



ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2016/17

DOCTORANDO: BOSCH MARTÍN, MARÍA ASUNCIÓN

PROGRAMA DE DOCTORADO: D420 CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE: CIRUGÍA, CIENCIAS MÉDICAS Y SOCIALES
TITULACIÓN DE DOCTOR EN: DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ

En el día de hoy 12/07/17, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de ANA M. SLOCKER DE ARCE // JOSEFA CARRASCOSA SÁNCHEZ.

Sobre el siguiente tema: VALORACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR DE TRONCO Y HOMBRO, MEDIANTE ESTUDIO ISOCINÉTICO, EN DEPORTISTAS TECNIFICADOS DE NATACIÓN, WATERPOLO Y NATACIÓN SINCRONIZADA.

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL² de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): SOBRESALIENTE

Alcalá de Henares, 12 de Julio de 2017

EL PRESIDENTE

[Signature of President]

Fdo.: Rolo Rodriguez

EL SECRETARIO

[Signature of Secretary]

Fdo.: Eryve Carrel

EL VOCAL

[Signature of Vocal]

Fdo.: Carrascosa

Con fecha 24 de Julio de 2017 la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- Conceder la Mención de "Cum Laude"
No conceder la Mención de "Cum Laude"

La Secretaria de la Comisión Delegada

[Signature of Secretary]

FIRMA DEL ALUMNO,

[Signature of Student]

Fdo.:

² La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 24 de julio, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por *BOSCH MARTÍN, MARÍA ASUNCIÓN*, el día 12 de julio de 2017, titulada *VALORACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR DE TRONCO Y HOMBRO, MEDIANTE ESTUDIO ISOCINÉTICO, EN DEPORTISTAS TECNIFICADOS DE NATACIÓN, WATERPOLO Y NATACIÓN SINCRONIZADA.*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado resuelve otorgar a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 27 julio de 2017
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE ESTUDIOS
OFICIALES DE POSGRADO Y DOCTORADO



Firmado digitalmente por VELASCO
PEREZ JUAN RAMON - DNI
03087239H
Fecha: 2017.07.28 11:11:04 -06'00'

Juan Ramón Velasco Pérez

Copia por e-mail a:

Doctorando: BOSCH MARTÍN, MARÍA ASUNCIÓN

Secretario del Tribunal: ENRIQUE VARELA DONOSO.

Directores de Tesis: ANA M. SLOCKER DE ARCE // JOSEFA CARRASCOSA SÁNCHEZ



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: soporte electrónico impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20 _____



Fdo. El Funcionario



Programa de Doctorado en Biomedicina

**VALORACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR
DE TRONCO Y HOMBRO, MEDIANTE ESTUDIO
ISOCINÉTICO, EN DEPORTISTAS TECNIFICADOS
DE NATACIÓN, WATERPOLO Y NATACIÓN
SINCRONIZADA**

Tesis Doctoral presentada por

M^a ASUNCIÓN BOSCH MARTÍN

Directoras:

Dra. Ana María Slocker de Arce

Dra. Josefa Carrascosa Sánchez

Alcalá de Henares, 2017



Universidad
de Alcalá

FACULTAD DE MEDICINA Y CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, CIENCIAS MÉDICAS
Y SOCIALES

Campus Universitario

Ctra. Madrid-Barcelona, Km., 33,600

28805 Alcalá de Henares (Madrid)

Tel. 91 885 4881-4539

Fax: 91 885 4714-4593

E-mail: dpto.cirumedsoc@uah.es

D. FERNANDO NOGUERALES FRAGUAS, Catedrático de Cirugía, Director del Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales de la Universidad de Alcalá

CERTIFICA

Que el trabajo presentado por **D^a María Asunción Bosch Martín** titulado "Valoración de la fuerza muscular de tronco y hombro, mediante estudio isocinético en deportistas tecnificados de natación, waterpolo y natación sincronizada" ha sido realizado en el Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales y reúne los requisitos científicos de originalidad y rigor metodológicos suficientes para poder ser presentado como tesis doctoral ante el tribunal que corresponda

Y para que así conste, se expide el presente certificado en Alcalá de Henares, a dieciocho de abril de dos mil diecisiete.





Universidad
de Alcalá

FACULTAD DE MEDICINA Y CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA, CIENCIAS MÉDICAS
Y SOCIALES

Campus Universitario

Ctra. Madrid-Barcelona, Km., 33,600

28805 Alcalá de Henares (Madrid)

Tel. 91 885 4881-4539

Fax: 91 885 4714-4593

E-mail: dpto.cirumedsoc@uah.es

D^a. JOSEFA CARRASCOSA SÁNCHEZ, Profesora Titular de Universidad de Anatomía y Embriología Humana del Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales de la Universidad de Alcalá
Y

D^a. ANA MARÍA SLOCKER DE ARCE, Profesora Titular de Universidad de Anatomía y Embriología Humana del Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales de la Universidad de Alcalá

Como Directoras de la presente Tesis Doctoral,

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado "Valoración de la fuerza muscular de tronco y hombro, mediante estudio isocinético en deportistas técnicos de natación, waterpolo y natación sincronizada" realizado por **D^a María Asunción Bosch Martín**, reúne los requisitos metodológicos y valor científico adecuados para ser presentado y defendido para optar al grado de Doctor por la Universidad de Alcalá.

Y para que así conste, se expide el presente certificado en Alcalá de Henares, a dieciocho de abril de dos mil diecisiete.



A mi madre

A mi padre, modelo en el trabajo y en la vida

In memoriam

AGRADECIMIENTOS

Un largo camino recorrido y mucho que agradecer....

En primer lugar mi agradecimiento a la Dra. Ana Slocker y Dra. Josefa Carrascosa, las directoras de esta Tesis Doctoral y, más que eso, compañeras de camino que me han ayudado mucho en mi carrera profesional y con las que comparto una sincera amistad.

A la Dra. Teresa Lara, que desde el primer momento depositó su confianza en mí y me apoyó para que siguiera investigando en el campo de la medicina deportiva desde Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid, donde la conocí y en el que compartí con ella una gran época de mi vida.

Montse, Isabel.... ¡POR FIN!... Mis queridísimas compañeras, difícil transmitir todo lo que siento. Quiero que sepáis que ha sido una delicia trabajar con vosotras y que este proyecto no hubiera sido posible sin la fuerza que me ha infundido vuestro continuo apoyo. Ana, también a ti agradecerte la ayuda en la última etapa de la investigación.

A Paz, compañera de fatigas y una gran amiga. Me ha encantado compartir contigo tiempo y espacio para nuestra investigación.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por su apoyo y cariño incondicional. Gracias por entender las ausencias de todos estos meses.

A mi primo Chema, gracias por ser un ejemplo y motivarme para seguir adelante.

A mis compañeros de la Universidad, las dos Martas, Isabel, Lourdes, Antonio y Quique. Me habéis reconfortado mucho con vuestros ánimos.

A todos mis amigos que, desde siempre, han estado apoyándome: Gema, Graciela, Flor, Noelia, Silvia, María Jesús, Toty y Carmen.

A Suerte, Linda, Zarco y Maguie por estar ahí.

Por último, a Mapi, sin tu apoyo ni este trabajo ni nada tiene sentido.

ABREVIATURAS Y SIGLAS

°/s	Grados/segundo
AMMF	Ángulo del pico máximo de fuerza
ANOVA	Análisis de la varianza
CAR	Centro de Alto Rendimiento
CE	Centros Especializados
CEAR	Centro Especializado de Alto Rendimiento
CETD	Centro Especializado de Tecnificación Deportiva
Cm	Centímetros
CTD	Centro de Tecnificación Deportiva
DEXA	Absorciometría de rayos X de energía dual
EIAS	Espina ilíaca anterosuperior
G1	Estadio 1 del desarrollo madurativo genital según Tanner
G2	Estadio 2 del desarrollo madurativo genital según Tanner
G3	Estadio 3 del desarrollo madurativo genital según Tanner
G4	Estadio 4 del desarrollo madurativo genital según Tanner
G5	Estadio 5 del desarrollo madurativo genital según Tanner
GH	Hormona de crecimiento
GREC	Grupo español de Cineantropometría
HD	Hombro dominante

HND	Hombro no dominante
IMC	Índice de masa corporal
J	Julios
Kg	Kilos
Km	Kilómetros
L ₂	Segunda vertebra lumbar
L ₃	Tercera vertebra lumbar
L ₄	Cuarta vertebra lumbar
L ₅	Quinta vertebra lumbar
M1	Estadio 1 del desarrollo madurativo mamario según Tanner
M2	Estadio 2 del desarrollo madurativo mamario según Tanner
M3	Estadio 3 del desarrollo madurativo mamario según Tanner
M4	Estadio 4 del desarrollo madurativo mamario según Tanner
M5	Estadio 5 del desarrollo madurativo mamario según Tanner
MIR	Médico Interno Residente
MMF	Momento máximo de fuerza
N.m	Newton x metro
P1	Estadio 1 del desarrollo madurativo del vello púbico según Tanner
P2	Estadio 2 del desarrollo madurativo del vello púbico según Tanner

P3	Estadio 3 del desarrollo madurativo del vello púbico según Tanner
P4	Estadio 4 del desarrollo madurativo del vello púbico según Tanner
P5	Estadio 5 del desarrollo madurativo del vello púbico según Tanner
PC	Peso corporal
Pico MMF	Pico del momento máximo de fuerza
Pot.media	Potencia media
PT	<i>Peak torque</i>
PT/BW o PT/peso	<i>Peak torque/body weight</i> o pico del momento máximo normalizado
PVC	Pico de velocidad de crecimiento
RE	Rotación externa
RI	Rotación interna
RM	Repetición máxima
ROM	Rango de movimiento
S ₁	Primera vertebra sacra
Tiempo MMF	Tiempo del momento máximo de fuerza
Tiempo PT	Tiempo del peak torque
TMMF	Tiempo del pico máximo de fuerza
W	Watios

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABLAS.....	VII
-----------------------	-----

ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
------------------------	----

INTRODUCCIÓN	1
--------------------	---

1. INTRODUCCIÓN	2
1.1. GENERALIDADES	2
1.2. CENTRO DE MEDICINA DEPORTIVA Y CENTRO DE TECNIFICACIÓN DE NATACIÓN DE LA COMUNIDAD DE MADRID.....	5
1.2.1. ¿Qué es el Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid?.....	5
1.2.2. ¿Qué son los centros de tecnificación? Características del Centro de tecnificación de natación de la Comunidad de Madrid	5
1.3. CARACTERÍSTICAS DE LA FUERZA MUSCULAR	8
1.3.1. Conceptos de fuerza y momento de fuerza	8
1.3.2. Tipos de contracción muscular	9
1.3.3. Valoración de la fuerza muscular.....	12
1.3.4. Características del entrenamiento de fuerza en deportistas jóvenes	15
1.3.5. Ejemplo de entrenamiento de fuerza en las modalidades de natación, waterpolo y natación sincronizada en deportistas jóvenes.....	17
1.4. CARACTERÍSTICAS DEL DESARROLLO MADURATIVO Y SU RELACIÓN CON EL INCREMENTO DE FUERZA	19
1.4.1. Valoración del desarrollo madurativo.....	19
1.4.2. Desarrollo madurativo correlacionado con el incremento de fuerza	25
1.5. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA LUMBAR.....	26
1.5.1. Columna vertebral en conjunto	26
1.5.2. Anatomía segmentaria del raquis	27
1.5.3. Articulaciones de la columna vertebral	28
1.5.4. Características diferenciales de la columna lumbar	31
1.5.5. Músculos implicados en los movimientos lumbares	32
1.5.6. Biomecánica lumbar	38
1.6. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DEL HOMBRO.....	42
1.6.1. Osteología	43
1.6.2. Artrología	45
1.6.3. Miología	50

1.7. VALORACIÓN ISOCINÉTICA.....	55
1.7.1. Características generales de la valoración isocinética	55
1.7.2. Protocolo de valoración isocinético.....	58
1.7.3. Interpretación de resultados en una valoración isocinética	69
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	77
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	78
2.1. HIPÓTESIS.....	78
2.1.1. HIPÓTESIS PRIMERA.....	78
2.1.2. HIPÓTESIS SEGUNDA.....	78
2.2. OBJETIVO PRIMARIO	78
2.3. OBJETIVO ESPECÍFICOS	78
2.4. OBJETIVO SECUNDARIOS	79
MATERIAL Y MÉTODOS	80
3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	81
3.1. DISEÑO DE ESTUDIO Y POBLACIÓN ESTUDIADA	81
3.1.1. Diseño del estudio	81
3.1.2. Población del estudio.....	81
3.2. INSTRUMENTAL Y EQUIPAMIENTO	85
3.2.1. Material clínico para datos antropométricos y calentamiento general.....	85
3.2.2. Material utilizado en la valoración isocinética.....	85
3.2.3. Material utilizado en el procesamiento y análisis de datos	88
3.3. PROTOCOLO DE ESTUDIO	89
3.3.1. Valoración general del deportista.....	89
3.3.2. Protocolos de la valoración de fuerza con dinamómetro isocinético	90
3.4. VARIABLES A ANALIZAR.....	97
3.4.1. Variables controladas	97
3.4.2. Variables isocinéticas	98
3.4.3. Limitaciones al estudio	101
3.4.4. Consideraciones éticas.....	101
3.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	102
RESULTADOS	104
4. RESULTADOS	105
4.1. Características sociodemográficas de la muestra	105
4.2. Características del desarrollo madurativo de la muestra	108

4.3. Relación de los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico con el Índice de Masa Corporal (IMC), el sexo y la modalidad deportiva.....	112
4.4. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo del vello púbico, la edad cronológica y el IMC	115
4.5. Variables de fuerza isocinético en el tronco	116
4.5.1. Relación del pico del momento máximo de fuerza por peso corporal	116
4.5.1. Potencia media	129
4.5.2. Trabajo total.....	139
4.5.3. Relación agonista- antagonista	145
4.6. Variables de fuerza en el hombro	148
4.6.1. Relación momento máximo de fuerza por peso corporal.....	148
4.6.2. Potencia media	160
4.6.3. Trabajo total.....	165
4.6.4. Tiempo del pico del momento máximo de fuerza	170
4.6.5. Relación agonista – antagonista	175
DISCUSIÓN.....	178
5. DISCUSIÓN.....	179
5.1. Variables sociodemográficas.....	179
5.2. Valoración isocinética	182
5.2.1. Metodología de la valoración isocinética	182
5.2.2. Resultados de la valoración isocinética	191
CONCLUSIONES.....	207
6. CONCLUSIONES	208
BIBLIOGRAFÍA.....	210
7. BIBLIOGRAFÍA	211
ANEXOS	228
8. ANEXOS	228
8.1. ANEXO I.....	228
8.2. ANEXOS II.....	230
8.3. ANEXO III.....	231

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I. Estadios de valoración de maduración de caracteres sexuales secundarios según Tanner.	23
Tabla II. Principales ventajas e inconvenientes de las contracciones musculares isométricas, isotónicas e isocinéticas (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética).....	57
Tabla III. Contraindicaciones para la realización de una prueba isocinética.....	59
Tabla IV. Relación de la edad de la muestra con las modalidades deportivas practicadas.....	106
Tabla V. Valores de tendencia central para peso y talla en la población del estudio	106
Tabla VI. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y el Índice de masa corporal de nuestra población	112
Tabla VII. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y el Índice de masa corporal de nuestra población, distribuido por sexo	113
Tabla VIII. Distribución de las medianas del IMC por sexo y por modalidad deportiva.....	114
Tabla IX. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y la edad cronológica de nuestra población.....	115
Tabla X. Comparaciones de la variable del tiempo del <i>peak torque</i> entre hombres y mujeres de la población (RE: Rotación externa; RI: Rotación interna; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; p: significación estadística)	173
Tabla XI. Comparación por parejas del tiempo de <i>peak torque</i> entre modalidades femeninas de la población del estudio.	174

Tabla XII. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro dominante a la velocidad angular de 60°/s.....	177
Tabla XIII. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro no dominante a la velocidad angular de 60°/s.....	177
Tabla XIV. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro dominante a la velocidad angular de 180°/s.....	177

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Plan de entrenamiento de deportistas de 11 – 14 años, del grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación. (PC: peso corporal)	18
Figura 2. Plan de entrenamiento de deportistas de 15 – 19 años, del grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación. (PC: peso corporal)	18
Figura 3. Estadios de caracteres sexuales secundarios para la valoración de la maduración sexual según Tanner. (A: estadios de crecimiento de las mamas en la mujer; B: estadios de crecimiento de vello púbico en la mujer; C: estadios de crecimiento de vello púbico en el hombre; D: estadios de crecimiento de vello púbico en los hombres). Extraído de Marshall WA and Tanner JM. Variations in the Pattern of Pubertal Changes in Boys. <i>Archives of Disease in Childhood</i> . 1970 y Marshall WA and Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. <i>Archives of Disease in Childhood</i> . 1969.	22
Figura 4. Ligamentos de la Columna vertebral en región toracolumbar. Vista lateral. Imagen adaptada de Atlas de Anatomía Prometheus	30
Figura 5. Ritmo lumbopélvico en extensión. Obtenido de Neuman. Fundamentos de rehabilitación física. Cinesiología del sistema musculoesquelético	40
Figura 6. Articulaciones del “complejo articular del hombro”: a. esternoclavicular, b. acromioclavicular, c. escapulohumeral, d. escapulotorácica y e. subdeltoidea. Imagen adaptada de Atlas de Anatomía Prometheus.	42
Figura 7. Estabilización mediante correas y alineación del eje de la rodilla con el eje del dinamómetro tomando como referencia ósea el epicóndilo externo femoral.	62

Figura 8. Estabilización mediante correas y alineación del eje de la muñeca con el eje del dinamómetro tomando como referencia ósea la apófisis estiloides cubital	62
Figura 9. Parámetros relevantes en evaluación isocinética (MMF: momento máximo de fuerza; a. tiempo del MMF; b. pico del MMF; c. meseta; d. pendiente descendente de la curva; e. tiempo de inhibición recíproca; extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)	70
Figura 10. Representación gráfica (curva) de 4 movimientos consecutivos de un análisis isocinético. Flexo – extensión de rodilla izquierda a velocidad de 60º/s (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)	70
Figura 11- Patrón alterado de curva isocinética con déficit de fuerza de rotación externa de hombro izquierdo. Valoración de las rotaciones interna y externa de ambos hombros a velocidad de 60º/s (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética).....	71
Figura 12. Disminución en el trazado de la curva de extensión de rodilla izquierda que coincide con dolor del paciente (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética).....	71
Figura 13. Distribución de los motivos de exclusión de los deportistas	83
Figura 14. Población global del estudio separada por modalidades deportivas y sexo de los participantes	84
Figura 15. Dinamómetro Biodex System 3 PRO. (a. panel de control del aparato; b. cabezal del dinamómetro; c. sillón con sistema de correas)	85
Figura 16. Sillón regulable con sistema de correas almohadilladas de estabilización	86

Figura 17. Sillón adaptador para tronco (<i>Dual Position Back Ex/Flex Attachment</i>)	87
Figura 18. Esquema de trabajo para la valoración de pacientes en el estudio.....	89
Figura 19. Protocolo de valoración isocinética del tronco.....	92
Figura 20. Posición “Sentado o seated – compressed”	93
Figura 21. Posición del dinamómetro y del paciente en la valoración isocinética del hombro	95
Figura 22. Protocolo de la valoración isocinética del hombro	96
Figura 23. Distribución de la población del estudio por modalidad deportiva (natación sincronizada, waterpolo y natación) y sexo	105
Figura 24. Distribución de la dominancia (zurdos y diestros) en las modalidades deportivas de la población del estudio	107
Figura 25. Distribución de frecuencias de los estadios madurativos de caracteres secundarios de Tanner en los hombres de nuestra muestra. Columna izquierda: desarrollo de los genitales. Columna derecha: desarrollo del vello púbico	108
Figura 26. Distribución de frecuencias de los estadios madurativos de caracteres secundarios de Tanner en las mujeres de nuestra muestra. Columna izquierda: desarrollo de las mamas. Columna derecha: desarrollo del vello púbico	109
Figura 27. Distribución de los estadios de Tanner del desarrollo del vello púbico en las tres modalidades deportivas de la población (P: estadio madurativo de vello púbico; p: significación estadística).....	110
Figura 28. Distribución de los estadios de Tanner del desarrollo de los genitales y mamas en las tres modalidades deportivas de la población (p: significación estadística).....	111

- Figura 29. Figura XXX. Valores de las medianas del PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)117
- Figura 30. Valores de las medianas del PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....118
- Figura 31. Valores de las medianas del PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....119
- Figura 32. Valores de las medianas del PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....120
- Figura 33. Valores de las medianas del PT/peso en modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak*

- torque/peso*; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....121
- Figura 34. Comportamiento de la variable PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con la edad, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....122
- Figura 35. Comportamiento del PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con los estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)124
- Figura 36. Comportamiento del PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con las modalidades deportivas, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....126
- Figura 37. Comportamiento del PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con el sexo, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)128
- Figura 38. Valores de las medianas de la potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de la

