ministerio de Sanidad y Política Social. Recuperado a partir de <http://www.msssi.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/docs/EstrategialctusSNS.pdf>
- Mitropoulos, P., Hussain, S., Guarascio-Howard, L., & Memarian, B. (2013). Task parameters affecting ergonomic demands and productivity of HVAC duct installation operations. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.3233/WOR-131700>
- Mohan, U., Babu, S. K., Kumar, K. V., Suresh, B. V., Misri, Z. K., & Chakrapani, M. (2013). Effectiveness of mirror therapy on lower extremity motor recovery, balance and mobility in patients with acute stroke: A randomized sham-controlled pilot trial. *Annals*

- of Indian Academy of Neurology*, 16(4), 634-639. <https://doi.org/10.4103/0972-2327.120496>
- Molloy, D. W., & Standish, T. I. (1997). A guide to the standardized Mini-Mental State Examination. *International Psychogeriatrics / IPA*, 9 Suppl 1, 87-94-150.
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010a). 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 407-413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010b). 5-Repetition Sit-to-Stand Test in Subjects With Chronic Stroke: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 407-413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>
- Morales Ortiz, A., & Parrilla Reverter, G. (2011). La cadena asistencial del ictus. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 10(72), 4915-4918. [https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(11\)70029-4](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(11)70029-4)
- Morone, G., Annicchiarico, R., Iosa, M., Federici, A., Paolucci, S., Cortés, U., & Caltagirone, C. (2016). Overground walking training with the i-Walker, a robotic servo-assistive device, enhances balance in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 13(1), 47. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0155-4>
- Morone, G., Paolucci, S., & Iosa, M. (2015). In What Daily Activities Do Patients Achieve Independence after Stroke? *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: The Official Journal of National Stroke Association*, 24(8), 1931-1937. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.05.006>
- Muñoz-Rivas, N., Méndez-Bailón, M., Hernández-Barrera, V., de Miguel-Yanes, J. M., Jimenez-Garcia, R., Esteban-Hernández, J., & Lopez-de-Andrés, A. (2016). Type 2 Diabetes and Hemorrhagic Stroke: A Population-Based Study in Spain from 2003 to 2012. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: The Official Journal of National Stroke Association*. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.02.031>

- Murie-Fernández, M., Irimia, P., Martínez-Vila, E., John Meyer, M., & Teasell, R. (2010). Neurorehabilitación tras el ictus. *Neurología*, 25(3), 189-196. [https://doi.org/10.1016/S0213-4853\(10\)70008-6](https://doi.org/10.1016/S0213-4853(10)70008-6)
- Murillo Cabezas, F., & Jiménez Hernández, M. D. (2005). Iniciativa multidisciplinaria para la mejora de la atención en el ataque cerebrovascular (ictus) en Andalucía: proyecto PLACA. *Revista Clínica Española*, 205(5), 226-229. <https://doi.org/10.1157/13075573>
- Mutai, H., Furukawa, T., Nakanishi, K., & Hanihara, T. (2016). Longitudinal functional changes, depression, and health-related quality of life among stroke survivors living at home after inpatient rehabilitation. *Psychogeriatrics: The Official Journal of the Japanese Psychogeriatric Society*, 16(3), 185-190. <https://doi.org/10.1111/psyg.12137>
- Na, E., Hwang, H., & Woo, Y. (2016). Study of acceleration of center of mass during sit-to-stand and stand-to-sit in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2457-2460. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2457>
- Nätterlund, B. S. (2010). A new life with aphasia: everyday activities and social support. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*. <https://doi.org/10.1080/11038120902814416>
- Ng, S. S., & Hui-Chan, C. W. (2005). The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(8), 1641-1647. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.01.011>
- Ng, S. S. M., Cheung, S. Y., Lai, L. S. W., Liu, A. S. L., Ieong, S. H. I., & Fong, S. S. M. (2013). Association of seat height and arm position on the five times sit-to-stand test times of stroke survivors. *BioMed Research International*, 2013, 642362. <https://doi.org/10.1155/2013/642362>
- Nishiguchi, S., Yamada, M., Nagai, K., Mori, S., Kajiwara, Y., Sonoda, T., ... Aoyama, T. (2012). Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone.

- Telemedicine Journal and E-Health: The Official Journal of the American Telemedicine Association*, 18(4), 292-296. <https://doi.org/10.1089/tmj.2011.0132>
- Nouwens, F., Visch-Brink, E. G., Van de Sandt-Koenderman, M. M. E., Dippel, D. W. J., Koudstaal, P. J., & de Lau, L. M. L. (2015). Optimal timing of speech and language therapy for aphasia after stroke: more evidence needed. *Expert Review of Neurotherapeutics*, 15(8), 885-893. <https://doi.org/10.1586/14737175.2015.1058161>
- Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1995). Patient Falls in Stroke Rehabilitation A Challenge to Rehabilitation Strategies. *Stroke*, 26(5), 838-842. <https://doi.org/10.1161/01.STR.26.5.838>
- Ojagbemi, A., Akinyemi, R., & Baiyewu, O. (2014). Cognitive dysfunction and functional limitations are associated with major depression in stroke survivors attending rehabilitation in Nigeria. *NeuroRehabilitation*, 34(3), 455-461. <https://doi.org/10.3233/NRE-141061>
- Otal, B., Olma, M. C., Flöel, A., & Wellwood, I. (2015). Inhibitory non-invasive brain stimulation to homologous language regions as an adjunct to speech and language therapy in post-stroke aphasia: a meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 236. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00236>
- Outpatient Service Trialists. (2003). Therapy-based rehabilitation services for stroke patients at home. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (1), CD002925. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002925>
- Page, S. J., Levine, P., Sisto, S. A., & Johnston, M. V. (2001). Mental practice combined with physical practice for upper-limb motor deficit in subacute stroke. *Physical Therapy*, 81(8), 1455-1462.
- Pak, P., Jawed, H., Tirone, C., Lamb, B., Cott, C., Brunton, K., ... Inness, E. L. (2015). Incorporating research technology into the clinical assessment of balance and mobility: perspectives of physiotherapists and people with stroke. *Physiotherapy Canada. Physiothérapie Canada*, 67(1), 1-8. <https://doi.org/10.3138/ptc.2013-63>
- Palomino, A., Fernandez, A., Romero, I., Garcia, J. L., Vigil, E., & Jimenez, M. D. (2016). Starting bring the hospital to patients: Accessibility and outcomes of therapy in acute

- ischemic stroke in southern Spain by telestroke. *International Journal of Stroke: Official Journal of the International Stroke Society*.
<https://doi.org/10.1177/1747493016632255>
- Paolucci, S., Matano, A., Bragoni, M., Coiro, P., De Angelis, D., Fusco, F. R., ... Bureca, I. (2005). Rehabilitation of left brain-damaged ischemic stroke patients: the role of comprehension language deficits. A matched comparison. *Cerebrovascular Diseases (Basel, Switzerland)*, 20(5), 400-406. <https://doi.org/10.1159/000088671>
- Park, J., Lee, G., Lee, S.-U., & Jung, S. H. (2016). The Impact of Acute Phase Domain-Specific Cognitive Function on Post-stroke Functional Recovery. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 40(2), 214-222. <https://doi.org/10.5535/arm.2016.40.2.214>
- Park, K.-T., & Kim, H.-J. (2016). Effect of the a circuit training program using obstacles on the walking and balance abilities of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(4), 1194-1198. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1194>
- Park, M.-O., Jung, B.-K., & OTD. (2015). Effect of activities of daily living status on resuming driving after stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(12), 3759-3761. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3759>
- Paul, L., Wyke, S., Brewster, S., Sattar, N., Gill, J. M. R., Alexander, G., ... Dybus, A. (2016). Increasing physical activity in stroke survivors using STARFISH, an interactive mobile phone application: a pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 23(3), 170-177. <https://doi.org/10.1080/10749357.2015.1122266>
- Pendleton, H. M., & Schultz-Krohn, W. (2013). *Pedretti's Occupational Therapy: Practice Skills for Physical Dysfunction*. Elsevier Health Sciences.
- Perez-Cruzado, D., González-Sánchez, M., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: a cross-sectional study. *Biomedical Engineering Online*, 13, 127. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>
- Peurala, S. H., Könönen, P., Pitkänen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 25(2), 101-108.