- medias de la posición “*tumbado*” y en naranja las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....129
- Figura 39. Valores de las medianas de la potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición “*tumbado*” y en naranja las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....130
- Figura 40. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición “*tumbado*” y en naranja las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....131
- Figura 41. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición “*tumbado*” y en naranja las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....132
- Figura 42. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición “*tumbado*” y en naranja las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....132
- Figura 43. Comportamiento de la variable potencia media en relación con la edad, tanto en la posición *tumbado* como *sentado* y en los dos movimientos

del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)133

Figura 44. Comportamiento de la variable potencia media en relación con los estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)135

Figura 45. Comportamiento de la variable potencia media en relación con las modalidades deportivas, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....137

Figura 46. Comportamiento de la variable potencia media en relación con el sexo, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)138

Figura 47. Valores de las medianas del trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición “*tumbado*” y en azul turquesa las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)139

- Figura 48. Valores de las medianas del trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición “*tumbado*” y en verde las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)141
- Figura 49. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición “*tumbado*” y en verde las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)142
- Figura 50. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición “*tumbado*” y en verde las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)143
- Figura 51. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición “*tumbado*” y en verde las de la posición “*sentado*”. (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)144
- Figura 52. Relación agonista – antagonista de los músculos del tronco de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en las dos posiciones, *tumbado* y *sentado*, y a las velocidades angulares de 60°/s, 90°/s y 120°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....146

- Figura 53. Relación agonista – antagonista de los músculos del tronco de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en las dos posiciones, *tumbado* y *sentado*, y a las velocidades angulares de 60°/s, 90°/s y 120°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....147
- Figura 54. Valores de las medianas del PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....149
- Figura 55. Valores de las medianas del PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....150
- Figura 56. Valores de las medianas del PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....151
- Figura 57. Valores de las medianas del PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores

de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....152

Figura 58. Valores de las medianas del PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).....153

Figura 59. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con la edad, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).154

Figura 60. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con el sexo, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)156

Figura 61. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).157

- Figura 62. Comportamiento del PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con la modalidad deportiva, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....158
- Figura 63. Valores de las medianas de la potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....160
- Figura 64. Valores de las medianas de la potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....161
- Figura 65. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....162
- Figura 66. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos

- rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....163
- Figura 67. Valores de las medianas de la potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).164
- Figura 68. Valores de las medianas del trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....165
- Figura 69. Valores de las medianas del trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....166
- Figura 70. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen

- los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....167
- Figura 71. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....168
- Figura 72. Valores de las medianas del trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....169
- Figura 73. Valores de las medianas del tiempo PT en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....171
- Figura 74. Valores de las medianas del tiempo PT en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del

- hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....171
- Figura 75. Valores de las medianas del tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....172
- Figura 76. Valores de las medianas del tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....172
- Figura 77. Valores de las medianas del tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).....173
- Figura 78. Relación agonista – antagonista de los músculos del hombro de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en el hombro dominante y no dominante, y a las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).....175

Figura 79. Relación agonista – antagonista de los músculos del hombro de los mujeres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación, waterpolo como en natación sincronizada, en el hombro dominante y no dominante, y a las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).	176
---	-----

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. GENERALIDADES

Los deportes de agua son actividades muy populares en todas las edades pues aportan numerosos beneficios para la salud y representan una opción de ejercicio cardiovascular, incluso en personas con edad avanzada. Son deportes que combinan ejercicios de las extremidades superiores e inferiores con ejercicios cardiovasculares en condiciones de disminución de la fuerza de la gravedad. En general su práctica está exenta de aparición de lesiones graves debido al efecto de la flotación del agua, aunque estas pueden aparecer cuando incrementamos los entrenamientos o se practica en el ámbito competitivo.

En nuestro país entre el 20 y el 30% de la población practica habitualmente deportes de agua de forma recreativa. De este porcentaje menos de un 1% lo hace de forma competitiva¹.

Dentro de los deportes de agua podemos encontrar modalidades tan diferentes como natación, waterpolo, natación sincronizada, saltos y triatlón. La natación con sus cuatro estilos (crol o estilo libre, espalda, braza y mariposa) ha sido tradicionalmente la más practicada, aunque desde hace algunos años está aumentando la proporción de deportistas que practica triatlón, sobre todo a nivel recreacional, pues combina además del agua, actividades como la carrera o el ciclismo. El waterpolo combina los beneficios de la natación, con el desarrollo de las habilidades para el trabajo en equipo, como también lo hace la natación sincronizada, aunque esta última, al combinar rutinas acuáticas con ejercicios de gimnasia rítmica o ballet demanda una gran exigencia física al que lo practica. Estas dos últimas modalidades también gozan en nuestro país de gran popularidad, quizá debida a los éxitos internacionales obtenidos por nuestros deportistas. Por último se encuentra la modalidad de saltos, la menos conocida y practicada, pues como sincronizada es también muy exigente físicamente y además necesita unas instalaciones deportivas muy específicas.

El inicio de la actividad competitiva en estas modalidades, es aproximadamente entre los 6 y 7 años de edad, aunque la mayoría llevan practicando natación de manera recreacional desde la primera infancia.

El entrenamiento, hoy en día, de los adolescentes tecnificados en estas modalidades es intenso. Dedican gran cantidad de horas a realizar ejercicio físico global y específico destinado al perfeccionamiento de una especialidad deportiva con el objetivo de prepararles para la alta competición. Dentro de la planificación del entrenamiento de los deportistas que practican natación, waterpolo y natación sincronizada, se encuentra el desarrollo de la fuerza muscular. La distribución del entrenamiento dependerá de la edad del deportista, de la especialidad practicada y del momento de la temporada, intentando siempre individualizarlo según las necesidades de cada sujeto². Este hecho es más importante aún en nuestra población de deportistas, en los que encontramos un alto porcentaje que no han llegado al desarrollo madurativo completo y en el que la prevención de futuras lesiones debe de ser una prioridad.

Por poner un ejemplo, el tiempo de entrenamiento para un nadador de alto nivel oscila entre 20 – 30 horas semanales. Lo que implica que pueden nadar más de 10000 metros diarios, que supone una media de unos 60 – 80 Km/ semana. Esto corresponde a unas 2500 – 3000 rotaciones del hombro al día que implican aproximadamente 1.000.000 de giros o ciclos de hombro en 1 año.

En los nadadores de medio – alto nivel cada día se utilizan más tipos de entrenamiento multidisciplinar “en seco” (fuera del agua), como el entrenamiento de fuerza para la tonificación de los grupos musculares que participan en los gestos deportivos concretos, que complementan las horas de piscina, pero que, como contrapartida, puede afectar a la producción o mantenimiento de lesiones³. Generalmente suelen dedicar un 30% a la actividad física global y un 70% a la específica, que incluiría la táctica tanto en deporte individual como de equipo.

Tradicionalmente, en el entrenamiento se ha dado una preponderancia al rendimiento con el objetivo de alcanzar mayor velocidad y potencia en el gesto deportivo, frente a la prevención de los desequilibrios inherentes a la modalidad deportiva que puedan dar lugar a futuras patologías⁴.

Las lesiones más frecuentes que encontramos en los nadadores son aquellas que afectan al hombro y a la columna vertebral⁵. Tanto la natación como la modalidad de sincronizada son deportes globalmente simétricos, sin embargo en la modalidad de waterpolo, como consecuencia del gesto deportivo, hay una asimetría en miembros superiores que lo contextualiza entre los deportes de lanzamiento. El hombro doloroso asociado al compromiso subacromial es la lesión más frecuente en estos deportistas seguido por la lumbalgia mecánica, que en algunas ocasiones puede asociarse a patología estructural grave como la espondilólisis o listeis^{6,7}.

La monitorización de la correcta adaptación al entrenamiento de fuerza en estos sujetos jóvenes para evitar posibles lesiones, puede realizarse con diversos métodos. En este estudio vamos a utilizar un método objetivo de medición de fuerza como es la valoración isocinética, que nos permite conocer el patrón motor de fuerza más adecuado para cada disciplina deportiva. La evaluación de la fuerza y la potencia muscular es fundamental en el rendimiento deportivo para poder adecuar los diferentes sistemas de entrenamiento y prescripción del ejercicio⁸.

1.2. CENTRO DE MEDICINA DEPORTIVA Y CENTRO DE TECNIFICACIÓN DE NATACIÓN DE LA COMUNIDAD DE MADRID

1.2.1. ¿Qué es el Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid?

El Centro de Medicina del Deporte de la Comunidad de Madrid⁹ está adscrito a la Subdirección General de Instituciones Deportivas dentro de la Dirección General de Juventud y Deporte.

Es un centro médico cuya función principal es la de estudiar las aptitudes y realizar los reconocimientos y el seguimiento médico–deportivo para la práctica de la actividad física y de competición, colaborando con las diferentes federaciones deportivas en el control médico de los deportistas tecnificados y becados por la Comunidad de Madrid.

También participa en la formación de especialistas en Medicina de la Educación Física y Deporte como centro de referencia para la rotación de médicos internos residentes (MIR) y además colabora y fomenta la participación en programas de investigación en el campo de la medicina deportiva.

1.2.2. ¿Qué son los centros de tecnificación? Características del Centro de tecnificación de natación de la Comunidad de Madrid

El Consejo Superior de Deportes, en base al artículo 51 de la Ley del Deporte 10/1990 del 15 de Octubre¹⁰ desempeña el ejercicio de la tutela y control del deporte de Alto Nivel. Para ello se construyeron los Centros de Alto Rendimiento (CAR) y los Centros de Tecnificación Deportiva (CTD) y, como complemento a éstos, los Centros Especializados (CE)¹¹. Estos últimos tienen como función acoger a deportes o modalidades deportivas que, por su particularidad, medio en el que se realizan, no pueden ser atendidos en los CAR, ni en los CTD, como es el caso, por ejemplo, de los deportes acuáticos o de invierno¹¹.

La Administración General del Estado financia las instalaciones deportivas y controla los intereses generales del deporte en el ámbito territorial de más de una Comunidad Autónoma, pero para atender al deporte autonómico, el perfeccionamiento y la tecnificación, se encargan las Federaciones Autonómicas.

Las características de cada centro son similares en cuanto al concepto pero tienen particularidades.

Los CAR son instalaciones deportivas de titularidad estatal y/o autonómica cuya finalidad es la mejora del rendimiento deportivo, proporcionando a los deportistas de alto nivel las mejores condiciones de entrenamiento y atendiendo prioritariamente a las necesidades del mismo.

Los CTD son instalaciones de titularidad autonómica y/o local y/o de Federaciones Deportivas que tienen por finalidad atender el perfeccionamiento de los deportistas y cuya actividad se desarrolla fundamentalmente en el ámbito autonómico.

Los Centros Especializados son instalaciones de titularidad estatal y/o autonómica y/o local y/o de Federaciones Deportivas, cuyo objetivo es ser centros de entrenamiento para modalidades deportivas concretas que no pueden ser atendidas en los centros señalados en los apartados anteriores. Estos Centros se subdividen en CEAR y CETD. Los CEAR desarrollan para una modalidad deportiva las funciones de entrenamiento de los deportistas de alto nivel y los CETD desarrollan para una modalidad deportiva concreta el perfeccionamiento de los deportistas y cuya actividad se desarrolla fundamentalmente en el ámbito autonómico.

Los programas deportivos pueden ser autonómicos, es la tecnificación deportiva tutelada por sus respectivas federaciones autonómicas y cuyo objetivo es el perfeccionamiento de los deportistas dentro del ámbito autonómico; estatales, que son los programas de tecnificación tutelados por sus respectivas federaciones españolas, dirigidos a deportistas de categorías inferiores y cuya

actividad se desarrolla en el ámbito nacional e incluso internacional y los de alto rendimiento, que son aquellos organizados también por federaciones nacionales dirigidos fundamentalmente a deportistas de categoría absoluta y equipos Nacionales.

Por tanto, los Centro de Tecnificación Deportiva son los que llevan a cabo las competencias de atender la especialización técnica de los deportistas desde sus inicios, a temprana edad, y durante las diversas etapas de su perfeccionamiento deportivo en su ámbito territorial, hasta su consolidación como deportistas de alto nivel, ayudar a compatibilizar la práctica deportiva con la formación académica del deportista, con el claro objetivo de conseguir la formación integral de los jóvenes. Consiguiendo un proyecto técnico único, que pueda ser aplicado, inicialmente, en las fases de tecnificación autonómica, y posteriormente, en la alta competición nacional, en el que colaboran las federaciones autonómicas y nacionales

La Comunidad de Madrid en su Ley del Deporte¹² y dentro de la política de utilización y aprovechamiento de las instalaciones deportivas, tiene convenios con Federaciones Madrileñas para formar espacios para programas formativos de deporte y enseñanza. En Madrid está construido el Parque Deportivo Puerta Hierro dónde hay instalaciones para siete federaciones (rugby, salvamento y socorrismo, piragüismo, pelota, tiro con arco, pádel y golf) de las cuales, tres incluyen centros de tecnificación, en Somontes está el centro deportivo de hockey que alberga otro centro de especialización tecnificada y desde 1998 se utilizan las instalaciones de la piscina del Mundial 86 como Centro Especializado de Tecnificación Deportiva para las modalidades de natación, saltos, waterpolo, natación sincronizada y aguas abiertas, siendo actualmente un centro de referencia de actividad acuática de la Comunidad de Madrid.

Este centro tiene como objetivo general efectuar un impulso constante de la natación madrileña, facilitando a los deportistas con talento la preparación adecuada para pasar al alto rendimiento deportivo, sin perjuicio a su formación

escolar y académica, ya que el programa está diseñado para que acudan al Instituto de Educación Secundaria adyacente a las instalaciones deportivas, puesto que los alumnos están entre los 13 y 18 años de edad. De esta manera a los deportistas se les facilita el entrenamiento y la formación¹³. También se desarrollan programas de GES (Grupos Especiales de Seguimiento) en categorías de alevines y benjamín.

1.3. CARACTERÍSTICAS DE LA FUERZA MUSCULAR

El humano es un ser con una gran capacidad dinámica y la fuerza es la causa capaz de modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo, por eso se la considera, junto con la resistencia, velocidad y flexibilidad, una de las capacidades físicas básicas de los individuos. La fuerza muscular es reconocida en la actualidad como una cualidad física fundamental, no sólo para el rendimiento deportivo, sino también para el mantenimiento de la salud y para la mejora de la calidad de vida de las personas.

1.3.1. Conceptos de fuerza y momento de fuerza

Desde un punto de vista mecánico podemos definir la *fuerza* a partir de las Leyes de Newton como toda causa capaz de modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo y viene determinado como el producto de la masa por la aceleración ($F=m \times a$). En este sentido, todas las acciones y movimientos humanos vienen acompañados de un cambio de estado y la fuerza muscular correspondería a la capacidad que tiene la musculatura para producir aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento¹⁴.

Desde el punto de vista fisiológico la *fuerza* se entiende como “la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse o contraerse por estímulo neuromuscular voluntario o involuntario”⁸. Existen dos fuentes de fuerza en permanente relación: las internas, producidas por los músculos esqueléticos, y las fuerzas externas, producidas por la resistencia de los cuerpos a modificar su

inercia. En el ejercicio físico es interesante conocer en qué medida la fuerza interna de un individuo, producida por sus músculos, se traduce en fuerza aplicada sobre las resistencias externas¹⁵.

Se denomina momento máximo de fuerza al efecto de rotación de un objeto sobre un eje determinado, producido por la aplicación de una fuerza excéntrica al eje de rotación de dicho objeto. Este momento de fuerza o fuerza rotacional es el equivalente angular a la fuerza lineal y su magnitud esta relacionada con la de la fuerza aplicada y la longitud de su brazo de palanca, considerando este como la distancia perpendicular a la línea de acción de la fuerza desde el eje de rotación.¹⁶ La unidad internacional del momento de fuerza esta relacionada con la unidad de fuerza (newton) y la unidad de longitud (metro) y se expresa en N.m.

El movimiento en el ser humano se produce a partir de los momentos de fuerza que generan los músculos al contraerse produciendo una rotación de los segmentos alrededor de un eje articular. La eficacia de un músculo depende de la fuerza que genere al contraerse y del brazo de palanca o distancia perpendicular desde el eje de rotación articular a la línea de aplicación de la fuerza.

1.3.2. Tipos de contracción muscular

En el músculo, la fuerza física se manifiesta a través de la contracción muscular entendida como el desarrollo de la tensión dentro de este y no necesariamente un claro acortamiento del mismo. En función de la relación existente entre la tensión desarrollada y la resistencia a vencer, la contracción muscular puede dividirse en varios tipos^{14, 17}:

- *Contracción Isométrica*: es la resultante de una contracción sin desplazamiento por lo que la energía producirá una tensión sin trabajo mecánico, no hay acortamiento ni alargamiento.

- *Contracción isotónica:* En este tipo de contracción hay una modificación de la longitud de las fibras. Se lleva a cabo a una tensión constante. Se aplica este término cuando la resistencia externa es constante y puede conseguirse en máquinas de resistencia perpendicular. Hay una tendencia a generalizar este tipo de contracción a todo trabajo realizado con pesas. Cabe destacar que en el movimiento muscular normal no existen contracciones en las que la fuerza se mantenga igual durante todo un movimiento, pues la tensión generada en el músculo se modificaría según cambien los brazos de palanca a lo largo del recorrido articular, por lo que algunos autores no recomiendan sustituir esta terminología por contracción dinámica.

Este tipo de contracción puede subdividirse, a su vez, en concéntrico y excéntrico. El primero ocurre cuando el músculo desarrolla una tensión suficiente para superar la resistencia al que está sometido de tal forma que este se acorta, y el segundo cuando la resistencia supera la tensión ejercida por el músculo, de forma que este se alarga aumentando su longitud.

- *Contracción auxotónica:* en este tipo de contracción se combinan contracciones isotónicas e isométricas. En el inicio, la contracción muscular es isotónica mientras que se mantiene isométrica al final de esta.
- *Contracción isocinética:* es la realizada a una velocidad angular constante. Este tipo de contracción se lleva a cabo en aparatos que ofrecen una resistencia adaptada a la fuerza aplicada para mantener siempre la velocidad constante en un valor previamente fijado.

Independiente de las condiciones mecánicas en las que se produce la contracción muscular, la intensidad de esta es dependiente de la activación neural que se aplique. Así podemos distinguir:

- *Contracción máxima*: es la situación teórica en la que se activan de forma máxima todas las unidades motoras de un músculo. Esta situación se produce en condiciones externas de carga excéntrica o de excitación eléctrica tetanizante.
- *Contracción voluntaria máxima*: se produce en caso de máxima aplicación voluntaria de fuerza contra una resistencia en independencia de las condiciones mecánicas.
- *Contracción voluntaria submáxima*: se define como la aplicación voluntaria de cualquier nivel de contracción por debajo del máximo posible.

Además de las condiciones mecánicas y de activación voluntaria, otros factores también pueden influir en las características resultantes de velocidad y fuerza de la contracción muscular. En general a mayor longitud del músculo, más rápida será la contracción por poseer mayor número de sarcómeros y por tanto alcanzara un mayor acortamiento por unidad de tiempo. Es interesante tener en cuenta el tipo de fibra muscular y de respuesta neural ya que es un factor importante en la velocidad de contracción y la tensión desarrollada. Hay que recordar que la realización de un movimiento no solo depende de la contracción de los músculos agonistas, sino también de la relajación de los antagonistas.

Existen una serie de adaptaciones biológicas para el desarrollo de la fuerza muscular tanto a nivel estructural muscular como nervioso y hormonal. Es bien sabido que los sujetos que presentan un grosor muscular más grande son los que tienen más fuerza. El entrenamiento sí que puede afectar las características de la fibra muscular, y se ha demostrado en animales que puede producir hiperplasia o aumento del número de células musculares. En humanos se ha comprobado que el porcentaje de fibras lentas o de tipo I es del 45-55% en personas sedentarias, sin existir diferencias entre hombres y mujeres. En sujetos que realizan deportes de resistencia, el porcentaje de fibras tipo I es mayor del 56 –

60% y en aquellos que practican deportes de fuerza, el porcentaje de fibras tipo II es superior al 65%¹⁴.

El aumento de la fuerza derivado del entrenamiento se ha relacionado con un aumento de la actividad eléctrica del músculo. Estas adaptaciones neuronales se dan en las primeras semanas de entrenamiento y aparecen con mas frecuencia en sujetos que previamente no habían entrenado. En cuanto a las adaptaciones hormonales se ha estudiado que el entrenamiento de fuerza produce elevación de la testosterona y de la hormona del crecimiento (GH). La primera favorece la transformación de las fibras tipo II hacia las IIB y estimula de manera indirecta la producción de GH. Esta última estimula la síntesis de proteínas y la captación de aminoácidos por parte del músculo. El ejercicio también produce un respuesta en los niveles de cortisol. Se ha estudiado la relación entre testosterona y cortisol, siendo este índice un parámetro biológico que nos puede informar del sobreentrenamiento¹⁸.

1.3.3. Valoración de la fuerza muscular

Podemos medir las diferentes manifestaciones de la fuerza con sus características. Según el tipo de activación muscular distinguimos tres grupos:

1.3.3.1. Test de fuerza máxima:

Se trata de test que van a valorar la mayor expresión de fuerza del sistema neuromuscular ante una resistencia dada.