- Pin-Barre, C., & Laurin, J. (2015). Physical Exercise as a Diagnostic, Rehabilitation, and Preventive Tool: Influence on Neuroplasticity and Motor Recovery after Stroke. *Neural Plasticity*, 2015, 608581. <https://doi.org/10.1155/2015/608581>
- 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.
- Puckree, T., & Naidoo, P. (2014). Balance and stability-focused exercise program improves stability and balance in patients after acute stroke in a resource-poor setting. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 6(12), 1081-1087. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.06.008>
- Quant, S., Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2005). The association between later cortical potentials and later phases of postural reactions evoked by perturbations to upright stance. *Neuroscience Letters*, 381(3), 269-274. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.02.015>
- Rao, N., Zielke, D., Keller, S., Burns, M., Sharma, A., Krieger, R., & Aruin, A. S. (2013). Pregaît balance rehabilitation in acute stroke patients. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Für Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Réadaptation*, 36(2), 112-117. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328359a2fa>
- Reider, N., & Gaul, C. (2016). Fall risk screening in the elderly: A comparison of the minimal chair height standing ability test and 5-repetition sit-to-stand test. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 65, 133-139. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2016.03.004>
- Repšaitė, V., Vainoras, A., Berškienė, K., Baltaduonienė, D., Daunoravičienė, A., & Sendžikaitė, E. (2015). The effect of differential training-based occupational therapy on hand and arm function in patients after stroke: Results of the pilot study. *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 49(3), 150-155. <https://doi.org/10.1016/j.pjnns.2015.04.001>

- Rickards, H. (2005). Depression in neurological disorders: Parkinson's disease, multiple sclerosis, and stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 76 Suppl 1, i48-52. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2004.060426>
- Risser, R., Iwarsson, S., & Ståhl, A. (2012). How do people with cognitive functional limitations post-stroke manage the use of buses in local public transport? *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 15(2), 111-118. <https://doi.org/10.1016/j.trf.2011.11.010>
- Roh, J., Rymer, W. Z., Perreault, E. J., Yoo, S. B., & Beer, R. F. (2013). Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *Journal of Neurophysiology*, 109(3), 768-781. <https://doi.org/10.1152/jn.00670.2012>
- Romero, M., Sánchez, A., Marín, C., Navarro, M. D., Ferri, J., & Noé, E. (2012). [Clinical usefulness of the Spanish version of the Mississippi Aphasia Screening Test (MASTsp): validation in stroke patients]. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 27(4), 216-224. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2011.06.006>
- Rudman, D. L., Hebert, D., & Reid, D. (2006). Living in a restricted occupational world: the occupational experiences of stroke survivors who are wheelchair users and their caregivers. *Canadian Journal of Occupational Therapy. Revue Canadienne D'ergothérapie*, 73(3), 141-152.
- Ruiz-Ares, G., Martínez-Sánchez, P., & Fuentes, B. (2015). Enfermedades cerebrovasculares. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 11(71), 4221-4229. [https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(15\)30001-9](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(15)30001-9)
- Ryan, A. S., Dobrovolny, C. L., Silver, K. H., Smith, G. V., & Macko, R. F. (2000). Cardiovascular fitness after stroke: Role of muscle mass and gait deficit severity. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: The Official Journal of National Stroke Association*, 9(4), 185-191. <https://doi.org/10.1053/jscd.2000.7237>
- Sackley, C. M., Walker, M. F., Burton, C. R., Watkins, C. L., Mant, J., Roalfe, A. K., ... Peryer, G. (2016). An Occupational Therapy intervention for residents with stroke-related disabilities in UK Care Homes (OTCH): cluster randomised controlled trial with

- economic evaluation. *Health Technology Assessment (Winchester, England)*, 20(15), 1-138. <https://doi.org/10.3310/hta20150>
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(3), 303-310. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047606>
- Sánchez, A. G., & Román, Y. M. (2015). La importancia de la fisioterapia en el ictus. *Fisioterapia*, 37(4), 143-144.
- Santana, S., Rente, J., Neves, C., Redondo, P., Szczygiel, N., Larsen, T., ... Langhorne, P. (2016). Early home-supported discharge for patients with stroke in Portugal: A randomised controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1177/0269215515627282>
- Saso, A., Moe-Nilssen, R., Gunnes, M., & Askim, T. (2016). Responsiveness of the Berg Balance Scale in patients early after stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 32(4), 251-261. <https://doi.org/10.3109/09593985.2016.1138347>
- Saunders, D. H., Greig, C. A., Young, A., & Mead, G. E. (2008). Association of activity limitations and lower-limb explosive extensor power in ambulatory people with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(4), 677-683. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.034>
- Schinkel-Ivy, A., Singer, J. C., Inness, E. L., & Mansfield, A. (2016). Do quiet standing centre of pressure measures within specific frequencies differ based on ability to recover balance in individuals with stroke? *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 127(6), 2463-2471. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.02.021>
- Schmid, A. A., Miller, K. K., Puymbroeck, M. V., DeBaun-Sprague, E., Shively, C., Peterson, E., & Finlayson, M. (2015). Feasibility and results of a pilot study of group occupational therapy for fall risk management after stroke. *British Journal of Occupational Therapy*, 78(10), 653-660. <https://doi.org/10.1177/0308022615593764>

- Schow, T., Teasdale, T. W., Quas, K. J., & Rasmussen, M. A. (2016). Problems with balance and binocular visual dysfunction are associated with post-stroke fatigue. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10749357.2016.1188475>
- Schultheis, M. T., Himmelstein, J., & Rizzo, A. A. (2002). Virtual reality and neuropsychology: upgrading the current tools. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 17(5), 378-394.
- Schulz, C. H., Hersch, G. I., Foust, J. L., Wyatt, A. L., Godwin, K. M., Virani, S., & Ostwald, S. K. (2012). Identifying Occupational Performance Barriers of Stroke Survivors: Utilization of a Home Assessment. *Physical & occupational therapy in geriatrics*, 30(2). <https://doi.org/10.3109/02703181.2012.687441>
- Schwenk, M., Gogulla, S., Englert, S., Czempik, A., & Hauer, K. (2012). Test-retest reliability and minimal detectable change of repeated sit-to-stand analysis using one body fixed sensor in geriatric patients. *Physiological Measurement*, 33(11), 1931-1946. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/11/1931>
- Seenan, P., Long, M., & Langhorne, P. (2007). Stroke units in their natural habitat: systematic review of observational studies. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 38(6), 1886-1892. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.106.480871>
- Servicio Andaluz de Salud. (2008). *Plan Andaluz de Ataque Cerebral Agudo: PLACA*. Avd. de la Constitución, 18 - 41071 Sevilla: Servicio Andaluz de Salud. Recuperado a partir de <http://www.juntadeandalucia.es/servicioandaluzdesalud/library/plantillas/externa.asp?pag=../publicaciones/datos/298/pdf/placas.pdf>
- Shapira-Vadler, O., Treger, I., & Katz-Leurer, M. (2015). Muscle Strength, Function and Heart Autonomic Regulation System Recovery at the Sub-Acute Stage Post Stroke. *European Neurology*, 74(3-4), 154-157. <https://doi.org/10.1159/000440953>
- Shen, Q., Cordato, D., Chan, D. K. Y., Hung, W. T., & Karr, M. (2006). Identifying the determinants of 1-year post-stroke outcomes in elderly patients. *Acta Neurologica Scandinavica*, 113(2), 114-120. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0404.2005.00542.x>