- **Test de fuerza máxima estática o Activación Isométrica:** consiste en realizar una activación muscular voluntaria máxima con una resistencia insalvable. El valor de la fuerza isométrica máxima es un buen indicador de fuerza máxima pero es cuestionable su relación con el rendimiento dinámico y parece que puede no ser tan importante a medida que aumenta el rendimiento. Una de las principales desventajas que presenta es que los valores de fuerza registrados son específicos del rango del movimiento en el que se produce la

contracción. Puede realizarse con dinamómetros de cable, tensiómetros o maquinas de musculación no pudiéndose correlacionar con valores obtenidos en otras posiciones .

- **Test de fuerza máxima dinámica o activación isoinercial (peso libre):** este tipo de medición puede realizarse de tres formas, en función del material utilizado para su valoración. Pueden utilizarse pesos libres sin instrumentos adicionales de medida (es el mas sencillo y barato) siendo el resultado de este test una “repetición máxima” (1RM) que se corresponde con el valor máximo de peso que puede levantar un sujeto en una repetición. La pruebas de 1 RM solo proporciona una medida del rendimiento concéntrico.

Otra posibilidad es realizar mediciones usando pesos libres a través de un medidor lineal de distancias y por último pueden utilizarse plataformas de fuerzas. Son ejemplos de este tipo de prueba el test de flexión de rodillas con peso o “sentadilla máxima” y el test de fuerza tendido de espalda o “*press* de banco máximo”.

- **Test de fuerza máxima con activación isocinética concéntrica y excéntrica** a través de dinamómetros que permiten que la velocidad del movimiento sea constante en todo el recorrido. Este tipo de valoración los desarrollaremos en un apartado posterior.

1.3.3.2. Test de fuerza explosiva :

Con esta prueba se valora la capacidad del sistema neuromuscular para generar una alta velocidad de contracción ante una resistencia dada, también se denomina test de fuerza-velocidad.

- **Test del salto vertical o “*Squat Jump*” de Bosco** que nos aporta información sobre la fuerza explosiva de los miembros inferiores con activación concéntrica y excéntrica muscular, en ausencia de elementos elásticos-reactivos. Esta prueba puede realizarse utilizando

plataformas de fuerza que nos aportan datos sobre la velocidad vertical de despegue y la altura alcanzada por el centro de gravedad.

- **Test de salto en contramovimiento o “Counter Movement Jump” de Bosco** que es una variación de la prueba anterior. Se solicita que se realice un rápido movimiento de flexo extensión de piernas partiendo de la posición bípeda y posteriormente realizar un salto. Al añadir un componente elástico a la prueba se consiguen resultados 20% superiores que en la prueba de salto vertical.
- **Test de lanzamiento de balón medicinal** para la valoración de la fuerza explosiva en extremidades superiores. Se utiliza un balón de 3 a 5 kg, dependiendo del sexo, para medir la mayor distancia de lanzamiento posible realizando una flexo – extensión de piernas sin rebasar una determinada línea de partida.

1.3.3.3. Test de fuerza resistencia:

Este tipo de prueba mide la capacidad de fatiga muscular ante el esfuerzo, que puede ser de corta, media y larga duración. La relación entre la intensidad de carga y la duración del esfuerzo van a determinar la preponderancia de la fuerza sobre la resistencia. Dependiendo de la duración del esfuerzo podemos clasificar la fuerza resistencia en tres categorías:

1. **Fuerza resistencia de corta duración:** Se intenta superar la fatiga a intensidades superiores al 80% de 1RM donde el ejercicio anaeróbico es preponderante.
2. **Fuerza resistencia de media duración:** Se valora la fatiga ante intensidades situadas entre 20-40% de 1RM.
3. **Fuerza resistencia de larga duración:** Se intenta superar la fatiga a intensidades por debajo de 20% de 1RM, valorando principalmente la resistencia aeróbica del deportista.

Las pruebas descritas para la valoración de la fatiga muscular son:

- **Test de flexo extensión de pierna** donde se valora la realización de 10 flexo – extensiones de pierna completas con el tronco erguido.
- **Test de flexión de brazos en barra o “dominadas”** donde el sujeto que realiza la prueba esta suspendido sobre una barra, debiendo realizar una flexión de brazos para contactar con el mentón en la parte superior de la barra. Se anota el numero máximo de repeticiones realizadas durante 30 segundos.

1.3.4. Características del entrenamiento de fuerza en deportistas jóvenes

El rendimiento en la mayoría de los deportes está relacionado con la potencia al realizar un determinado gesto deportivo (salto, lanzamiento, zancada, brazada, etc.) que significa realizar dicho movimiento con la mayor fuerza en el menor tiempo posible. El rendimiento depende de la estructura muscular celular de cada individuo la composición proteica y la neurotransmisión o la capacidad para reclutamiento de fibras rápidas¹⁵.

La iniciación al trabajo de fuerza en el desarrollo de los niños ha sido materia de estudio en los últimos años. Dentro de la preparación general del deportista se realiza un entrenamiento específico de fuerza, en el que se tendrán en cuenta aspectos como el tiempo de adaptación (relacionado con la edad), el tiempo y frecuencia dedicada al entrenamiento, la progresión de las cargas y el nivel de fuerza alcanzado⁸. En general este tipo de entrenamiento en jóvenes no conlleva riesgo de lesión siempre que se sigan unas ciertas directrices como adaptar las cargas de manera individual, evitar esfuerzos de carácter máximo y realizar los entrenamientos supervisados y con una técnica apropiada¹⁹⁻²¹.

Parece que el momento más aconsejable para iniciar un entrenamiento de calidad sería, cuando alcanzan la fase sensible para el desarrollo de la fuerza, e incluso un poco antes. En jóvenes nórdicos se estudió que los hombres aumentaron proporcionalmente la fuerza entre los 12 y los 17 años y la mujeres entre los 10 y los 13²². En el entrenamiento de fuerza en menores se debe tener en cuenta, la edad de los deportistas, el tiempo destinado a entrenar, la

asimilación individual a la progresión de cargas, que debería de ser permanente, variada y no excesiva^{23, 24}.

Una vez alcanzada la adolescencia, los deportistas precisan entrenar la potencia muscular, para ello lo pueden trabajar con altas cargas (>80% RM), que ejecutan a bajas velocidades o trabajar de manera explosiva con trabajar cargas medias (<60-80% RM) a altas velocidades²⁵.

Hoy en día se asume que el trabajo de fuerza en jóvenes deportistas adecuadamente programado y supervisado, mejora el sistema motor, aumenta la densidad mineral ósea pudiendo ser beneficioso para el crecimiento y previniendo las lesiones por sobrecarga, siendo el riesgo de lesión similar al resto de la población joven^{26, 27}. Para evitar posibles controversias, un grupo de expertos del Comité Olímpico Internacional ha realizado una guía con recomendaciones para garantizar la mayor seguridad a nuestros deportistas jóvenes y formar a los entrenadores para que trabajen con responsabilidad²¹.

1.3.5. Ejemplo de entrenamiento de fuerza en las modalidades de natación, waterpolo y natación sincronizada en deportistas jóvenes

En todos los deportes es necesario realizar un entrenamiento de las cualidades físicas, además del específico de cada modalidad practicada. En los deportes de agua será imprescindible combinar los entrenamientos en la piscina, con aquellos que se realizan en gimnasio o al aire libre, que coloquialmente se denominan entrenamientos “en seco”.

En la natación, waterpolo y natación sincronizada en los deportistas tecnificados de la Federación Madrileña de Natación, que son las modalidades que se estudian en esta investigación, el trabajo de fuerza forma parte del entrenamiento básico.

Este entrenamiento se adaptará, no sólo a la modalidad practicada, sino también a los grupos de edades donde están integrados cada uno de los deportistas.

Los entrenadores de nuestra población acoplan a las sesiones específicas diarias de natación y waterpolo, días de gimnasio, dónde introducen ejercicios de tonificación, que van variando a lo largo de la temporada, para evitar lesiones y mejorar el rendimiento.

Para intentar estandarizar la muestra escogida para este estudio, se ha escogido a los deportistas que estaban efectuando en el momento de la prueba un entrenamiento de características similares, pues no se podía elegir el momento de la temporada para realizar los reconocimientos.

Un ejemplo de entrenamiento adaptado a las distintas edades de nuestra población, en la modalidad de natación, se muestra en las figuras 1 y 2.

Grupo Natación hombres y mujeres de 11 a 14 años							
Entrenamiento de fuerza PRIMER TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Adaptación anatómica	Circuito propio cuerpo	8	4	12	3	10-15	Su peso corporal (PC)
	Circuito de máquinas						Bajo-medio (50-60% PC)
Hipertrofia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	4	2	8	3	8-12	Medio-alto (60-70% PC)
Entrenamiento de fuerza SEGUNDO TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Adaptación anatómica	Circuito de máquinas	4	2	12-15	2	10-15	Su propio peso
Fuerza de resistencia	Circuito de máquinas	4	2	12-15	2	10-12	Medio-alto (60-70% PC)
Entrenamiento de fuerza TERCER TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Hipertrofia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	3	2	6	3	8-10	Alto (70-80% PC)
Potencia Fuerza de resistencia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	3	2	6	3	6-10	Medio-alto (60-70% PC)

Figura 1. Plan de entrenamiento de deportistas de 11 – 14 años, del grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación. (PC: peso corporal)

Grupo Natación hombres y mujeres desde los 15 a los 19 años							
Entrenamiento de fuerza PRIMER TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Adaptación anatómica	Circuito propio cuerpo	4	2	15	3	6-10	Su peso corporal (PC)
	Circuito de máquinas	4	2	15	2-3	8-12	Bajo-medio (50-60% PC)
Hipertrofia	Circuito de máquinas	4	2-3	12	2-3	6-8	Medio-alto (60-70% PC)
Fuerza Máxima / Potencia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	3	2	6	6	6	Alto (70-80%) PC (Máxima velocidad)
Entrenamiento de fuerza SEGUNDO TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Potencia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	4	2	6	4	6-8	Medio-alto (60-70% PC) Alto (70-80%)
Fuerza de resistencia	Circuito de máquinas	3	3	12	4	8-12	Peso bajo (Máxima velocidad)
Entrenamiento de fuerza TERCER TRIMESTRE							
ORIENTACIÓN	ORGANIZACIÓN DE SESIÓN	NÚMERO DE SEMANAS	SESIONES A LA SEMANA	NÚMERO DE EJERCICIOS	NÚMERO DE SERIES	NÚMERO DE REPETICIONES	PORCENTAJE DE CARGA
Adaptación anatómica	Circuito de máquinas	3	2-3	10	3	10-15	Bajo - medio(50-75% PC)
Hipertrofia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	6	2	6	3	8-10	Alto (75-100% PC)
Potencia Fuerza de resistencia	Trabajo de estaciones · Máquinas · Pesos libres	4	2	6	4	6-12	Medio-alto (60-70% PC) Bajo (máxima velocidad)

Figura 2. Plan de entrenamiento de deportistas de 15 – 19 años, del grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación. (PC: peso corporal)

1.4. CARACTERÍSTICAS DEL DESARROLLO MADURATIVO Y SU RELACIÓN CON EL INCREMENTO DE FUERZA

1.4.1. Valoración del desarrollo madurativo

En los deportistas de medio y alto nivel es frecuente realizar evaluaciones físicas y fisiológicas a lo largo de su carrera deportiva e incluso efectuar varias de estas valoraciones, en distintas etapas a lo largo de una misma temporada, para establecer no sólo la forma física sino la eficacia de los distintos entrenamientos planteados²⁸.

Sin embargo cuando se trabaja con niños o adolescentes es necesario considerar el crecimiento y la maduración pues son factores que pueden provocar cambios en el rendimiento deportivo²⁹. De hecho, en la franja de edades de 13 – 14 años podemos encontrarnos deportistas que progresan tan rápido que incluso pueden concursar en competiciones a nivel nacional e internacional con categorías superiores².

Es importante tener en cuenta, en este tipo de deportistas, diferentes aspectos referentes a la edad. Podemos definir como *edad cronológica* aquella que está determinada por la diferencia entre el día que se mide y el día del nacimiento del individuo^{29, 30}. Esta edad se ha utilizado tradicionalmente en los deportes para agrupar, por conjuntos de edad a los sujetos y establecer límites en la prescripción de ejercicio.

Cronológicamente la niñez se refiere a los niños hasta 13 años y las niñas hasta 11 que no han desarrollado características sexuales secundarias. La adolescencia, debido a los diferentes ritmos de maduración, se considera a las niñas de 12-18 años y los niños de 14-18 años. A pesar de ser un periodo continuo, se suele dividir en tres subfases: adolescencia temprana (11-13 años), media (14-17 años) y tardía (17-18 años)^{28, 31}.

No obstante, se trata de sujetos que se encuentran en un periodo de adolescencia, que es una época de cambios físicos y psíquicos que condicionan el paso de la niñez a la edad adulta. Encontramos una fase inicial o *pubertad*, desde los 10 a los 14 años, con una gran transformación del individuo, y una fase final, de 15 a 19 años, con deceleración de los cambios hasta la parada del crecimiento².

La *pubertad* es un momento muy activo en el que múltiples variaciones endocrinas activan el desarrollo físico-funcional e indirectamente participan también en cambios psicológicos, cognitivos y sociales^{32, 33}. Todas estas transformaciones podemos agruparlas en el término *madurez biológica*. Esta no es homogénea en todos los individuos pues los cambios se desarrollan con diferente ritmo y tiempo de aparición lo que explica que para una misma edad cronológica observemos diferentes estaturas, peso, fuerza, velocidad y resistencia entre los sujetos^{28, 30}, cifrándose incluso las diferencias en 5 años entre ambas edades. Este hecho evidencia la limitación del uso de la edad cronológica como determinante de la prescripción de ejercicio o carga de entrenamiento en estos deportistas, justificando la necesidad de clasificar los niños y adolescentes en función de la maduración biológica³⁰, con el propósito de disminuir la desventaja que puede haber entre compañeros de equipo con distinto grado de maduración o la identificación de talentos deportivos²⁹.

Existen diversos métodos para valorar el grado de crecimiento, pero a pesar de su gran variabilidad, hay una gran correlación entre los diferentes indicadores, lo que sugiere que tienen un alto grado de validez para estimar la maduración biológica²⁸.

Podemos distribuir los métodos más frecuentes para la valoración de la edad biológica en tres categorías principales:

1. Medición de maduración esquelética: tenemos diversos métodos en esta categoría como la *absorciometría de rayos X de energía dual (DEX-A)* o la *ecografía* de la tibia o del cúbito. Aún así el principal método para ver el grado de maduración que tiene el tejido esquelético, y por ende el “*gold standard*” de la valoración de la maduración biológica, es el examen de la *edad ósea o edad esquelética*^{28, 30}. Se realiza mediante la comparación de una radiografía de la muñeca izquierda del individuo con placas de referencia. Las principales limitaciones de este método, además de la utilización de radiación X, son la experiencia necesaria del médico que las valora, la escasa disponibilidad y el elevado coste de las mismas.
2. Medición de maduración somática: las dos técnicas más utilizadas para la valoración de la maduración somática son la *velocidad de crecimiento a lo largo del tiempo* y el *pico de velocidad de crecimiento (PVC)*. Ambos se obtienen mediante medidas antropométricas como el peso y la estatura, que son comparadas con tablas de referencia. El PVC es bastante preciso y se considera como un buen indicador de maduración en la adolescencia³⁰, aunque son medidas que se utilizan más en estudios longitudinales²⁸.
3. Valoración de la maduración sexual: Algunos estudios consideran que la maduración sexual se correlaciona muy bien con el crecimiento lineal, cambios de peso, composición corporal y cambios hormonales lo que permitiría estimar el momento de crecimiento esquelético del adolescente³⁰. Uno de los métodos puede ser valorar el tiempo transcurrido entre la *edad de menarquia* y el momento de la evaluación. El problema principal es que sólo podemos valorar mujeres y no sería válido para comparar poblaciones mixtas. Otro método muy extendido es la *observación de los caracteres sexuales secundarios* que propuso el

británico Tanner en 1962 que surgió como un método auxiliar para la clasificación del desarrollo de la maduración, pero que hoy en día es aceptada internacionalmente. Esta escala es la que hemos utilizado en nuestro estudio y por ese motivo vamos a exponerla más extensamente.

- *Escala de valoración de caracteres sexuales secundarios de Tanner*

La escala de Tanner divide las transformaciones puberales en cinco etapas sucesivas que van de niño a adulto. En ellas define características sexuales externas secundarias, como es el tamaño de las mamas en la mujer, el tamaño y la forma de los genitales en el hombre y el desarrollo del vello púbico en ambos sexos^{32, 33} (figura 3 y tabla I). Aunque se trata de un excelente indicador de madurez, su utilización queda limitada a la edad puberal, no pudiendo emplearse ni en los niños menores ni en adultos²⁸.

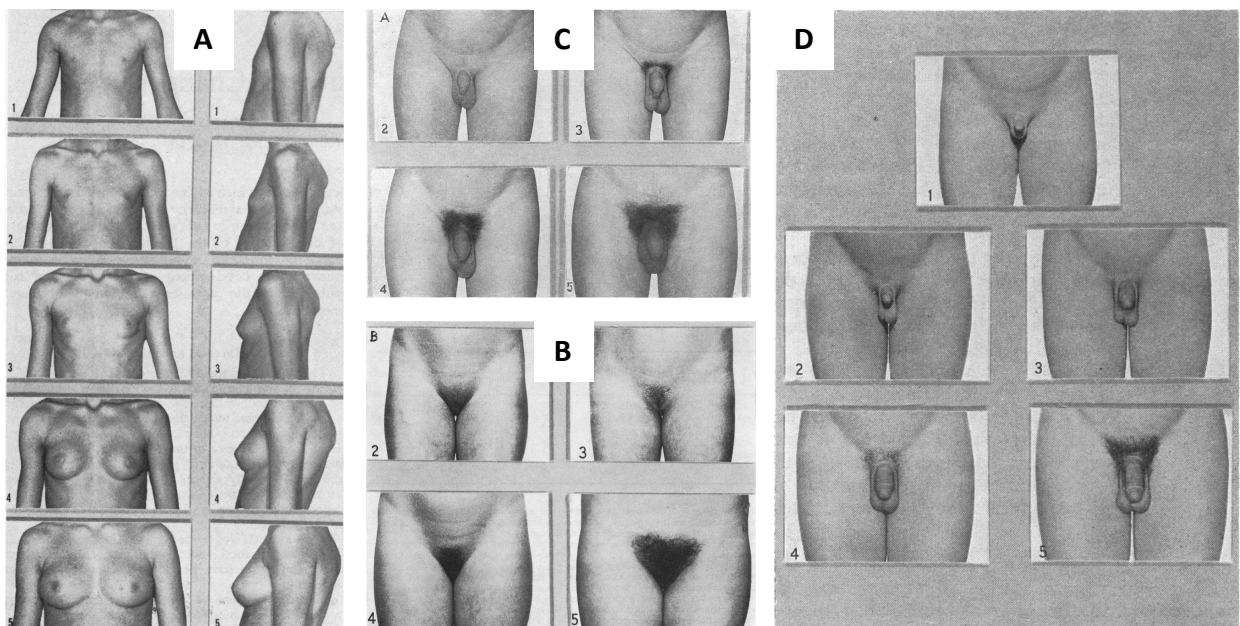


Figura 3. Estadios de caracteres sexuales secundarios para la valoración de la maduración sexual según Tanner. (A: estadios de crecimiento de las mamas en la mujer; B: estadios de crecimiento de vello púbico en la mujer; C: estadios de crecimiento de vello púbico en el hombre; D: estadios de crecimiento de vello púbico en los hombres). Extraído de Marshall WA and Tanner JM. Variations in the Pattern of Pubertal Changes in Boys. *Archives of Disease in Childhood*. 1970 y Marshall WA and Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. *Archives of Disease in Childhood*. 1969.

Tabla I. Estadios de valoración de maduración de caracteres sexuales secundarios según Tanner^{32, 33}.

ESTADIOS DE DESARROLLO MAMARIO EN LA MUJER	
Estadio 1 (M1)	Mamas infantiles. Sólo el pezón está ligeramente sobre elevado
Estadio 2 (M2)	Aparición de botón mamario. Las areolas y pezones sobresalen como un cono. Indica la presencia de tejido glandular subyacente. Aumento del diámetro de la areola
Estadio 3 (M3)	Continúa el crecimiento con elevación de mama y areola en un mismo plano
Estadio 4 (M4)	La areola y el pezón se distinguen como una segunda elevación, por encima del contorno de la mama
Estadio 5 (M5)	Desarrollo mamario total. La areola se encuentra a nivel de la piel y solo sobresale el pezón.
DESARROLLO GENITAL EN EL HOMBRE	
Estadio 1 (G1)	Pene, escroto y testículos infantiles, con mismo tamaño y forma que en la infancia
Estadio 2 (G2)	Agrandamiento de escroto y testículos. Piel escrotal roja, delgada y arrugada. Pene sin agrandamiento.
Estadio 3 (G3)	Agrandamiento del pene sobre todo en longitud. Continuación del desarrollo escrotal y testicular
Estadio 4 (G4)	Aumento del tamaño del pene con crecimiento del diámetro y desarrollo del glande. Continuación de crecimiento de testículos y escroto. Aumento de pigmentación de la piel escrotal.
Estadio 5 (G5)	Genitales de tipo y tamaño adulto
DESARROLLO DEL VELLO PÚBICO EN AMBOS SEXOS	
Estadio 1 (P1)	Ligera vellosidad infantil
Estadio 2 (P2)	Vello escaso, lacio y ligeramente pigmentado
Estadio 3 (P3)	Vello rizado, poco desarrollado, oscuro sobre los labios en la mujer y sobre la raíz del pene en el hombre
Estadio 4 (P4)	Vello pubiano de tipo adulto, pero sin la distribución típica
Estadio 5 (P5)	Desarrollo de vello adulto tanto en el tipo como en la cantidad y distribución, llegando a cubrir los genitales externos y la cara interna de los muslos

Se realiza mediante la observación visual del clínico, previo consentimiento de los padres y el niño, o, si estos lo prefieren, empleando un método de autopercepción, aunque este último puede generar una sobreestimación en los niños, o infravaloración en las niñas, de los estadios de maduración^{28, 30, 34}. Así el método de autopercepción ha demostrado ser reproducible y fiable.

En la evaluación de la maduración sexual podemos encontrar tres estadios tanto en el desarrollo del pecho (M), genitales (G) y vello púbico (P): estadio 1 o prepúber, estadio 2-4 o púber y estadio 5 o constitución adulta (postpúber). El estadio 1 indica ausencia de desarrollo en los caracteres sexuales secundarios. El estadio 2 indica el desarrollo inicial de cada característica y los periodos 3 y 4, a veces son más difíciles de evaluar, indican una continuidad en la maduración de cada uno de los caracteres. Los estadios no son intercambiables entre las diferentes categorías²⁸.

La elevación inicial de los pechos (M2) es habitualmente el primer signo evidente de maduración sexual en chicas y el agrandamiento inicial de testículos (G2) es el primer signo más común de maduración sexual en niños^{32,33}.

Según Tanner y Marshall, en sus estudios el desarrollo del vello y el pecho en las niñas es casi simultáneo y es el primer signo de la pubertad morfológica, que aparece en el 95% de los casos entre los 8 años y medio y los 13 años. El pecho madura entre los 11,8 y los 18,9 años. Desde el inicio de la formación de los senos hasta la menarquia suelen pasar de media 2,4 años y el pico de crecimiento en altura suele estar entre los 12 y 13 años. Como es sabido y corroborado en sus estudios es un proceso muy individual, de hecho la maduración completa puede durar entre un año y medio y seis años³³.

Para estos mismos autores, el desarrollo genital de los varones suele estar en el 95% de los casos entre 9,5 años y 13,5 años y suele terminar a los 3 años del inicio. Lo primero que comienza a desarrollarse es la salida del vello púbico. El pico de crecimiento de la talla, en un alto porcentaje, suele darse alrededor de los 14 años. Un 5% de los niños dan el “estirón” antes del estadio 4 mientras que el 20 % lo hace ya de adulto, encontrándose la media en dos años más tarde que las mujeres³².

1.4.2. Desarrollo madurativo correlacionado con el incremento de fuerza

Hoy en día hay una cantidad significativa de niños y jóvenes que se dedican al deporte de medio y alto nivel y que compiten a nivel nacional e internacional a edades cada vez más tempranas. Los procesos para descubrir nuevos talentos comienzan en la niñez y es entre esta época y la adolescencia donde los individuos de ambos sexos inician una especialización en un deporte concreto.

Por otra parte y como se ha comentado previamente, en la adolescencia se produce un desarrollo global de individuo. Durante el “estirón” puberal se produce un aumento ponderal que representa el 50% del peso ideal adulto y un incremento de la talla que corresponde alrededor del 25% de la talla adulta. También se produce un aumento del tejido graso, más acusado en las mujeres y un desarrollo general del aparato locomotor con un incremento de la masa ósea en ambos sexos más un aumento de la masa muscular, mayor en hombres que en mujeres. Así mismo acontece una remodelación del esqueleto conformando el dimorfismo sexual típico, con una pelvis más ancha en las mujeres y un diámetro biacromial mayor en los hombres^{30, 34}.

Al tratarse de un periodo crítico y decisivo para el correcto desarrollo físico del individuo, existe la preocupación sobre las eventuales influencias negativas que un entrenamiento intenso o unos requerimientos excesivos puedan provocar sobre un esqueleto aún inmaduro o en periodo de desarrollo. Es en ese momento, cuando hay que tener mayor control y precaución a la hora de realizar actividad física excesiva y sin supervisión³⁵.

Por este motivo, durante años se ha intentado evitar el trabajo de fuerza específico en prepúberes y púberes, por si pudiese alterar la normalidad en el desarrollo, pero ya desde hace décadas se tiene evidencia de lo contrario, y parece que la ejecución de trabajos de fuerza en adolescentes, si se realiza de una manera adecuada, puede resultar incluso beneficiosa³⁶.

Se han encontrado en la literatura algunos estudios que incluso han relacionado las fases evolutivas de Tanner con pruebas neuromusculares, mostrando que no existen diferencias significativas entre las variables somatotipo y fuerza ni entre la madurez y somatotipo, aunque sí se han encontrado diferencias entre la fuerza y la madurez^{37, 38}, específicamente en nadadores jóvenes donde se halla relación entre el aumento de fuerza y la composición corporal y ambas en relación con el género^{2, 39, 40}.

En general todas las recomendaciones van encaminadas a estudiar la madurez biológica de cada uno de los deportistas de forma individualizada y así poder elaborar planes concretos de entrenamiento para lograr optimizar el rendimiento deportivo^{28, 41}.

1.5. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA LUMBAR

1.5.1. Columna vertebral en conjunto

La columna vertebral o raquis es una estructura ósea longitudinal, en forma de pilar que soporta el tronco. Debe combinar la *rigidez* para contribuir en la estabilidad de la postura soportando presiones axiales y la *flexibilidad* para disfrutar de una movilidad suficiente en el tronco. Además del soporte del tronco cumple un papel protector de las estructuras del sistema nervioso central contenidas en el canal raquídeo⁴²⁻⁴⁴.

Está compuesta por elementos rígidos, que son las vértebras y elementos elásticos, como los discos intervertebrales y todo el sistema de ligamentos⁴⁵. En conjunto posee 33 - 35 vértebras que por diferencias morfológicas y funcionales las dividimos en varias regiones: 7 cervicales, 12 dorsales o torácicas, 5 lumbares, 5 sacras y 3 – 5 coccígeas. Las vértebras sacras y coccígeas suelen estar fusionadas.

En el plano transversal presenta 4 curvas que de craneal a caudal son lordosis cervical, cifosis dorsal, lordosis lumbar y cifosis sacra. Las lordosis son

aquellas curvas con una convexidad anterior y las cifosis las que presentan una concavidad anterior. No son fijas sino dinámicas puesto que varían con las distintas posturas o movimientos: en la flexión de tronco disminuyen las lordosis y aumenta la cifosis dorsal, mientras que en la extensión del tronco ocurre lo contrario pues aumentan las lordosis, tanto cervical como lumbar y disminuye la cifosis dorsal⁴⁶. Estas curvas proporcionan un aumento de resistencia del raquis a las fuerzas de compresión axial⁴².

1.5.2. Anatomía segmentaria del raquis

Aunque en cada región de la columna las vértebras presentan algunas características morfológicas diferenciadas, se pueden definir una serie de elementos comunes que describiremos en la “vértebra tipo”.

Podemos analizar dos partes principales, el *cuerpo* por delante y el *arco posterior* por detrás. El *cuerpo vertebral* es la parte más gruesa, con forma de cilindro aplanado, con la cara posterior achatada. El arco posterior tiene una forma de herradura que se fija a la cara posterior del cuerpo. Este arco está dividido por dos columnas que formarán las *apófisis articulares* (2 superiores y 2 inferiores para articularse con las vértebras superior e inferior respectivamente), por delante se encuentran los *pedículos* y por detrás las *láminas*. En la parte lateral de la columna de las apófisis articulares, se fusionan las *apófisis transversas* y de la unión de las láminas emerge hacia posterior la *apófisis espinosa*. Entre la parte posterior del cuerpo y la parte interna del arco se describe el *orificio o foramen vertebral* que, superpuestos todas las vértebras, constituyen el conducto vertebral⁴³.

Estas partes de las vértebras dispuestas consecutivamente en sentido vertical a lo largo de todo el raquis describen 3 columnas con características mecánicas diferentes: el *pilar anterior*, con una función estática, está formado por la superposición de los cuerpos de las vértebras y los discos intervertebrales y los *pilares posteriores*, con una función dinámica, están formados por el apilamiento de las apófisis articulares^{42, 44}.

1.5.3. Articulaciones de la columna vertebral

Para mantener la columna estable y dotarla de flexibilidad, existe una unión intervertebral “tipo” que dependerá de 3 partes: las *articulaciones cigoapofisarias*, que dependiendo del tamaño y orientación espacial en cada región de la columna, influirá en la dirección de movimiento intervertebral; las *sincondrosis entre los cuerpos vertebrales*, que dotan de estabilidad a las vértebras y sirven de amortiguador y distribuidor de cargas; las *apófisis espinosas y transversas*, que sirven de inserción de ligamentos que aumentan la estabilidad de la columna además de ayudar como palanca de los músculos vertebrales aumentando su ventaja mecánica⁴⁶.

1.5.3.1. Articulaciones cigoapofisarias

Son las articulaciones entre las apófisis articulares de dos vértebras consecutivas. Se trata de articulaciones sinoviales tipo artrodia o plana, aunque dependiendo de su orientación en alguna región de la columna, como por ejemplo en la columna lumbar, pueden comportarse como una trocoide o giratoria. Están reforzadas por una cápsula articular y unos ligamentos interapofisarios anterior y posterior.

1.5.3.2. Sincondrosis entre los cuerpos vertebrales

Los discos intervertebrales tienen una forma biconvexa y ocupan el espacio entre dos cuerpos vertebrales consecutivos, adhiriéndose a la caras superior e inferior de estos.

Constan de un núcleo pulposo central y un anillo fibroso periférico^{42, 43, 46}:

- *Núcleo pulposo*

Es una sustancia gelatinosa localizada en la porción media a posterior del disco. En su composición cuenta con un 70 – 90% de agua y el resto mucopolisacáridos y fibras colágenas, careciendo de vasos y nervios en su

interior. Por su capacidad hidráulica y elástica de absorber cargas de compresión, posee una función de amortiguación de presiones intervertebrales^{42, 46}.

- *Anillo fibroso*

Está conformado por una serie concéntrica de 10 – 20 anillos fibrosos⁴⁶, con una oblicuidad cruzada entre las fibras de dos capas consecutivas⁴². Esta disposición y orientación le otorga una capacidad de resistencia a las fuerzas de tracción y permite la sujeción del núcleo pulposo. Su composición es parecida a la del núcleo pulposo, pero en una proporción diferente puesto que el colágeno supone hasta un 50 – 60% de su estructura.

- *Función amortiguadora del disco intervertebral*

Aproximadamente el 80% de la carga de las vértebras recae sobre los discos intervertebrales mientras que el 20% restante sobre las estructuras del arco posterior^{42, 46}.

Las fuerzas de compresión desplazan los cuerpos vertebrales hacia el núcleo pulposo, que responde deformándose en sentido radial hacia fuera, contra el anillo fibroso. A esta deformidad se opone la tensión creada en estos anillos tensos que, como hemos dicho previamente, contienen gran cantidad de fibras colágenas y elásticas. Así se crea una resistencia de retorno del líquido contra el núcleo pulposo y contra los cuerpos vertebrales, lo que refuerza el disco y hace que la carga se desplace a la vértebra siguiente. Cuando desaparecen las fuerzas de compresión todas las estructuras retornan a su forma previa a la carga⁴⁶.

Las presiones mayores sobre los discos intervertebrales se producen en sedestación, más con inclinación del tronco hacia delante que en sedestación erguida, y las menores presiones se dan con el sujeto en decúbito, sobre todo supino. Si pensamos en un sujeto soportando una carga, las mayores presiones se ejercerán en una combinación de inclinación hacia delante con una gran contracción de los músculos del tronco, seguido de la postura de levantar una

carga con rodillas rectas frente a la postura de levantarla con las rodillas flexionadas⁴⁶.

1.5.3.3. Ligamentos de la columna vertebral

Para asegurar la unión entre las 24 vértebras móviles, la columna vertebral cuenta con un complejo sistema de ligamentos (figura 4)^{42, 43, 46}:

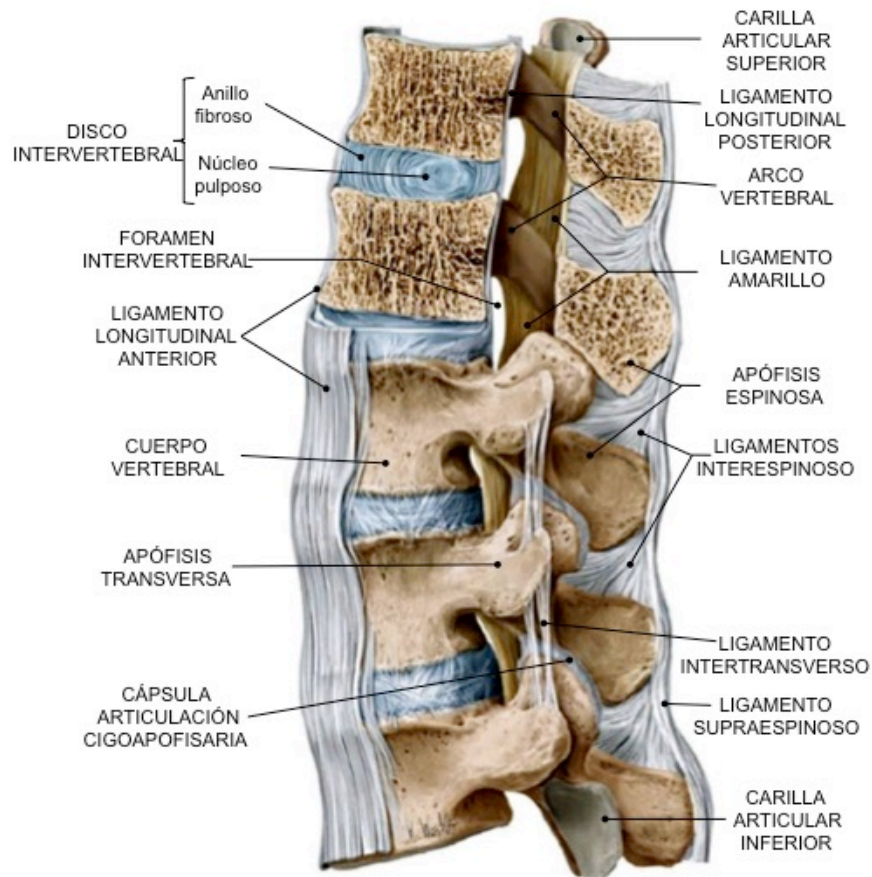


Figura 4. Ligamentos de la Columna vertebral en región toracolumbar. Vista lateral. Imagen adaptada de Atlas de Anatomía Prometheus⁴⁷.

- Ligamento vertebral anterior: se extiende desde la base del cráneo hasta el sacro por la cara anterior de los cuerpos vertebrales. Se adhiere y refuerza la cara anterior de los discos intervertebrales. Este ligamento limita la extensión y la lordosis excesiva de las regiones cervical y lumbar.
- Ligamento vertebral posterior: se dispone en la cara posterior de los cuerpos vertebrales y discos intervertebrales, adhiriéndose a ambos, desde la apófisis basilar del occipital hasta el canal sacro. Se localiza en el conducto vertebral, anterior a la médula espinal.

- Ligamentos amarillos: unen dos láminas consecutivas y se ponen en contacto con el contralateral en la línea media. Se sitúan en el conducto vertebral posteriores a la médula espinal. El conjunto de varios ligamentos amarillos tensos limitarán la flexión de la columna vertebral.
- Ligamentos interespinosos y supraespinoso: los ligamentos interespinosos se sitúan entre dos apófisis espinosas consecutivas y el ligamento supraespinoso, a modo de cordón longitudinal, en el borde posterior de las apófisis espinosas y posterior a los ligamentos interespinosos. Estos ligamentos limitarán la flexión del tronco.
- Ligamentos intertransversos: situados entre dos apófisis transversas consecutivas, limitan la flexión contralateral del tronco.

1.5.4. Características diferenciales de la columna lumbar

En el plano frontal podemos observar que el raquis lumbar es rectilíneo y simétrico respecto de las apófisis espinosas; las apófisis transversas y los cuerpos vertebrales disminuyen su anchura de craneal a caudal y la línea que pasa por la parte más elevada de las crestas ilíacas se encuentra a nivel entre L₄ y L₅⁴².

En el plano sagital observamos una curva lordótica (convexa anterior) cuyo punto máximo de curvatura suele encontrarse a nivel de la tercera vértebra lumbar (L₃). El *ángulo lumbosacro*, entre el eje de la L₅ y el eje del sacro, es de 140° con un *ángulo sacro*, entre la base del sacro y la horizontal, de unos 30°⁴².

1.5.4.1. Vértebras y ligamentos lumbares

Sobre una base común que hemos descrito como “vértebra tipo”, en cada región de la columna, las vértebras adquieren unas características que las diferencian del resto. En la región lumbar podemos describir las siguientes características diferenciales^{42, 43}:

1. El cuerpo de las vértebras lumbares predomina la anchura frente al diámetro anteroposterior y la altura. Posee un contorno excavado.

2. Las apófisis espinosas son gruesas, rectangulares y paralelas al plano transverso.
3. Las apófisis transversas reciben también el nombre de costiformes porque se asemejan o incluso, según algunos autores, se trata de restos de costillas. Además poseen un pequeño tubérculo llamado accesorio.
4. Las carilla articular de las apófisis articulares superiores se orienta hacia atrás y adentro, mientras que las carillas articulares inferiores se dirigen hacia fuera y hacia delante. Aunque examinadas analíticamente se describen como superficies planas, en conjunto las apófisis articulares superiores adquieren una forma cóncava posterior mientras que las inferiores adquieren una forma convexa, de manera que su articulación compuesta tendría una superficie giratoria propia de las articulaciones trocoides^{43, 44}.
5. El agujero vertebral muestra una forma de triángulo equilátero.
6. La quinta vértebra lumbar (L₅) tienen una forma de cuña, con el cuerpo más alto en la parte anterior para adaptarse a su articulación con la base del sacro. De la misma manera sus apófisis articulares superiores están más separadas y la carilla se orienta hacia posterior.

Como característica específica en el sistema ligamentario lumbar, destacamos los ligamentos intertransversos que se insertan en los tubérculos accesorios de las apófisis costiformes⁴². Además, las dos últimas vértebras lumbares (L₄ y L₅), se unen al hueso coxal y al sacro a través de los ligamentos iliolumbares, que parten de las apófisis transversas de las citadas vértebras para insertarse en la cresta ilíaca y en la cara anterior del sacro (este último haz parte exclusivamente de la L₅).

1.5.5. Músculos implicados en los movimientos lumbares

Los movimientos corporales aglutinan, generalmente, varias regiones que actúan de manera conjunta. Es una tarea complicada intentar describir de manera analítica los grupos musculares implicados en los movimientos de una región concreta.

Tanto en el mantenimiento de la postura como en los movimientos aislados de la columna lumbar o combinados con sus regiones adyacentes, participan, en mayor o menor medida, los músculos posteriores del tronco, los músculos de la pared posterior y anterolateral del abdomen y algunos músculos pélvicos y del muslo. Del último grupo en este capítulo sólo vamos a describir a los músculos principales que participan en el “ritmo lumbopélvico” previamente descrito.

1.5.5.1. Músculos del dorso

Las acciones principales de los músculos posteriores, además del *mantenimiento de la postura*, son la *extensión del raquis lumbar* al tomar como punto fijo el sacro, y el *aumento de la lordosis*.

Según los autores clásicos se agrupaban, por su localización, en músculos del plano profundo (músculos largos y cortos de los canales paravertebrales o erectores de la columna⁴³), del plano medio (serratos menores posterior e inferior y superior) y del plano superficial (trapecio, romboides, angular del omóplato y dorsal ancho)⁴².

Aunque los músculos del dorso engloban todas las regiones de la columna vertebral hasta el cráneo, vamos a describir aquellos que se localizan en la región lumbar⁴⁸.

- *Músculos Propios del dorso*
 - Músculos transverso – espinosos: son haces musculares, cortos y largos, que se extienden desde la apófisis transversa de una vértebra a la apófisis espinosa y lámina de una o varias vértebras craneales a la primera. Este grupo está constituido por los músculos rotadores, multífidos y semiespinoso.
 - Músculos interespinosos: dispuestos, a ambos lados de la línea media, entre las apófisis espinosas de dos vértebras consecutivas. En la región lumbar son muy potentes.