- Sherrod, C., Johnson, D., & Chester, B. (2014). Safety, tolerability and effectiveness of an ergonomic intervention with chiropractic care for knowledge workers with upper-extremity musculoskeletal disorders: A prospective case series. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.3233/WOR-131732>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.010>
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory & Motor Research*, *30*(1), 48-55. <https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- Silva, P. F. de S., Quintino, L. F., Franco, J., Rodrigues-de-Paula, F., Albuquerque de Araújo, P., & Faria, C. D. C. de M. (2016). Trunk kinematics related to generation and transfer of the trunk flexor momentum are associated with sit-to-stand performance in chronic stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. <https://doi.org/10.3233/NRE-161390>
- Silva, P., Franco, J., Gusmão, A., Moura, J., Teixeira-Salmela, L., & Faria, C. (2015). Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *51*(6), 717-724.
- Slijper, A., Svensson, K. E., Backlund, P., Engström, H., & Sunnerhagen, K. S. (2014). Computer game-based upper extremity training in the home environment in stroke persons: a single subject design. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *11*(1), 35. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-35>
- Sohn, M. K., Jee, S. J., & Kim, Y. W. (2013). Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Postural Stability and Lower Extremity Strength in Hemiplegic Stroke Patients. *Annals of Rehabilitation Medicine*, *37*(6), 759-765. <https://doi.org/10.5535/arm.2013.37.6.759>
- Sorribes Capdevila, M., Alzamora Sas, M. T., Vila Orientes, N., Forés Raurell, R., Vicheto Capdevila, M., & Heras Tebar, A. (2005). Abordaje de los ictus: colaboración entre

- Atención Primaria y Especializada. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 31(7), 314-318. [https://doi.org/10.1016/S1138-3593\(05\)72938-5](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(05)72938-5)
- Sterpi, I., Caroli, A., Meazza, E., Maggioni, G., Pistarini, C., & Colombo, R. (2013). Lower limb spasticity assessment using an inertial sensor: a reliability study. *Physiological Measurement*, 34(11), 1423-1434. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/11/1423>
- Stoykov, M. E., Lewis, G. N., & Corcos, D. M. (2009). Comparison of bilateral and unilateral training for upper extremity hemiparesis in stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(9), 945-953. <https://doi.org/10.1177/1545968309338190>
- Suenkeler, I. H., Nowak, M., Misselwitz, B., Kugler, C., Schreiber, W., Oertel, W. H., & Back, T. (2002). Timecourse of health-related quality of life as determined 3, 6 and 12 months after stroke. Relationship to neurological deficit, disability and depression. *Journal of Neurology*, 249(9), 1160-1167. <https://doi.org/10.1007/s00415-002-0792-3>
- Summers, D., Leonard, A., Wentworth, D., Saver, J. L., Simpson, J., Spilker, J. A., ... American Heart Association Council on Cardiovascular Nursing and the Stroke Council. (2009). Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary care of the acute ischemic stroke patient: a scientific statement from the American Heart Association. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 40(8), 2911-2944. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.192362>
- Tamburella, F., Scivoletto, G., Iosa, M., & Molinari, M. (2014). Reliability, validity, and effectiveness of center of pressure parameters in assessing stabilometric platform in subjects with incomplete spinal cord injury: a serial cross-sectional study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 86. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-86>
- Taylor, T., Ko, S., Mastrangelo, C., & Bamberg, S. J. M. (2013). Forward kinematics using IMU on-body sensor network for mobile analysis of human kinematics. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2013*, 1230-1233. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609729>