- Músculos intertransversos: dispuestos entre dos vértebras consecutivas, en la región lumbar unirán las apófisis costales (porción ventral) y las apófisis mamilares y accesorias (porción dorsal).
- Músculo erector de la columna, que en conjunto engloba los músculos^A:
 1. Músculos longísimo: se inserta en el sacro, apófisis espinosas de las 3 o 4 últimas vértebras lumbares, apófisis transversas de las vértebras torácicas inferiores.
 2. Músculo iliocostal lumbar: se inserta en el sacro, cresta iliaca y aponeurosis del músculo erector de la columna. músculo iliocostal lumbar que se dispondrá lateral al longísimo.
 3. Músculo espinoso: fusiforme y se encuentra entre las apófisis espinosas de las dos últimas vértebras dorsales y tres primeras lumbares y termina en las apófisis espinosas de segunda a octava vértebras dorsales.

- *Músculo Serrato posterior inferior*

Se origina en las apófisis espinosas de las dos últimas vértebras dorsales y las dos primeras lumbares para dirigirse hacia los cuatro últimos arcos costales donde se inserta.

- *Músculo Dorsal ancho*

Se origina en las apófisis espinosas de las cuatro últimas vértebras dorsales, en la fascia toracolumbar, en la cresta ilíaca y las dos últimas costillas. Sus fibras se dirigen oblicuas hacia craneal y hacia lateral cubriendo todos los músculos más profundos.

Su inserción lateral se encuentra en la cresta del tubérculo menor de la cara anterior de la epífisis proximal del húmero. Por este motivo, además de sus acciones en la región lumbar, actuará como extensor, aductor y rotador interno del brazo.

^A La descripción del músculo iliocostal lumbar y longísimo que se hace en este capítulo se circunscribe exclusivamente a la parte de los mismos que se localiza en la región inferior de la espalda.

1.5.5.2. Músculos del abdomen

- *Músculo Cuadrado lumbar*

Tiene una forma cuadrilátera, como su nombre indica, y se extiende desde la última costilla a la cresta ilíaca y las vértebras lumbares. Tiene tres tipos de fibras según su dirección: fibras que van de la última costilla a la cresta ilíaca, otras que unen la última costilla a las apófisis costales de las vértebras lumbares (L₁ – L₄) y, por último, unas fibras que parten de las apófisis costales lumbares para llegar hasta la cresta ilíaca.

- *Músculo Recto del abdomen*

Es un músculo poligástrico, de forma alargada y plana, que se extiende desde el pubis hasta la parte antero - inferior del tórax. Se sitúa a ambos lados de la línea media, separados por un rafe tendinoso llamado línea alba^{42, 43}.

Su extremo inferior se inserta en el borde superior del pubis y sínfisis púbica, mediante un tendón que tiene expansiones hacia el lado contrario y los músculos aductores. Se inserta cranealmente en los cartílagos costales del 5º - 7º y en la apófisis xifoides del esternón.

Está envuelto por una vaina formada por las aponeurosis finales de los músculos anchos del abdomen.

- *Músculo Oblicuo externo del abdomen*

La dirección general de sus fibras es de arriba abajo y de fuera adentro. Se inserta en la cara externa de las siete últimas costillas, formando digitaciones que se ensamblan con las fibras del serrato anterior. La parte anterior del músculo es tendinosa, termina cruzándose con la del lado opuesto formando la línea alba, y contribuye a formar la vaina aponeurótica que cubre los músculos rectos. Las fibras más inferiores se insertan en la cresta iliaca y en el ligamento inguinal, contribuyendo a la formación del conducto inguinal.

- *Músculo Oblicuo interno del abdomen*

Situado entre el oblicuo externo y el transverso del abdomen, tiene fibras oblicuas de abajo arriba y de fuera adentro. Nace en la fascia toracolumbar, en todo el recorrido de la cresta ilíaca, espina iliaca anterosuperior y en el tercio lateral del ligamento inguinal. Algunas de sus fibras se fijan en el borde inferior de los últimos cuatro arcos costales y el resto terminan, entrecruzándose con las del lado opuesto, mediante una inserción aponeurótica anterior que contribuye a formar la vaina de los músculos rectos.

- *Músculo Transverso de abdomen*

Es el más profundo de los músculos anchos y su nombre se refiere a la dirección de sus fibras, que son paralelas al plano transversal rodeando el contenido visceral del abdomen. Se origina en la cara interna de los cinco últimos cartílagos costales, fascia toracolumbar, cresta iliaca, espina iliaca anterosuperior y ligamento inguinal, y termina en una aponeurosis anterior que se entrecruza con la del lado opuesto y también contribuye a la formación de la vaina de los músculos rectos.

1.5.5.3. Músculos de los miembros inferiores que contribuyen a movimientos lumbares

- *Músculo Psoas Mayor*

Se origina en los cuerpos vertebrales y discos intervertebrales de la última vértebra dorsal y todas las lumbares, así como en las apófisis costales de estas últimas. El cuerpo muscular es fusiforme y desciende oblicuo hacia abajo y afuera siguiendo la pelvis mayor, a la altura de la eminencia iliopectínea se refleja en el borde anterior del coxal y se une al músculo ilíaco (formando el músculo iliopsoas) para terminar insertándose en el trocánter menor del fémur.

- *Músculo Psoas Menor*

Músculo inconstante y situado por delante del precedente, se origina en el cuerpo de la última vértebra dorsal y primera lumbar, y en el disco intervertebral que las articula. Desciende junto con el psoas mayor para terminar insertándose en la fascia ilíaca.

Contribuye, cuando la pelvis permanece fija, a la flexión del tronco.

- *Músculos Glúteo mayor*

Es el músculo más voluminoso y potente del organismo y es el más superficial de la región glútea. Se origina en el cuarto posterior de la creta ilíaca, cara glútea de ilion, posterior a la línea glútea posterior, crestas sacras media y lateral, borde lateral de sacro y cóccix, ligamento sacrotuberoso y en su propia fascia. La inserción lateral tiene varios fascículos que terminan, unos en el borde posterior de la cintilla iliotibial y otros en la tuberosidad glútea de la cara posterior de la epífisis proximal del fémur.

Tiene amplias acciones, pero lo nombramos en este capítulo porque puede realizar la extensión de la cadera, ayudar a la basculación posterior de la pelvis y con ello, contribuir al ritmo lumbopélvico de extensión.

- *Músculos de compartimento femoral posterior o flexor (semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral)*

Son músculos que se encuentran en la cara posterior del muslo y que ejercen sus principales acciones sobre la articulación de la rodilla ya que se insertan en los huesos de la pierna, aunque por su inserción proximal en la tuberosidad isquiática, ayudan al movimiento de extensión de cadera que nos interesa para nuestro estudio.

- *Músculo Recto femoral*

Es un músculo peniforme que se encuentra en la cara anterior del muslo formando parte del cuádriceps femoral. Su acción principal es la extensión de la rodilla, pero a expensas de la inserción en el coxal (espina ilíaca anterior e inferior y surco supraacetabular), también puede ejercer de músculo flexor de la cadera e influir en los movimientos lumbopélvicos.

1.5.6. Biomecánica lumbar

Los principales movimientos que realiza el raquis lumbar son las inclinaciones laterales, la rotación o giro y la flexo – extensión del tronco.

En las *inclinaciones laterales* del tronco el cuerpo de la vértebra superior se desvía y el anillo fibroso disminuye su altura en el lado homolateral, mientras que el núcleo pulposo se desplaza hacia contralateral. Las apófisis articulares superiores del lado de la inclinación se encajan, las contralaterales se elevan. Los ligamentos intertransversos y amarillos homolaterales se distienden y los contralaterales se tensan, lo que, junto con la tensión de la cápsula articular y ligamento cigoapofisario contralateral, limita el movimiento⁴². Este movimiento en el plano frontal tiene una amplitud de 15 - 20º hacia cada lado^{42, 46}.

Las inclinaciones del tronco se realizarán por las contracciones, ipsilaterales y sinérgicas, de músculos intertransversos, cuadrado lumbar y psoas mayor.

En el *movimiento de rotación o giro* se produce un deslizamiento homolateral del cuerpo y de las articulaciones cigoapofisarias superiores, lo que produce en el disco intervertebral un movimiento de cizallamiento, que limita el giro, teniendo una amplitud aproximada de 5º^{42, 46}.

Estos movimientos de rotación sobre el eje raquídeo los realizan los músculos de los canales paravertebrales y los músculos anchos del abdomen. Los músculos transversos – espinosos, tomando como punto fijo las apófisis transversas subyacentes, provocarán una rotación hacia el lado contralateral.

Los músculos oblicuos del abdomen muestran un trayecto enrollado en espiral de manera que para una rotación del tronco hacia la izquierda deberán actuar el oblicuo mayor derecho y el oblicuo menor izquierdo, que actúan como músculos sinérgicos. El músculo psoas mayor puede contribuir a este movimiento actuando de manera unilateral con la pelvis bloqueada y tomando como punto fijo el fémur.

Durante la *flexión* el cuerpo de la vértebra superior se inclina y desliza hacia delante y hace que disminuya la altura anterior del disco intervertebral provocando un desplazamiento posterior del núcleo pulposo. Las apófisis articulares superiores tienden a separarse produciendo una tensión en la cápsula y los ligamentos cigoapofisarios, así como en los ligamentos propios del arco vertebral, amarillos, interespinosos y supraespinoso, que en su conjunto limitarán el movimiento.

Este movimiento en el plano sagital se produce principalmente por la acción de los músculos rectos abdominales y los músculos oblicuos (mayor y menor) en su contracción bilateral. Si la pelvis está bloqueada y tomando como punto fijo el fémur, el psoas mayor contribuye a la flexión del tronco, aumentando además la lordosis lumbar. Igualmente es coadyuvante en la flexión el músculo psoas menor.

Durante la *extensión*, el cuerpo de la vértebra superior se inclina y desliza hacia posterior, con un desplazamiento del núcleo pulposo hacia delante y una disminución de la altura del anillo fibroso posterior. Las apófisis espinosas contactan entre sí, las articulares inferiores encajan en las superiores y el ligamento vertebral común anterior se tensa, lo que en conjunto limita el movimiento. Los motores de este movimiento son los músculos posteriores del tronco en su conjunto.

La amplitud global, en la columna lumbar, de la flexo – extensión es aproximadamente de 95 – 100°, siendo el movimiento de flexión (60°) más amplio que el de extensión (35 – 40°). Aunque estos rangos articulares suelen

aumentarse por la movilidad conjunta del raquis dorsal y lumbar lo que aumenta el rango articular de flexión a 105° y el de extensión a 60°⁴².

Durante los movimientos en el plano sagital, se produce una relación cinemática entre la columna lumbar y la articulación coxofemoral, en actividades como la anteflexión, la escalada o el levantamiento de pesos. Esta relación podemos denominarla “ritmo lumbopélvico”⁴⁶ (figura 5).

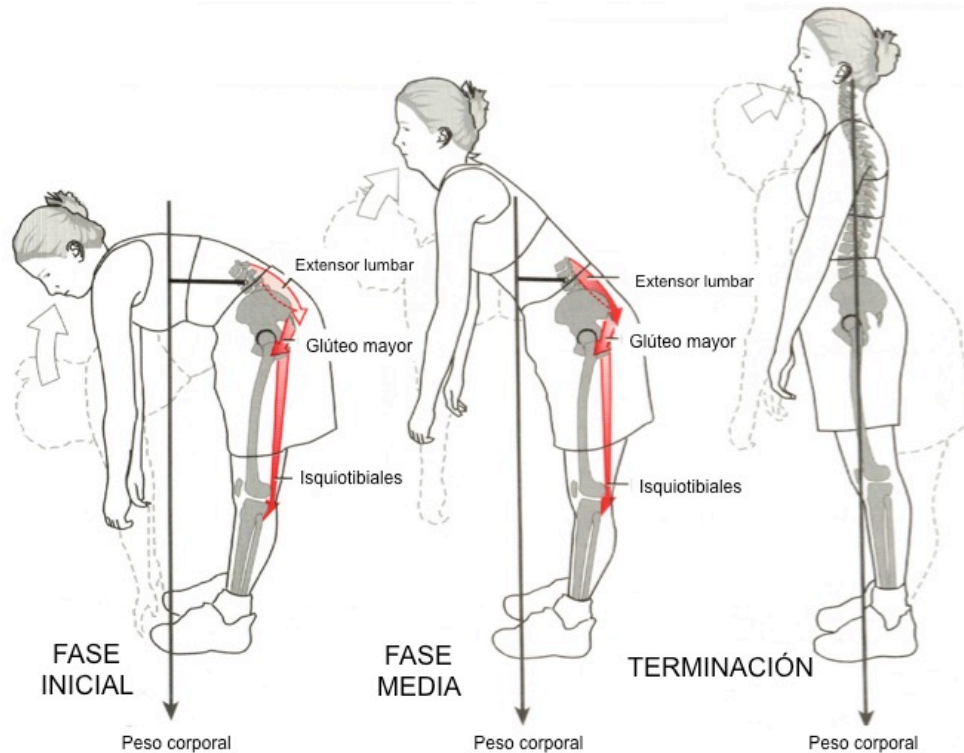


Figura 5. Ritmo lumbopélvico en extensión. Obtenido de Neuman. Fundamentos de rehabilitación física. Cinesiología del sistema musculoesquelético

Así durante la *flexión del tronco* con los miembros inferiores extendidos, se combinarán unos 40° de flexión lumbar y 70° de flexión de la articulación coxofemoral (la pelvis sobre los fémures). Aunque se inicia el movimiento en la columna lumbar, suelen flexionarse simultáneamente durante todo el arco de movimiento^{46, 49}. Es en este movimiento donde se suma la participación de músculos flexores de cadera, como puede ser el músculo recto anterior del cuádriceps.

Partiendo de una posición de anteflexión y con rodillas extendidas, la *extensión del tronco* comienza mediante extensión de las caderas, seguido de una extensión de la columna lumbar. Este ritmo lumbopéxico normal reduce las demandas sobre los músculos extensores, las articulaciones cigoapofisarias y discos intervertebrales lumbares⁴⁶. Adquieren entonces un papel significativo en la extensión del tronco los músculos extensores de cadera como los glúteos mayor y medio y el grupo de músculos isquiosurales (cuando se realice el movimiento con las rodillas extendidas). En el caso de realizar un levantamiento de peso desde esta posición, para disminuir el sufrimiento de los discos intervertebrales en la región lumbar y lumbosacra, se produce una contracción conjunta de todos los músculos del tronco, de manera que los músculos anteriores provocarán un aumento de la presión abdominal que hace que decrezca la presión en los discos hasta en un 50%⁴².

Es también importante para el mantenimiento de una correcta postura, la conservación de las curvaturas fisiológicas de la columna (sobre todo la lordosis lumbar). Ya hemos visto anteriormente que una contracción bilateral del psoas mayor provoca un aumento de la curvatura lumbar. En contraposición, para enderezar las curvas se debe comenzar con un movimiento de báscula posterior donde actúan los músculos glúteos, sobre todo el mayor, y los isquiosurales. A partir de aquí será el recto anterior del abdomen el músculo más importante para la corrección de la lordosis lumbar.

Con el debilitamiento de la musculatura glútea o de la pared abdominal surgirán posturas en hiperlordosis que, si se encuentran mantenidas en el tiempo, pueden derivar en una patología dolorosa. Así mismo, cualquier limitación de la movilidad en la región lumbar o en la cadera supondrá una alteración del ritmo que acarreará un aumento en la sollicitación, de forma anómala, de la región que no sufre la restricción.

1.6. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

El especial diseño del complejo articular del hombro, su anatomía y funcionalidad, está directamente relacionado con todo el movimiento del miembro superior. De hecho, permite realizar una gran cantidad de actividades destinadas a situar la mano, manteniendo su control, en una posición enfrentada del cuerpo y en un espacio de trabajo accesible a la vista⁵⁰.

En conjunto forma la articulación más móvil en el organismo, incluso tiene más movilidad de la necesaria para la mayoría de las actividades que realizamos en nuestra vida diaria^{16, 50}.

Cuando existe patología o restricción en la movilidad, las regiones adyacentes como la columna cervical, el codo, la muñeca o los dedos, actuarán desarrollando movimientos compensatorios⁵⁰.

No podemos hablar de “articulación” sino de un compendio heterogéneo de uniones osteo-músculo-ligamentosas que conforman un verdadero “complejo articular del hombro”. Encontramos 3 articulaciones verdaderas (diartrosis o sinoviales) y 2 falsas articulaciones ya que no disponen de unas superficies articulares reales. Las articulaciones verdaderas son la esternoclavicular, acromioclavicular y escapulohumeral o glenohumeral. Las falsas articulaciones son la escápulo-torácica y la subdeltoidea con sus bolsas sinoviales^{44, 46, 50} (figura 6).

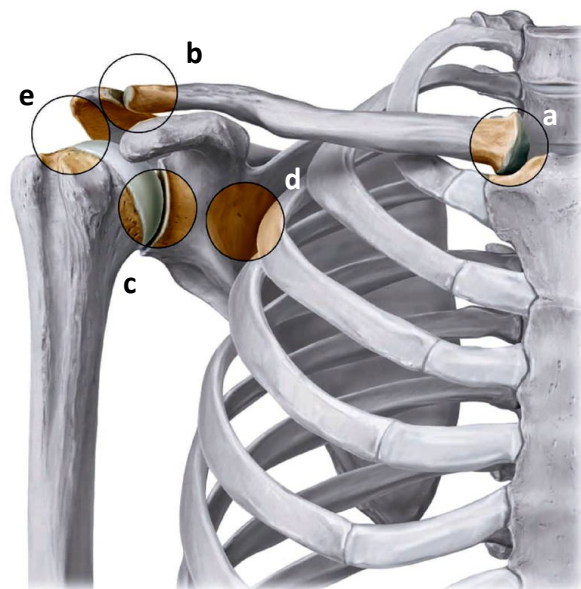


Figura 6. Articulaciones del “complejo articular del hombro”:
a. esternoclavicular,
b. acromioclavicular,
c. escapulohumeral,
d. escapulotorácica y e. subdeltoidea.
Imagen adaptada de Atlas de Anatomía Prometheus⁴⁷.

Para explicar este complejo articular y su biomecánica, es necesario describir brevemente los componentes estructurándolo en varios niveles: óseo, capsuloligamentoso y muscular, para posteriormente poder detallar la estática y la dinámica de las distintas articulaciones.

1.6.1. Osteología

A nivel óseo encontramos el esternón, la clavícula, la escápula y el húmero en su porción proximal.

1.6.1.1. El esternón:

Es un hueso plano, perteneciente a la “caja torácica” y que se sitúa en la cara anterior de la misma. Se compone de un manubrio o mango, un cuerpo y una apófisis xifoides. Aunque no forma parte de del complejo articular del hombro, describiremos su porción más craneal (manubrio) por su relación con la clavícula. El manubrio o mango de esternón presenta una escotadura en su parte más craneal denominada *escotadura yugular*, a ambos lados de esta se encuentran las *escotaduras claviculares*, ovales que se articulan con la clavícula.

1.6.1.2. La clavícula:

Es un hueso largo, situado en la parte anterior y superior del tórax. Describe una doble curva, convexa anterior la más medial y cóncava anterior la lateral. Podemos considerarla como pilar del hombro y relevo muscular cervicopectoro-braquial a través de sus inserciones musculares⁴⁴. El extremo medial presenta una superficie articular para el esternón y una impresión para el ligamento costoclavicular. En su extremo lateral o acromial presenta una pequeña superficie articular ovalada para el acromion de la escápula y, en su cara inferior, el *tubérculo conoideo* y la *línea trapezoidea* para la inserción de los ligamento coracoclaviculares. Este hueso, por sus inserciones ligamentosas, condiciona la movilidad de la escápula y, a su vez, de todo el miembro superior.

1.6.1.3. La escápula u omóplato:

Se trata de un hueso plano y triangular situado en la cara posterior, superior y lateral del tórax, lo que hace que el miembro superior en humanos se sitúe en el lateral del tórax, y le permite una amplia libertad de movimientos⁴⁴.

Posee dos caras (anterior y posterior), tres bordes (superior, medial o vertebral y lateral o axilar) y tres ángulos (inferior, superior y externo). La cara anterior adapta su forma cóncava a la convexidad de la caja torácica y presenta una gran *fosa* para la inserción del músculo subescapular. La cara posterior se encuentra dividida en dos fosas, *supraespinosa e infraespinosa*, por la *espin*a del omóplato, que siendo de baja altura en su base (extremo medial), va elevándose progresivamente hasta su extremo lateral, desde donde parte el *acromion*, que se extiende en dirección lateral y anterior y posee una carilla ovalada para su articulación con la clavícula.

Se articula con la epífisis proximal del húmero (articulación escapulohumeral o glenohumeral) a través de la *cavidad glenoidea*, cóncava aunque irregular⁵⁰, situada en su ángulo externo, orientada hacia fuera, hacia delante y con 7º de inclinación craneal¹⁶.

Superior e inferior, respectivamente, a esta cavidad encontraremos dos *tubérculos*, *supraglenoideo* para la inserción del músculo bíceps braquial y el *infraglenoideo* para el tríceps braquial. En este ángulo externo también nos encontramos con la *apófisis coracoides* donde se insertan los ligamentos coracoclaviculares, esenciales para la estabilidad del complejo articular, así como el ligamento coracoacromial, que ejerce de “techo osteoligamentoso” en la articulación subdeltoidea. Toda la escápula servirá de inserción para importantes músculos que ayudarán en la estabilidad y el movimiento de todo el complejo.

1.6.1.4. El extremo proximal del húmero:

En este extremo del húmero destaca la presencia de la *cabeza*, entre un tercio y la mitad de una esfera, orientada en sentido medial y superior formando

un ángulo de 135° de inclinación con el eje mayor de la diáfisis y 30° posterior al plano horizontal, lo que hace que se oriente en el plano escapular, para articularse con la cavidad glenoidea de la escápula^{46, 50}.

El *cuello anatómico*, donde se inserta la cápsula articular, separa la cabeza de 2 grandes relieves, la *tuberosidad mayor*, situada en la parte más lateral de la epífisis proximal y con tres carillas para la inserción de los músculos supraespinoso, infraespinoso y redondo menor, y la *tuberosidad menor*, medial y anterior a la precedente, donde se inserta el músculo subescapular. Los cuatro músculos forman un conjunto denominado el “manguito de los rotadores”. Ambos tubérculos se continúan hacia distal por unas *crestas* que reciben las inserciones distales de los músculos pectoral mayor, redondo mayor y dorsal ancho. Entre las 2 tuberosidades y sus crestas se forma el *surco intertubercular* que, protegido por el ligamento transversal de la escápula se convertirá en una corredera para el tendón de la porción larga del músculo bíceps braquial⁵⁰. Distal y lateral a la terminación de este surco se encuentra la *tuberosidad o “V” deltoidea* para la inserción del músculo deltoideo^{46, 50}.

1.6.2. Artrología

Desde el punto de vista de la artrología podemos describir las características generales y la cinemática de las siguientes articulaciones:

1.6.2.1. La articulación esternoclavicular:

Representa un elemento de unión articular entre el esqueleto axial y el miembro superior¹⁶.

Es una articulación tipo silla de montar o encaje recíproco, que precisa de un *disco articular* que contribuye a un aumento de la estabilidad de la articulación aumentando el área de contacto entre las superficies y disminuyendo el choque de las mismas⁴⁴. Posee una gruesa *cápsula articular* que está reforzada por los *ligamentos* esternoclavicular anterior, posterior y superior o interclavicular. El ligamento extrínseco costoclavicular se extiende desde la

primera costilla hasta la cara inferior de la clavícula y estabiliza la articulación limitando los movimientos claviculares excepto el de descenso⁴⁴.

- *Cinemática de la articulación esternoclavicular*

Al tratarse de una articulación en encaje recíproco, goza de 2 grados de libertad, moviéndose alrededor de dos ejes.

Sobre un eje anteroposterior situado en el ligamento costoclavicular⁴⁴, se describirán unos movimientos de *elevación y descenso* sobre un plano casi paralelo al frontal, con una amplitud de movimientos entre 8 y 10 mm¹⁶, lo que supone 45º de elevación y 10º de descenso⁴⁴. Estos movimientos se asociarán a un movimiento similar en la escápula.

En el movimiento de elevación el ligamento costoclavicular queda en tensión lo que contribuirá a la estabilidad de la clavícula. En el movimiento de descenso serán los ligamentos esternoclaviculares, sobre todo el superior, los que queden en tensión^{16, 44}.

Sobre un eje vertical situado en la intersección con el esternón, e incluidos en el plano horizontal, se producen movimientos de *antepulsión (o protracción) y retropulsión (o retracción)*, con un recorrido de entre 15 – 30º de rotación en todas las direcciones⁴⁴. Estos movimientos se asocian a unos similares realizados por la escápula.

En el movimiento de protracción quedarán tensos los fascículos posteriores del ligamento costoclavicular y el ligamento esternoclavicular posterior, así como los músculos retractores de la escápula⁴⁴.

El disco articular que se interpone entre las superficies articulares añade un tercer grado de libertad la articulación: la rotación axial de la clavícula sobre su eje longitudinal, permitiéndole un giro posterior de 45 – 50º cuando el hombro se mueve en flexión o abducción⁴⁴.

1.6.2.2. La articulación acromioclavicular:

Se trata de una articulación tipo artrodia y une la extremidad lateral de la clavícula al borde medial del acromion. Con superficies articulares incongruentes, puede presentar un menisco intraarticular^{16, 46, 51}. Permite pequeños movimientos de deslizamiento y se encuentra estabilizada de forma accesoria¹⁶ por la *cápsula articular* y pequeños *ligamentos* acromioclaviculares superior e inferior, aunque su mayor equilibrio lo debe a dos potentes ligamentos extrínsecos que unen la clavícula con la escápula a través de la apófisis coracoides: ligamentos coracoclaviculares, trapezoide o anteroexterno, y conoide o posterointerno. Ambos ligamentos están dispuestos en dos planos más o menos perpendiculares⁵⁰ y aseguran el acoplamiento mecánico y la estabilidad de la articulación, limitando los movimientos del omóplato¹⁶.

- *Cinemática de la articulación acromioclavicular*

La articulación acromioclavicular mantiene la relación entre la clavícula y el omóplato, permitiendo leves y sutiles movimientos de este último, lo que posibilita una gran movilidad en la articulación escapulotorácica.

Uno de los principales movimientos de la escápula en la articulación acromioclavicular es el de 30º de *rotación* alrededor de un eje anteroposterior que provoca un “campaneo” del ángulo inferior de la misma, que si lo sumamos al que se produce en la articulación esternoclavicular, permiten movimientos de la escapulotorácica de 60º de rotación^{44, 46}. También se pueden efectuar movimientos de *apertura* y *cierre* de ángulo escápulo – clavicular que acompañan a los movimientos propios de la articulación glenohumeral^{44, 50}, o movimientos de *pivote* o *giro* alrededor del extremo lateral de la clavícula, que permiten adaptar la posición final de la escápula al tórax⁴⁴.

1.6.2.3. La articulación escapulohumeral o glenohumeral

Es la más móvil del organismo, contribuyendo en un 50% a la movilidad total del hombro¹⁶.

Necesita de un *rodete fibrocartilaginoso* alrededor de la cavidad glenoidea de la escápula para hacer congruente su forma y tamaño a la cabeza humeral⁵⁰. Este rodete o *labrum glenoideo* ejerce un papel amortiguador y contribuye a la coaptación articular al estar presionado por los tendones de las porciones largas de los músculos tríceps y bíceps braquial⁴⁴.

La *cápsula articular* rodea la articulación insertándose en el borde de la cavidad glenoidea y en el cuello anatómico del húmero. Por su parte superior la articulación se encuentra reforzada por el *ligamento coracohumeral* y por la parte anterior por los *ligamentos glenohumerales* (superior, medio e inferior). La parte posterior, desprovista de ligamentos intrínsecos, será reforzada por los músculos del “manguito de los rotadores” a modo de *ligamentos activos*, que ayudan a la estabilización de esta articulación.

- *Cinemática de la articulación glenohumeral o escapulohumeral*

Se trata de una articulación sinovial tipo esferoidea, por lo que disfruta de 3 grados de libertad y permite orientar el miembro superior en relación a los 3 planos del espacio, a través de 3 ejes principales⁵⁰:

- Eje transversal: permite movimientos de *flexión y extensión* realizados en el plano sagital. El movimiento de extensión tiene una amplitud de 45 – 50º mientras que el de flexión puede llegar hasta los 180º.
- Eje anteroposterior: permite los movimientos de *abducción y aducción* del miembro superior realizados en el plano frontal. Desde la posición anatómica, la aducción en el plano frontal está impedida por la presencia del tronco, de manera que tendrá que asociarse a un movimiento de extensión (con poca amplitud) o flexión, permitiendo un recorrido de 30 – 45º. La abducción tiene una amplitud de 180º quedando el brazo vertical por encima del tronco.
- Eje longitudinal del húmero: permite los movimientos de *rotación externa e interna* del brazo. La rotación externa tiene una amplitud de 80º y la

rotación interna 110° aunque los últimos grados sólo se alcanzan cuando el antebrazo pasa por detrás del tronco.

- Eje vertical del espacio (que está incluido en la intersección del plano frontal y sagital) se pueden realizar movimientos de flexión y extensión en el plano horizontal, con el brazo en abducción de 90°.

1.6.2.4. La articulación escapulotorácica

Se trata de una articulación tipo sisarcosis puesto que son los músculos y sus fascias los que ejercen de superficies articulares. Es un punto de comunicación entre la cara anterior de la escápula y la pared torácica, con el músculo serrato mayor interpuesto entre ambas estructuras, lo que lleva a algunos autores a denominarla escápulo-serrato-torácica⁴⁴.

El omóplato se sitúa en un plano oblicuo de dentro afuera y de atrás adelante, formando con el plano frontal un ángulo de 30°⁵⁰. En posición anatómica se extiende de la 2ª a la 7ª costilla y, en relación a las apófisis espinosas de las vértebras dorsales o torácicas, el ángulo supero-interno se corresponde con la 1ª, el ángulo inferior con la 7ª u 8ª y la base de la espina con la 3ª. El borde medial o espinal del omóplato se encuentra a una distancia de 5-6 cm de dichas apófisis⁵⁰.

- *Cinemática de la articulación escapulotorácica*

Para que se produzca un deslizamiento de la escápula sobre el tórax, deben activarse las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular anteriormente descritas. Los movimientos de la escápula podrán ser de *basculación* (con un “campaneo” del ángulo inferior), *elevación y descenso*, *proyección anterolateral* y *proyección posteriomedial*, que no sólo movilizarán este hueso, sino que a través de la articulación escapulohumeral harán que todo el miembro superior se desplace.

1.6.2.5. Articulación subdeltoidea y espacio subacromial

Este espacio tiene como límite superior el conjunto que forman la cara interna del músculo deltoides y el techo osteoligamentoso formado por el acromion, la apófisis coracoides y el ligamento coracoacromial. Como límite inferior la articulación glenohumeral y el tubérculo mayor del húmero. El espacio está ocupado por los tendones de los músculos del “manguito de los rotadores” que van a insertarse en la tuberosidad mayor (sobre todo el supraespinoso), lo que hace importante la presencia de una bolsa serosa, la subacromial o subacromiodeltoidea, que favorece el deslizamiento entre las distintas estructuras.

Se trata de una “falsa articulación”, que se encuentra mecánicamente unida a la glenohumeral⁵⁰.

1.6.3. **Miología**

Es importante tener en cuenta el papel fundamental que ejercen todos los músculos que participan en los movimientos de este complejo articular. Aunque en la clasificación de la nómina anatómica moderna⁴⁸ todos se incluyen en los músculos del miembro superior (con excepción del omohioideo) o en el tórax, hemos realizado una clasificación algo más didáctica de los músculos teniendo en cuenta su localización. Así encontramos unos músculos toracoescapulares, unos escapulohumerales, además de los músculos tríceps braquial y bíceps braquial que a pesar de que su principal acción la ejercen sobre el antebrazo, también juegan un papel activo y estabilizador en la articulación del hombro⁴⁴.

Los **músculos toracoescapulares o troncoapendiculares** como el omohioideo, angular del omóplato, trapecio y pectoral mayor (que tienen una “continuidad funcional” hasta el húmero a través del deltoides), los romboides mayor y menor y el serrato anterior (los tres se insertan en el borde medial de la escápula, manteniéndola en su posición torácica a pesar de los vectores de fuerza que provienen del miembro superior).

- *Músculo Elevador de la escápula:*

Se origina en los tubérculos posteriores de las apófisis transversas de las cuatro primeras vértebras cervicales y termina insertándose en el ángulo superior de la escápula. Su acción provoca una elevación de la escápula y una rotación externa de la misma (desplazando el ángulo inferior hacia medial).

- *Músculo trapecio:*

Se origina en la base del cráneo y apófisis espinosas cervicales y torácicas. Podemos distinguir tres porciones diferenciadas por la dirección de sus fibras: la porción descendente que termina en el tercio lateral de la clavícula, la porción transversa que se inserta en el acromion, junto con clavícula y espina de la escápula y, por último, porción la ascendente que finaliza en la espina de la escápula.

La primera de las porciones ejercerá sobre la cabeza un movimiento de rotación o giro, y sobre la escápula un movimiento ascendente similar al músculo descrito en el apartado anterior. La porción media aproxima la escápula hacia el plano sagital y medio. La última porción tiene como función rotar y fijar la escápula, llevándola hacia la línea media.

- *Músculo Pectoral mayor:*

Se origina en la clavícula, en el esternón, en los cartílagos costales (del 2º - 7º) y en la vaina de los músculos rectos abdominales. Se dirige hacia el brazo para terminar insertándose en cresta del tubérculo mayor de la cara anterior de la epífisis proximal del húmero.

Sobre el miembro superior ejercerá una acción de aducción y rotación interna del brazo.

- *Músculos Romboides mayor y menor:*

Se originan en las apófisis espinosas, el mayor en las cuatro primeras vértebras torácicas y el menor en las dos últimas vertebra cervicales. Ambos se insertan en el borde medial de la escápula.

Son fijadores de la escápula y ejercen una función elevación y aproximación de la escápula hacia la línea media.

- *Músculo Serrato anterior:*

Se origina en la cara lateral de los nueve primeros arcos costales y se inserta en el parte inferior del borde medial de la escápula.

Es un músculo fundamental en la fijación de la escápula en la pared del tórax, aunque también puede imprimir sobre ella un pequeño movimiento de giro y descenso. Sobre el brazo actuará ayudando en su abducción más allá de la horizontal.

Los **músculos escapulohumerales** son principalmente estabilizadores. Entre ellos encontramos los músculos del manguito rotador (supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular), el dorsal ancho, redondo mayor y pectoral mayor. Todos ellos jugarán un papel fundamental en los movimientos de la articulación glenohumeral.

- *Músculo supraespinoso:*

Se origina en la fosa supraespinosa dirigiéndose hacia el tubérculo mayor del húmero y cápsula articular de la articulación escapulohumeral, donde se inserta.

Puede realizar un pequeño movimiento de abducción, en las primeras fases, aunque se considera también como un músculo estabilizador de la articulación del hombro.

- *Músculo Infraespinoso:*

Se origina en la fosa infraespinosa y espina de la escápula y se dirige hacia el brazo para insertarse en el tubérculo mayor del húmero, caudal al músculo precedente.

Es un músculo que, junto con el redondo menor, realiza la rotación externa del brazo.

- *Músculo Redondo menor:*

Desde el borde lateral de la escápula, donde se origina, se dirige al tubérculo mayor del húmero donde termina.

Además de realizar la rotación externa, junto con los dos músculos precedentes actuará, a modo de ligamento activo, como estabilizador posterior de la articulación escapulohumeral.

- *Músculo Subescapular:*

Se origina en la cara anterior de la escápula, en la fosa subescapular, y se inserta en el tubérculo menor del húmero. Forma parte, junto con el supraespinoso, infraespinoso y redondo menor de un conjunto que tradicionalmente se ha llamado “manguito de los rotadores”, siendo el único del grupo que se sitúa en la parte anterior de la articulación escapulohumeral.

Su acción principal, junto con la de estabilización de la articulación, es la rotación interna del brazo.

- *Músculo Dorsal ancho:*

Sus inserciones vertebrales han sido descritas en la anatomía y biomecánica de la columna vertebral, pues su origen se sitúa con los músculos del dorso.

Desde esta parte posterior del tronco, se dirige hacia anterior, para terminar insertándose en la creta del tubérculo menor del húmero, imprimiendo un movimiento de extensión, aducción y rotación interna del brazo.

- *Músculo Redondo mayor:*

Se origina cerca del ángulo inferior de la escápula y se dirige, junto con el precedente, a la creta del tubérculo menor del húmero. También juega un papel fundamental en la extensión aducción y rotación interna del brazo.

Por último destacar el **músculo deltoides**, único músculo lateral del hombro, que garantiza la sustentación del húmero. Se origina en la clavícula, acromion y espina de la escápula y se inserta en la diáfisis humeral. Posee unas fibras en forma de abanico que le otorgan un papel fundamental en la abducción del brazo (por sus fibras medias) aunque también hace que participe en la flexión y rotación interna (por sus fibras anteriores) y extensión y rotación externa (por sus fibras posteriores). Este músculo hace reflexión sobre la tuberosidad mayor del húmero y necesita de una gran bolsa sinovial (subdeltoidea o subacromiodeltoidea) para disminuir el roce entre fibras musculares, tendones y estructuras óseas.

1.7. VALORACIÓN ISOCINÉTICA

1.7.1. Características generales de la valoración isocinética

Son muchas las referencias que encontramos a lo largo de la historia sobre el estudio de los músculos y de las características inherentes a los mismos como son la fuerza, la potencia o el trabajo. Sin embargo la evaluación de la fuerza sólo fue posible cuando se pudo cuantificar la resistencia ejercida sobre los músculos evaluados. El instrumento específico para este objetivo se denominó dinamómetro que fue desarrollado, entre otros, por autores como el Dr. García Fraguas o Zander que, a finales del siglo XIX y principios del XX, estudiaron, con estos aparatos, la fuerza y la potencia muscular⁵².

La primera gran aplicación clínica de la medida de fuerza surgió en Londres, a comienzos del siglo XX, donde Martin y Lowett, tras una gran epidemia de poliomielitis, comprendieron la necesidad de cuantificar la pérdida de fuerza muscular que sufrían los individuos, aunque lo realizaban mediante una evaluación cualitativa. Fue a mitad del siglo XX cuando se comercializó y comenzó a utilizarse un dinamómetro manual, que permitió a los médicos cuantificar la fuerza ejercida por la mano. Paralelo a esto, se desarrollaron dispositivos isométricos para la valoración de fuerza muscular, muy defendidos por rehabilitadores y médicos deportivos.

Es a finales de la década de 1960 cuando Hislop y Perrine⁵³ introdujeron el concepto de ejercicio isocinético. Describieron un sistema pasivo que era capaz de medir los esfuerzos concéntricos e isométricos, con una resistencia adaptada a la fuerza, derivada de un sistema hidráulico. Con este aparato estudiaron los músculos del muslo y consiguieron unos registros en papel que les permitió identificar el momento máximo de fuerza.

A partir de ese momento, un sinnúmero de investigaciones promovidas por muchos autores entre los que se encuentran Moffroid en 1969, Gobelet en 1987, Davies en 1992, Kannus en 1994, Perrin en 1994 o Dvir en 2004 entre otros, han

contribuido a que la dinamometría isocinética sea hoy en día ampliamente reconocida como la herramienta estándar y básica para la evaluación de la fuerza muscular. En este sentido su amplia versatilidad permite que se utilice en diferentes áreas como en el ámbito deportivo, tanto para la ejecución de los entrenamientos como para la evaluación de los mismos. También se puede obtener un gran rendimiento en el campo de la medicina deportiva, rehabilitación o medicina laboral, tanto en la valoración funcional como en la práctica clínica pues pueden ser útiles para valorar déficits, como modalidad de ejercicio para restablecer la fuerza o para el seguimiento de un tratamiento. Por último pero no por ello menos importante, también son aparatos que se pueden utilizar en investigación, bien de las medidas que ofrece el dinamómetro o combinándolo con otras técnicas como por ejemplo electromiografía de superficie, etc^{52, 54-59}.

Para comprender mejor el concepto de ejercicio isocinético, es necesario tener algunas nociones acerca de los tipos de contracciones musculares. Aunque en la ejecución de los gestos que realiza el ser humano se utilizan varios tipos de contracciones, a saber, isométricas, isotónicas, isocinéticas, auxotónica y pliométrica⁶⁰, son las tres primeras las que explican la mayor parte de las actividades y movimientos.

En la *contracción muscular isométrica* no se produce ningún desplazamiento de los segmentos afectados durante su ejecución. Se trata de una contracción estática donde la fuerza realizada por el músculo es igual a la resistencia.

Por el contrario las *contracciones musculares isotónicas e isocinéticas* son dinámicas, y por tanto se producirá un desplazamiento de los segmentos articulares con la contracción. Si la fuerza ejercida por el músculo es mayor que la resistencia, se produce una aproximación de los segmentos articulares y hablaremos pues de una contracción concéntrica. Si, por el contrario, la fuerza ejercida por el músculo es menor que la resistencia, los segmentos articulares

implicados se alejarán y tendremos que hablar entonces de una contracción excéntrica.

Las *contracciones musculares isotónicas* son las más comunes en la mayoría de los deportes, actividades físicas y en las actividades de la vida diaria, y se caracterizan por mantener una contracción constante durante todo el periodo de acción. Esto provoca que cuando no se ejerza la misma fuerza en todo el recorrido, el músculo alcanzará velocidades variables^{52, 60, 61}.

En los *ejercicios isocinéticos* la velocidad angular permanece constante y posee una resistencia acomodable o ajustable a la fuerza que sea ejercida por el o los músculos implicados, de modo que se puede generar una tensión muscular máxima en todo el arco del movimiento⁶²⁻⁶⁴.

Las principales ventajas e inconvenientes de cada uno de estos tres tipos de contracción muscular se exponen en la tabla II.