- Taylor-Piliae, R. E., Latt, L. D., Hepworth, J. T., & Coull, B. M. (2012). Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait & Posture*, 35(3), 395-399. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.358>
- Thielbar, K. O., Triandafilou, K. M., Fischer, H. C., O'Toole, J. M., Listenberger, M. L., Ochoa, J. M., ... Kamper, D. G. (2016). Benefits of using a voice and EMG-driven actuated glove to support occupational therapy for stroke survivors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2569070>
- Torkia, C., Best, K. L., Miller, W. C., & Eng, J. J. (2016). Balance Confidence: A Predictor of Perceived Physical Function, Perceived Mobility, and Perceived Recovery 1 Year After Inpatient Stroke Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.03.004>
- Triandafilou, K. M., Fischer, H. C., Towles, J. D., Kamper, D. G., & Rymer, W. Z. (2011). Diminished capacity to modulate motor activation patterns according to task contributes to thumb deficits following stroke. *Journal of Neurophysiology*, 106(4), 1644-1651. <https://doi.org/10.1152/jn.00936.2010>
- van Heugten, C., Rasquin, S., Winkens, I., Beusmans, G., & Verhey, F. (2007). Checklist for cognitive and emotional consequences following stroke (CLCE-24): Development, usability and quality of the self-report version. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 109(3), 257-262. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2006.10.002>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.008>
- Van Uem, J. M. T., Walgaard, S., Ainsworth, E., Hasmann, S. E., Heger, T., Nussbaum, S., ... Maetzler, W. (2016). Quantitative Timed-Up-and-Go Parameters in Relation to Cognitive Parameters and Health-Related Quality of Life in Mild-to-Moderate

- Parkinson's Disease. *PloS One*, 11(4), e0151997.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151997>
- Vernon, S., Paterson, K., Bower, K., McGinley, J., Miller, K., Pua, Y.-H., & Clark, R. A. (2014). Quantifying Individual Components of the Timed Up and Go Using the Kinect in People Living With Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1545968314529475. <https://doi.org/10.1177/1545968314529475>
- Vila-Córcoles, A., Forcadell, M. J., de Diego, C., Ochoa-Gondar, O., Satué, E., Rull, B., ... Jarrod, M. (2015). [Incidence and mortality of ischaemic stroke among people 60 years or older in the region of Tarragona, Spain]. *Revista Española De Salud Pública*, 89(6), 597-605. <https://doi.org/10.4321/S1135-57272015000600007>
- Viñas-Diz, S., & Sobrido-Prieto, M. (2016). Realidad virtual con fines terapéuticos en pacientes con ictus: revisión sistemática. *Neurología*, 31(4), 255-277. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2015.06.012>
- von Koch, L., Holmqvist, L. W., Wottrich, A. W., Tham, K., & de Pedro-Cuesta, J. (2000). Rehabilitation at home after stroke: a descriptive study of an individualized intervention. *Clinical Rehabilitation*, 14(6), 574-583.
- Walker, M. F., Gladman, J. R., Lincoln, N. B., Siemonsma, P., & Whiteley, T. (1999). Occupational therapy for stroke patients not admitted to hospital: a randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 354(9175), 278-280.
- Walker, M. F., Hawkins, K., Gladman, J. R., & Lincoln, N. B. (2001). Randomised controlled trial of occupational therapy at home: results at 1 year. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 70(2), 267.
- Walker, M. F., Leonardi-Bee, J., Bath, P., Langhorne, P., Dewey, M., Corr, S., ... Parker, C. (2004). Individual patient data meta-analysis of randomized controlled trials of community occupational therapy for stroke patients. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 35(9), 2226-2232. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000137766.17092.fb>
- Walker, M. F., Sunnerhagen, K. S., & Fisher, R. J. (2013). Evidence-based community stroke rehabilitation. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 44(1), 293-297. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.639914>