Tabla II. Principales ventajas e inconvenientes de las contracciones musculares isométricas, isotónicas e isocinéticas (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)⁶⁵

	ISOMÉTRICA	ISOTÓNICA ⁶⁶	ISOCINÉTICA ^{60, 66}
VENTAJAS	En rehabilitación precoz (no produce sobrecargas en la articulación)	Fácilmente disponible (equipos y medios técnicos variados)	Eficaces (el músculo se contrae de forma dinámica en todos los puntos del ROM)
	Útil cuando el movimiento articular está contraindicado	Avances grandes con incrementos de carga progresivos (el aumento de fuerza es claramente percibido por el sujeto)	Seguridad, el paciente no tiene más resistencia de la que puede manejar. La resistencia disminuye ante el dolor y la fatiga
	Retrasa aparición de atrofias	Posee un componente natural excéntrico y concéntrico	Se pueden aplicar a velocidades altas (disminuye F compresiva articular)
	Favorece el retorno venoso	Potenciamos varias articulaciones a la vez	Se evita el desequilibrio agonista antagonista
	Económico: Requiere un equipo mínimo o ninguno		Equipos fiables, válidos y reproducibles (se pueden cuantificar los momentos de fuerza, la velocidad, el trabajo, la potencia, etc.)
INCONVENIENTES	Sujeto a influencias psicológicas	Si se realizan bruscamente o con incrementos excesivos de carga pueden provocar sinovitis reactiva	La fiabilidad de la evaluación está limitada en los planos cardinales del movimiento (no se pueden medir gestos deportivos sino movimientos articulares alrededor de un solo eje)
	No contribuye al endurecimiento muscular	El máximo esfuerzo se realiza en el punto más débil del rango de movimiento (al principio y final del mismo)	Coste elevado de los equipos
	No mejora la exactitud del control de la fuerza muscular	No se puede cuantificar el momento de fuerza, ni parámetros como velocidad, trabajo y potencia	Necesidad de una preparación específica del personal para emplearlos
	Aumenta la fuerza sólo en un ángulo del ROM		El tiempo empleado para cada articulación es mayor que en los otros tipos de ejercicio
	Son más fatigantes	No se acomodan al dolor y a la fatiga (disminuye ROM)	

1.7.2. Protocolo de valoración isocinético

Como ya hemos comentado previamente, se considera que el método isocinético posee una gran validez y es reconocido como la herramienta estándar para el estudio de la producción de fuerza muscular⁶⁷.

A pesar de ello puede ocurrir que encontremos variación en los valores obtenidos por dos circunstancias: la *variabilidad biológica*, que es la relativa consistencia con la que cada uno de los individuos, con sus características propias, puede realizar un mismo ejercicio; y el *error experimental*, que describe los cambios debidos a la forma en que se ejecute la prueba.

Para conseguir la objetividad del procedimiento, reducir el error experimental y mantener la gran fiabilidad y reproductibilidad de las pruebas isocinéticas^{63, 68}, es necesario la estandarización del protocolo de evaluación, teniendo en cuenta varios elementos imprescindibles para su óptima realización:

1.7.2.1. Historia clínica y examen médico preliminar:

En cualquier examen complementario diagnóstico, y más en este caso en el que la persona va a realizar un ejercicio con esfuerzos máximos, la prueba isocinética debe ir precedida por una completa historia clínica, y en su caso deportiva, además de la exploración del sujeto, sobre todo de la región musculoesquelética que va a ser estudiada.

En este momento preliminar a la prueba deben descartarse la presencia de contraindicaciones (tabla III), tanto relativas como absolutas, con las que la realización de la prueba pudiese resultar perjudicial para el paciente o aquellas que pudieran provocar una alteración en el registro de fuerza.

La sensación dolorosa, al contrario que algunos autores⁶⁹, la consideramos como una contraindicación relativa y no absoluta porque la resistencia acomodada de los ejercicios isocinéticos permite que los sujetos que presenten

dolor o fatiga muscular, al disminuir la resistencia en dichas situaciones, puedan terminar el ejercicio a lo largo de todo su recorrido articular.

Tabla III. Contraindicaciones para la realización de una prueba isocinética^{52, 55, 65, 70}

CONTRAINDICACIONES ABSOLUTAS
Rango de movimiento muy limitado
Lesiones óseas o de tejidos blandos, agudas o subagudas (alteración unión miotendinosa, rotura muscular, derrame articular, esguince, inestabilidad articular, etc.)
CONTRAINDICACIONES RELATIVAS
Patología cardiovascular aguda o subaguda (sobre todo las valoraciones que impliquen amplios grupos musculares)
Patología neurológica, central o periférica
Sensación dolorosa en la zona a valorar

1.7.2.2. Calibración del aparato:

Los dispositivos que existen en la actualidad realizan calibraciones automáticas tras el encendido, previo al inicio de cualquier prueba. Si se quiere realizar una calibración más concreta, sobre todo cuando se usa el aparato con fines de investigación, es necesario realizar una calibración más precisa, llevada a cabo con pesos conocidos acoplados al brazo de palanca del dinamómetro, que se realizará con una frecuencia semanal o mensual dependiendo de las especificaciones del fabricante^{65, 69, 71-73}.

1.7.2.3. Posicionamiento, adaptación y estabilización del sujeto:

La *posición del sujeto* tiene que ser estandarizada, para poder realizar comparaciones entre sujetos y, en un mismo sujeto, entre ambos miembros superiores o inferiores en el caso de valoraciones bilaterales.

Para cada una de las articulaciones o complejos articulares en los que queramos medir la fuerza de los músculos implicados, deberemos escoger cuidadosamente la posición teniendo en cuenta factores como que sea la más beneficiosa desde el punto de vista biomecánico, es decir, en la que se obtengan

mejores resultados de fuerza, pero sin menospreciar aquellas en las que el paciente esté más cómodo⁷⁴ o que no implique un aumento de dolor o patología del sujeto.

Así por ejemplo en la articulación del hombro se pueden elegir diferentes posturas, manteniendo al sujeto en bipedestación o en sedestación, con el codo extendido en las valoraciones de la flexión – extensión y abducción – aducción o con el codo flexionado cuando examinamos los músculos rotadores^{75, 76}. En este último caso, además, podemos escoger mantener el hombro a 90° de flexión y abducción⁶⁴ o podemos elegir una posición neutra donde el hombro se sitúe en flexión de 30° y abducción de 45°^{71, 74, 77}. Es esta posición neutra la que se ha escogido para la realización del protocolo del presente trabajo, pues en la otra postura (90° de abducción de hombro) se fuerza una disminución del espacio subacromial que puede derivar en una sensación de “*impingement*” o atrapamiento de los músculos rotadores con molestias al realizar los movimientos^{64, 78}. Además, en la posición con el hombro en 30° de flexión, ligera abducción y el codo flexionado, mantenemos nuestros miembros superiores en una posición óptima para que ambas manos se encuentren bajo el control de la vista, lo que algunos autores han denominado el “sector de accesibilidad preferente”⁵⁰.

Para la valoración de la musculatura del tronco, y dependiendo del dinamómetro utilizado, existen varios modelos de dispositivos que mantienen en diferentes posturas de extensión o semiflexión al sujeto, partiendo o no de la bipedestación. En nuestro trabajo, al emplear el sillón adaptador del tronco habilitado para el isocinético Biodex System 3 Pro⁷⁹, hemos podido elegir entre dos posiciones diferentes, una posición “tumbado o *semi - standing*”, con asiento ligeramente reclinado respecto a la horizontal (15°), simulando la postura vertical del sujeto, y otra “sentado o *seated – compressed*”, con la cadera y rodillas flexionadas. Aunque en general se pueden obtener resultados de fuerza de los músculos que realizan la flexión y la extensión del tronco, podremos utilizar una posición u otra para discriminar los grupos musculares sinérgicos. Por

ejemplo, si en la flexión del tronco utilizamos la posición “tumbado”, activaremos músculos flexores de cadera y músculos de la pared abdominal, mientras que en la posición “sentado”, al mantener la cadera en flexión desde la posición inicial, serán los músculos de la pared abdominal los que realicen la mayor parte del trabajo^{64, 72}.

Es conveniente graduar las distintas posiciones de los sillones, plataformas para los pies y reposa manos, *adaptándolos* a la talla y contorno de los sujetos. Así mismo es fundamental su correcta *estabilización* y fijación mediante correas con el objetivo de conseguir el mayor aislamiento posible de la musculatura a evaluar, eliminando en la medida de lo posible, la contribución de grupos musculares sinérgicos o accesorios al movimiento principal⁶⁵. Si observamos el hombro, se fijará la pelvis y el tórax del sujeto al sillón y el miembro superior evaluado al adaptador específico, mientras que los miembros inferiores quedan libres, sin embargo en el tronco es necesaria la estabilización del mismo al respaldo móvil del sillón y la pelvis y miembros inferiores al asiento fijo, para que pueda producirse un adecuado movimiento de flexión y extensión.

1.7.2.4. Alineación de la articulación con el eje del dinamómetro:

El giro del movimiento articular estudiado debe estar correctamente alineado con el eje central del dinamómetro para evitar el estrés articular y la generación de errores en los resultados de las medidas de fuerza^{59, 80}. Para realizar esta alineación algunos aparatos que hoy están en el mercado cuentan con un sistema de láser que indica la posición exacta del eje de rotación. Cuando no se dispone de estos sistemas, se tendrán que localizar diferentes puntos anatómicos de referencia, que nos indiquen la posición del eje de la articulación estudiada.

En la figura 7 se encuentra el ejemplo de la alineación del eje de flexo – extensión de la rodilla mediante la localización de los epicóndilos femorales y en la figura 8 se aprecia la alineación del dinamómetro con el eje transversal de la muñeca que localizamos mediante la palpación de las apófisis estiloides cubital.



Figura 7. Estabilización mediante correas y alineación del eje de la rodilla con el eje del dinamómetro tomando como referencia ósea el epicóndilo externo femoral⁶⁵.



Figura 8. Estabilización mediante correas y alineación del eje de la muñeca con el eje del dinamómetro tomando como referencia ósea la apófisis estiloides cubital⁶⁵.

En el hombro, cuando se valoran los grupos musculares que realizan la rotación interna y externa, será el eje longitudinal del húmero el que consideremos para alinear con el dinamómetro^{4, 74, 81, 82}. Como en esta posición el codo se encuentra flexionado, tendremos que tomar el olecranon del cúbito como punto anatómico de referencia⁷⁵.

Mayor problema existe en la columna vertebral, puesto que al tratarse de un conjunto de articulaciones, no se encuentra consenso entre los distintos autores consultados sobre el punto para tomar como referencia a la hora alinear el tronco al eje central del isocinético. Así unos proponen centrar el eje con un punto intermedio de la columna lumbar⁸³⁻⁸⁵, otros sugieren hacerlo tomando como referencia el segmento L₂ – L₃^{63, 86}, L₅ – S₁⁸⁷⁻⁹⁰, varios centímetros bajo la cresta ilíaca⁹¹ o incluso en el eje del trocánter mayor del fémur⁸⁶. En nuestro

estudio hemos tomado como referencia para realizar una correcta alineación del tronco con el eje central del dinamómetro, la espina ilíaca anterior y superior (EIAS) del hueso coxal que se corresponde al nivel L₄ – L₅, puesto que está ampliamente aceptado en la literatura y además, al tratarse de una estructura anatómica superficial, implica mayor facilidad para su localización, incluso aunque se realice en sujetos obesos o con sobrepeso^{63, 92-94}.

1.7.2.5. Registro del rango de movimiento:

El cuerpo humano está representado por un sistema de palancas donde los músculos agonistas a un movimiento actúan como brazos de potencia. Para provocar el movimiento de algún segmento corporal el músculo agonista debe realizar una tracción ósea a partir de su inserción en el segmento móvil (hueso). Esta inserción se encuentra a una determinada distancia de la articulación eje del movimiento. La línea de acción de un músculo, presenta con el eje mecánico del hueso movilizado un ángulo denominado α .

Utilizamos el *momento de fuerza* para determinar el valor de la fuerza que realiza el músculo en los distintos ángulos del recorrido articular, que equivale al producto de la fuerza por el brazo de palanca por el seno de α :

$$\text{Momento de fuerza} = \text{fuerza} \times \text{brazo de palanca} \times \text{sen } \alpha$$

Cuando la posición articular concuerda con la longitud media del músculo ($\text{sen}\alpha=1$), el momento de fuerza es máximo, mientras que en los extremos del recorrido articular, los valores de α son menores y la eficacia del momento de fuerza disminuye.

Teniendo en cuenta todo esto, podemos aceptar que la fuerza que ejerce un músculo no será uniforme en todo el rango de movimiento articular, sino que será mayor en las zonas medias, mientras que en los extremos del rango de movimiento se verá cada vez más disminuida su aptitud. Si queremos medir de manera efectiva la fuerza máxima que puede producir un músculo, acotaremos el rango de movimiento que vamos a valorar a los puntos medios del rango de

movimiento articular. En caso de sujetos que presenten alguna patología el rango escogido evitará la zona dolorosa del recorrido articular.

Una dificultad que hemos encontrado es que en la literatura no hay ningún consenso para establecer el rango de movimiento más efectivo para valorar los pares de fuerza, y así nos encontramos autores que para una misma articulación y eje, por ejemplo el hombro en movimientos de rotación interna y rotación externa, escogen rangos articulares de 70, 90 y hasta 150°^{63, 81, 82, 95}. De la misma forma, en el tronco nos encontramos autores que valoran tan sólo 20° de recorrido articular⁹⁶ y aquellos que llegan hasta 105°⁸⁶. Todo esto supone un gran hándicap a la hora de poder encontrar similitudes o no entre los resultados de los distintos trabajos.

En lo que sí hay consenso es que cuando se trata de valoraciones bilaterales, en el caso de articulaciones de miembro superior o inferior, los rangos de movimiento deben ser iguales para poder establecer comparaciones fiables entre miembro dominante con el no dominante⁹⁷.

1.7.2.6. Instrucciones, calentamiento, familiarización del sujeto y retroalimentación:

En el entorno de la medicina actual es esencial que el paciente esté correctamente informado de todas las intervenciones a que va a ser sometido, conociendo de antemano el motivo, procedimiento a seguir y el modo de realizarlo. Este hecho se torna crucial si la prueba, como es el caso de la valoración isocinética necesita de la colaboración activa del paciente.

Por todo ello y previo a la prueba se deberá *explicar al sujeto*, con instrucciones ofrecidas en un lenguaje claro y sencillo, en qué consiste el ejercicio y qué es lo que se espera que realice durante el mismo. Las directrices deben ser coherentes, comprensibles y deben explicarse de la manera más estandarizada posible para que la valoración se efectúe de una manera sistemática^{59, 98}.

Precediendo a la prueba se debe permitir al paciente realizar un *calentamiento general* y unos ejercicios de flexibilidad de aquellos grupos musculares que van a intervenir en la prueba. Aunque no todos los autores están de acuerdo en realizar este preámbulo⁵², otros coinciden en que esto le ayudará a que tenga un breve calentamiento⁶⁹ cardiovascular⁵ a la par que sirve como toma de contacto y se conciencia de que va a realizar un ejercicio, en algunas ocasiones intenso⁶⁵.

Tras el calentamiento global se sitúa al paciente en el asiento del dinamómetro y se le estabiliza con las correas y comenzará la fase de *familiarización y calentamiento específico*. Debemos tener en cuenta que la resistencia que proporciona el isocinético es una sensación nueva para la mayoría de las personas y por tanto, si se quiere que el ejercicio sea válido y más fiable, debería permitírsele al paciente que realice unas series de prueba del movimiento que forma parte del estudio. En este calentamiento específico algunos autores recomiendan la realización de un mínimo de repeticiones con fuerza mínima, otras submáximas y algunas con fuerza máxima^{70, 75}, que es la que se va a pedir que desarrolle a lo largo de la valoración.

Los dinamómetros isocinéticos, como se ha comentado previamente, ejercen una resistencia a la contracción proporcional a la fuerza ejercida. Para considerar válidos los resultados obtenidos, la fuerza que ejerce el sujeto debe ser máxima a lo largo de todo el rango de movimiento y en el transcurso de toda la prueba. Algunos autores, para reforzar al sujeto, realizan estímulos verbales o visuales (mirando el esfuerzo ejercicio en la pantalla del dinamómetro), mientras que otros autores prefieren no hacerlo⁷⁵ puesto que puede distraer al paciente, estimularlo en exceso o incluso provocar fatiga excesiva⁹⁹. Unos proponen realizarlo a lo largo de toda la prueba mientras que otros prefieren alentar al paciente al comienzo y guardar silencio durante el ejercicio⁶⁹. Se ha estudiado el efecto que este *feedback o retroalimentación* pueda tener en el resultado final de la prueba. Los estímulos verbales y visuales parecen que aumentan los valores de fuerza obtenidos en la exploración isocinética, sobre todo a velocidades

angulares bajas⁵⁹. En nuestro trabajo hemos preferido realizar un estímulo verbal positivo al paciente durante la prueba, pero siempre de una manera estandarizada, a todos los sujetos igual y en el mismo punto del ejercicio, para no alterar la validez y fiabilidad de la valoración.

1.7.2.7. Corrección del efecto de la gravedad:

La corrección del efecto que la gravedad pueda introducir en los resultados de la valoración tiene sentido cuando los planos de movimiento sean el sagital o el frontal, puesto que la gravedad podría facilitar el movimiento de los músculos que realizan el descenso y contrarrestaría, en parte, el ascenso^{59, 63, 98, 100}. En los aparatos actuales realizan una corrección automática, una vez situado el paciente en la posición escogida^{52, 69}.

1.7.2.8. Selección de la modalidad de ejercicio:

Los aparatos que se encuentran actualmente en el mercado, ofrecen una cuantiosa variedad de programas de ejercicios: isométricos, isotónicos e isocinéticos, que se pueden realizar en un modo continuo pasivo y, en el caso de los dos últimos, concéntrico o excéntrico^{55, 65}.

El tipo y modalidad de ejercicio que escoge el terapeuta dependerá de si el aparato se utiliza como una herramienta de valoración o diagnóstica o si por el contrario se trata de una actuación terapéutica.

Se ha discutido mucho en la literatura sobre la fiabilidad de los resultados obtenidos en las modalidades de ejercicio concéntrico o excéntrico, aunque se ha comprobado que existe una gran correlación entre el momento máximo de fuerza, el trabajo total y la potencia media medidos en condiciones concéntricas y excéntricas⁷⁸. Algunos autores otorgan al ejercicio concéntrico una mayor fiabilidad de los resultados que en las valoraciones excéntricas, aunque estas despiertan un interés mayor si el sujeto valorado es un deportista, ya que se ajusta más al gesto deportivo^{76, 97}. Por otra parte, algunos autores que tratan sujetos en proceso de crecimiento prefieren el ejercicio concéntrico al

excéntrico, por lo menos en las primeras pruebas, para proporcionar una mayor seguridad al esqueleto inmaduro de su poblaciones⁷⁸.

Las valoraciones, por el tipo de adaptadores disponibles para la evaluación de los grupos musculares, se realizan en cadena cinética abierta, tanto en las extremidades como en el tronco, aunque en este último puede darse el caso de utilizar una cadena cinética cerrada si tenemos en cuenta la posición de bipedestación o “tumbado” que ofrecen algunos de estos aparatos.

Si se trata de una intervención terapéutica, los tipos de contracciones empleadas en un programa de ejercicio dependerán del tipo de lesión o enfermedad y su fase de curación, de las condiciones físicas del sujeto y su tolerancia al ejercicio, de los objetivos del programa y de las tareas o actividades a las que el paciente quiera reincorporarse. Generalmente los programas de entrenamiento comienzan con ejercicios isométricos pues no producen sobrecargas en las articulaciones, aunque pueden resultar fatigantes y no contribuyen al endurecimiento muscular⁵⁵. Posteriormente, para entrenamiento dinámico de la fuerza, se introducen ejercicios concéntricos y excéntricos, tanto en movimientos isotónicos como isocinéticos. La ventaja principal de estos últimos se encuentra en la seguridad para el paciente, puesto que la resistencia que ofrece el aparato disminuye ante el dolor y la fatiga, sin perder eficacia ya que el músculo se contrae de manera dinámica a lo largo de todo el rango de movimiento preestablecido^{55, 65, 66}. Habitualmente se comienza con contracciones concéntricas, pues son más fáciles de comprender para el paciente e inducen menor daño muscular, para posteriormente introducir en el entrenamiento las contracciones excéntricas que son más eficientes desde el punto de vista neuromuscular, producen una mayor hipertrofia y tienen menor demanda metabólica que las concéntricas.

1.7.2.9. Selección de velocidades angulares, numero de repeticiones y periodos de recuperación entre las series:

La selección de las velocidades angulares, la cantidad de series y el número de repeticiones en cada una de ellas, es muy variable y dependerá de los grupos musculares y las articulaciones que se quieran estudiar.

No se han estandarizado protocolos con velocidades más recomendadas, pero el espectro más utilizado oscila entre 60°/s y 300°/s, ya que por debajo es habitual que el paciente manifieste molestias que puedan inhibir la producción de momento de fuerza, y por encima es dudoso que se pueda llegar a una velocidad isocinética^{4, 75}. La velocidad elegida va a influir en el resultado final del pico de momento máximo de fuerza o *peak torque*, ya que el comportamiento habitual es que este disminuya conforme se aumente la velocidad de valoración⁵⁹.