- Wang, L., Tao, Y., Chen, Y., Wang, H., Zhou, H., & Fu, X. (2016). Association of post stroke depression with social factors, insomnia, and neurological status in Chinese elderly population. *Neurological Sciences: Official Journal of the Italian Neurological Society and of the Italian Society of Clinical Neurophysiology*. <https://doi.org/10.1007/s10072-016-2590-1>
- Ward, I., Pivko, S., Brooks, G., & Parkin, K. (2011). Validity of the stroke rehabilitation assessment of movement scale in acute rehabilitation: a comparison with the functional independence measure and stroke impact scale-16. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 3(11), 1013-1021. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.08.537>
- Watanabe, M., Suzuki, M., Sugimura, Y., Kawaguchi, T., Watanabe, A., Shibata, K., & Fukuda, M. (2015). The relationship between bilateral knee muscle strength and gait performance after stroke: the predictive value for gait performance. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3227-3232. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3227>
- WHO | International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). (s. f.). Recuperado 28 de noviembre de 2013, a partir de <http://www.who.int/classifications/icf/en/>
- Wilson, J. T. L., Hareendran, A., Grant, M., Baird, T., Schulz, U. G. R., Muir, K. W., & Bone, I. (2002). Improving the Assessment of Outcomes in Stroke Use of a Structured Interview to Assign Grades on the Modified Rankin Scale. *Stroke*, 33(9), 2243-2246. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000027437.22450.BD>
- Wolf, H. (1997). Assessments of Activities of Daily Living and Instrumental Activities of Daily Living: Their Use by Community-Based Health Service Occupational Therapists Working in Physical Disability. *The British Journal of Occupational Therapy*, 60(8), 359-364. <https://doi.org/10.1177/030802269706000809>
- Wottrich, A. W., von Koch, L., & Tham, K. (2007). The meaning of rehabilitation in the home environment after acute stroke from the perspective of a multiprofessional team. *Physical Therapy*, 87(6), 778-788. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060152>

- Wu, C., Chuang, L., Lin, K., Lee, S., & Hong, W. (2011). Responsiveness, minimal detectable change, and minimal clinically important difference of the Nottingham Extended Activities of Daily Living Scale in patients with improved performance after stroke rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *92*(8), 1281-1287. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.03.008>
- Yang, L., He, C., & Pang, M. Y. C. (2016). Reliability and Validity of Dual-Task Mobility Assessments in People with Chronic Stroke. *PloS One*, *11*(1), e0147833. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147833>
- Yang, Y.-R., Wang, R.-Y., Chen, Y.-C., & Kao, M.-J. (2007). Dual-task exercise improves walking ability in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(10), 1236-1240. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.06.762>
- Yoon, T. H., Han, S. J., Yoon, T. S., Kim, J. S., & Yi, T. I. (2015). Therapeutic effect of repetitive magnetic stimulation combined with speech and language therapy in post-stroke non-fluent aphasia. *NeuroRehabilitation*, *36*(1), 107-114. <https://doi.org/10.3233/NRE-141198>
- Zakaria, N. A., Kuwae, Y., Tamura, T., Minato, K., & Kanaya, S. (2015). Quantitative analysis of fall risk using TUG test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *18*(4), 426-437. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.805211>
- Zhu, Y., Zhou, C., Liu, Y., Liu, J., Jin, J., Zhang, S., ... Wu, Y. (2016). Effects of modified constraint-induced movement therapy on the lower extremities in patients with stroke: a pilot study. *Disability and Rehabilitation*, *38*(19), 1893-1899. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1107775>
- Zimelman, J., Daly, J. J., Roenigk, K. L., Butler, K., Burdsall, R., & Holcomb, J. P. (2012). Capability of 2 gait measures for detecting response to gait training in stroke survivors: Gait Assessment and Intervention Tool and the Tinetti Gait Scale. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *93*(1), 129-136. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.08.011>