Suelen utilizarse protocolos con varias velocidades pues en cada una de ellas se pueden explorar diferentes campos del rendimiento muscular. Los protocolos más habituales constan de, al menos, 2 velocidades, una lenta (60 – 90°/s) y una más elevada (180 – 300°/s). En la primera, generalmente con pocas repeticiones (3 – 5), se movilizarán sobre todo las fibras musculares tipo I, permite incrementar la fuerza y masa muscular de un sujeto y es donde mejor se podría apreciar su fuerza máxima. En las velocidades altas, con mayor número de repeticiones (10 – 15 o más), se movilizan sobre todo las fibras musculares tipo II, podremos valorar datos como el índice de fatiga^{52, 101}. Algunos autores utilizan protocolos con un mayor número de series, con velocidades intermedias, donde se podrían valorar mejor los parámetros de potencia y trabajo realizado⁶⁵. Es en la gama de velocidades medias y altas donde se realizan la mayoría de las actividades funcionales como caminar o levantar objetos¹⁰², y será pues en estas series donde podamos estudiar el comportamiento muscular semejante a las actividades de la vida diaria. Los protocolos suelen ir de la velocidad lenta a la rápida, aunque el orden de las velocidades no afecta a los resultados obtenidos.

Es necesario un intervalo de descanso entre las series, para poder conseguir contracciones máximas en todas las velocidades, con coeficientes de fiabilidad más altos. Una pausa de 30 – 60 segundos entre las series, disminuye el efecto que pueda ejercer la fatiga en la ejecución del movimiento.

1.7.3. Interpretación de resultados en una valoración isocinética

Todos los datos que se obtienen en un análisis isocinético, tanto gráficos como numéricos, servirán para poder compararlos con los valores normativos establecidos, verificar si existe equilibrio entre el lado dominante y el no dominante o entre lado sano y patológico, para evaluar los cambios a lo largo del tiempo o complementar un diagnóstico y poder orientar la rehabilitación o el entrenamiento de un determinado sujeto^{60, 103}.

1.7.3.1. Curva de fuerza isocinética

Las curvas isocinéticas son la representación gráfica de los momentos de fuerza realizados por los músculos agonistas y antagonistas que ejercen su función sobre una articulación. En el eje de ordenadas de la gráfica se muestra el momento de fuerza realizado por el sujeto (en Newton x metro) y en el eje de abscisas se representa el tiempo (en segundos).

Las curvas isocinéticas tienen forma parabólica en la que se pueden distinguir distintas partes para su estudio (figura 9):

- Pendiente ascendente de la curva o tiempo del momento máximo de fuerza: es el tiempo que se tarda en obtener el valor máximo del momento de fuerza. Esta fase suele tener una morfología convexa.
- Pico del momento máximo de fuerza o *peak torque*: Representa el valor máximo alcanzado del momento de fuerza.
- Meseta: la curva se aplana representando el tiempo en que el grupo muscular que actúa es capaz de mantener el trabajo máximo.

- Pendiente descendente de la curva: es una curva convexa en la que se expresa la capacidad del movimiento agonista en los últimos grados.
- Espacio entre las curvas o tiempo de inhibición recíproca: indica el tiempo que se tarda en realizar un cambio de contracción entre el grupo muscular agonista y el antagonista.

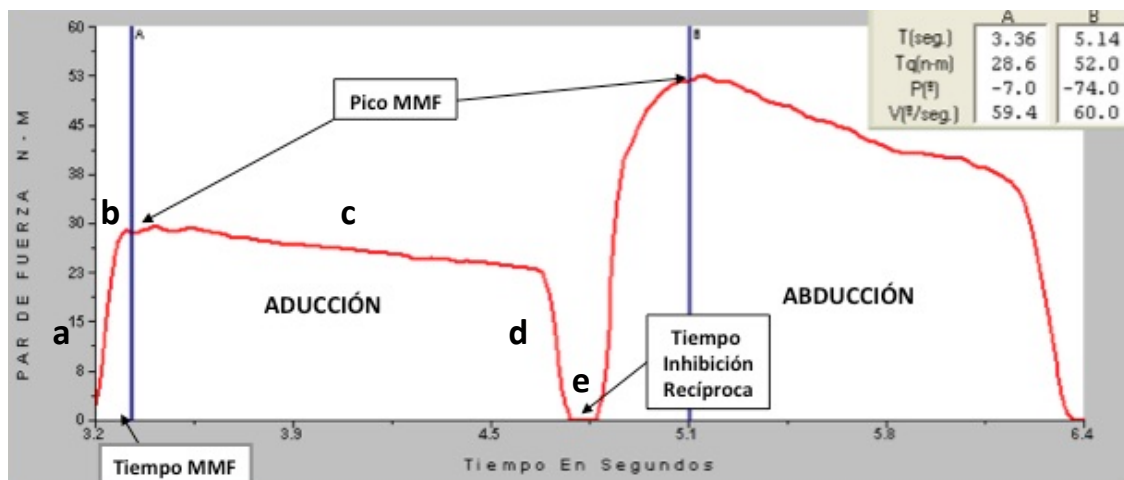


Figura 9. Parámetros relevantes en evaluación isocinética (MMF: momento máximo de fuerza; a. tiempo del MMF; b. pico del MMF; c. meseta; d. pendiente descendente de la curva; e. tiempo de inhibición recíproca; extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)⁶⁵

Para poder analizar las curvas, en un examen isocinético, de un movimiento a una determinada velocidad, éstas deben ser superponibles al menos en 3 – 4 de los movimientos consecutivos (figura 10).

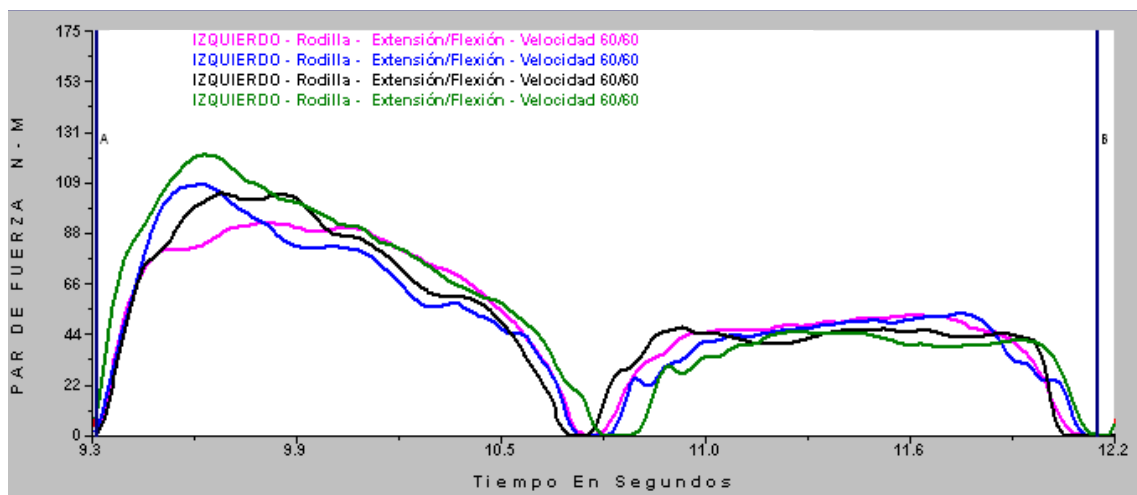


Figura 10. Representación gráfica (curva) de 4 movimientos consecutivos de un análisis isocinético. Flexo – extensión de rodilla izquierda a velocidad de 60°/s (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)⁶⁵.

Se consideraría una alteración en la fuerza del sujeto cuando aparece una modificación de la forma de la curva en varias contracciones efectuadas, coincidiendo en todas las series del estudio y en un rango de movimiento aproximado^{52, 60, 63, 103}. Una de las modificaciones más frecuentes que podemos encontrar en la morfología de las curvas es la derivada de un déficit en un determinado grupo muscular (figura 11).

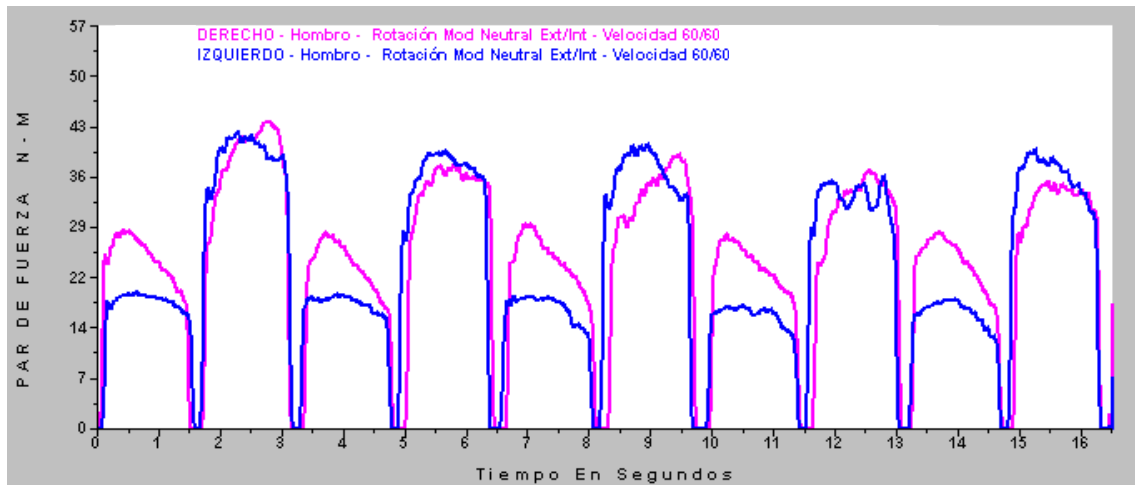


Figura 11- Patrón alterado de curva isocinética con déficit de fuerza de rotación externa de hombro izquierdo. Valoración de las rotaciones interna y externa de ambos hombros a velocidad de 60°/s (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)⁶⁵.

Si en algún momento del ejercicio el paciente siente dolor, disminuirá la fuerza con la que realiza el movimiento, y esto tendrá su representación, con un descenso puntual en el trazado de la curva (figura 12).

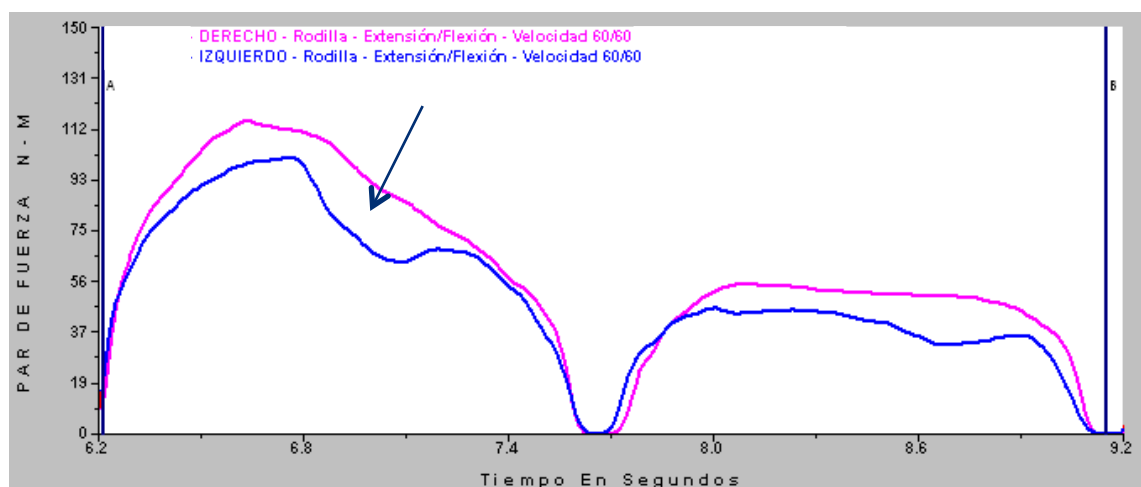


Figura 12. Disminución en el trazado de la curva de extensión de rodilla izquierda que coincide con dolor del paciente (extraído de Bosch Martín MA y Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética)⁶⁵.

La representación gráfica del ejercicio isocinético debe tenerse en cuenta como un aspecto cualitativo muy significativo del estado de los grupos musculares que se están valorando. Aunque en algunas articulaciones la curva ha sido objeto de amplio estudio, no se dispone de datos suficientes para poder establecer un diagnóstico etiológico en base a estas gráficas, a pesar de que presenten un patrón de alteración en determinadas patologías.

1.7.3.2. Parámetros isocinéticos más relevantes

Siempre que se alcance la velocidad previamente fijada, la dinamometría isocinética permite medir, con un alto grado de fiabilidad, diversas propiedades o características del músculo esquelético.

- *Momento máximo de fuerza (MMF)*

El *momento de fuerza* es una medida de la tendencia que tiene una fuerza para producir una rotación alrededor de un eje. La fuerza humana se desarrolla a través de un sistema de palancas del esqueleto y los músculos generan un *momento de fuerza* alrededor del eje de una articulación, sobre una palanca.

Podemos entonces definir el *momento máximo de fuerza* como la fuerza desarrollada por un grupo muscular multiplicada por la distancia existente desde el centro de rotación del eje al punto de aplicación de la fuerza⁶⁵. Este momento de fuerza viene registrado para cada ángulo del rango de movimiento y se obtiene una representación gráfica mediante una curva en función del tiempo.

Debido a su gran fiabilidad y validez, se considera la variable más importante del registro isocinético y se toma como punto de referencia estándar de todas las medidas isocinéticas. En el Sistema Internacional se mide en Newton x metro (N.m)⁶⁵.

- *Pico del momento máximo de fuerza (Peak torque^B - PT)*

Podemos considerar el *pico del momento máximo de fuerza (pico MMF)*, *pico del par o peak torque* como el punto más alto del momento máximo de fuerza, es decir, el valor más alto del MMF que se obtiene en algún instante del ejercicio isocinético y que representa la máxima fuerza que un grupo muscular puede desarrollar en una determinada velocidad angular.

Como se realizan varias medidas de un mismo movimiento, se podría considerar hacer una media de las mismas, obteniendo el parámetro “media del pico del par” (*average peak torque*), pero se ha desestimado su uso en este trabajo pues aunque existe una gran correlación con el PT, puede haber alguna diferencia según se tomen en cuenta los esfuerzos máximos o submáximos^{67, 104}. Además, la primera repetición de cada serie, sobre todo valorando las velocidades bajas, suele ser de peor calidad.

Por tanto se considera como el principal parámetro de fuerza máxima isocinética, puesto que es el que muestra una menor variabilidad y mayor validez y fiabilidad y, en consecuencia, su uso puede ser recomendado tanto para propósitos clínicos como de investigación^{63, 67}:

1. Caracterización de la fuerza de grupos musculares específicos en diferentes poblaciones (niños, adolescentes, adultos, ancianos, deportistas aficionados o profesionales, individuos con patologías, etc.).
2. Utilización de los valores de referencia para realizar una selección en los diferentes grupos de deportistas.
3. Evaluación de la debilidad unilateral de un determinado músculo tras lesión o enfermedad y compararla con la fuerza de la extremidad contralateral.

^B **Peak Torque (PT)** es el término anglosajón que se refiere al momento máximo de fuerza. Debido a la extensa utilización del mismo en la literatura, vamos a emplear esta expresión a lo largo de todo nuestro trabajo.

4. Evaluación del alcance de una enfermedad o patología sistémica, basándose en la comparación con valores de referencia de sujetos sanos.
5. Evaluación del desequilibrio muscular entre pares de fuerza que actúan en una misma articulación para valorar la posibilidad de padecer lesiones⁸¹.

- *Relación momento máximo corregido por el peso corporal*

El pico del momento máximo corregido o normalizado por el peso corporal (*peak torque/body weight* o *PT/BW* en la literatura anglosajona) se halla dividiendo el pico del momento máximo de fuerza del sujeto entre su peso corporal. Al ser una relación se expresa en porcentaje (%). Posee las mismas características de validez, fiabilidad y variabilidad que el MMF. Esta variable nos permite establecer comparaciones de los valores de fuerza obtenidos en sujetos con diferencias en el tamaño corporal, es decir que nos permitirá cotejar los resultados adquiridos entre deportistas de diferentes deportes o modalidades deportivas, pudiendo relacionarlo con el rendimiento en mayor medida que el momento máximo de fuerza absoluto, en aquellas modalidades con mayor variabilidad entre los individuos.

En este estudio esta variable la nombraremos como *peak torque/peso* (PT/peso).

- *Tiempo del pico máximo de fuerza (TMMF) y el ángulo del pico máximo de fuerza (AMMF)*

El *tiempo del momento máximo de fuerza (TMMF)* es el tiempo transcurrido desde el inicio del movimiento hasta que se alcanza el PT o pico del MMF y se expresa en milisegundos⁶⁵. Aunque algunos autores mencionan la escasa relevancia clínica de este parámetro⁶⁷, otros manifiestan que se trata de un buen indicador de la fuerza explosiva pues cuanto menor sea el TMMF, más

cerca estará el sujeto de tener un mayor rendimiento en ese determinado movimiento¹⁰⁵.

El *ángulo del momento máximo de fuerza (AMMF)* se expresa en grados (°) y nos indica la posición angular donde se alcanza el punto máximo del momento máximo de fuerza, es decir, el momento de máxima sollicitación mecánica e esta articulación. Este parámetro, junto con el TMMF son buenos indicadores de la función articular¹⁰⁶.

- *Trabajo total*

El trabajo total se define como el producto de la fuerza por el desplazamiento producido, es decir es el producto del momento de fuerza por la distancia angular recorrida (en grados) o el arco de movimiento a lo largo del cual se realiza la valoración. En el estudio de la gráfica se representa por el área situada debajo de la curva a lo largo del eje horizontal. Es el mejor indicador de la capacidad funcional de una articulación y se expresa en julios (J)⁶⁵. Corresponde al área bajo la curva y se considera como la capacidad del sujeto para mantener un valor determinado de fuerza a lo largo de todo el arco de movimiento. En condiciones patológicas puede no ser proporcional al pico de fuerza.

- *Potencia o impulso angular*

La *potencia media* se obtiene dividiendo el trabajo total con el tiempo empleado en la ejecución de la prueba. Este parámetro representa la capacidad del sujeto para producir un esfuerzo sobre la amplitud total de una articulación. Tiene una gran correlación con el *peak torque* y se muestra como un índice fiable y con gran reproductibilidad¹⁰⁷. Esta variable se expresa en Vatios (W).

- *Parámetros de relación entre grupos musculares*

La relación entre los grupos musculares agonistas y antagonistas que actúan sobre una articulación es uno de los parámetros de relación más

utilizados en la literatura. Esta *relación agonista – antagonista* es un porcentaje (%) que expresa el cociente entre los MMF de los grupos musculares más débiles en el par de fuerzas estudiados y los MMF de los grupos musculares más fuertes del par. Este parámetro ofrece una visión sobre el equilibrio de grupos musculares antagonistas que actúan sobre una determinada articulación o complejo articular, pues una desviación respecto de los valores estándar puede suponer un desequilibrio muscular latente^{108, 109}.

Otro parámetro de relación que se puede obtener en una valoración isocinética, en este caso exclusivamente en las bilaterales, es el *índice izquierda – derecha*, tanto en los grupos musculares agonistas como en los antagonistas de una articulación analizada. Este índice se construye generalmente tomando como referencia los MMF, teniendo en cuenta que para poder compararlos, el protocolo de evaluación debe ser completamente idéntico en las dos extremidades^{82, 97}.

Algunos autores han señalado que un desequilibrio en este índice puede constituir un factor de riesgo de padecer una lesión⁶⁰, pero debemos tener en cuenta que en algunos deportes se produce una asimetría muscular lateral como resultado de una adaptación a un determinado gesto deportivo, quedando pues la utilidad del índice izquierda – derecha circunscrita a aquellos deportes con movimientos más simétricos.

- *Coficiente de variación*

El *coeficiente de variación* es una medida de dispersión de datos que se puede utilizar, aunque no de forma exclusiva, para medir la colaboración del sujeto en la realización de un esfuerzo máximo¹¹⁰. Por otro lado, si se realizan esfuerzos submáximos a lo largo de la prueba, este parámetro se encontrará elevado, pudiendo indicar la presencia de una debilidad en el grupo muscular examinado¹¹¹. Este parámetro puede verse afectado por otros motivos como la presencia de dolor, miedo a realizar la prueba, no comprensión del esfuerzo que se solicita y voluntad, por parte del sujeto, de obtener algún beneficio^{103, 112, 113}.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. HIPÓTESIS

2.1.1. HIPÓTESIS PRIMERA

Suponemos que existen diferencias entre sexo, estadios de desarrollo madurativo del vello púbico y las modalidades de natación, waterpolo y natación sincronizada respecto a la fuerza isocinética flexora y extensora del tronco a diferentes velocidades

2.1.2. HIPÓTESIS SEGUNDA

Nos cuestionamos si existen diferencias entre sexo, estadios de desarrollo madurativo del vello púbico, dominancia de miembros superiores y las modalidades de natación, waterpolo y natación sincronizada respecto a la fuerza isocinética rotadora interna y rotadora externa del complejo articular del hombro a diferentes velocidades

2.2. OBJETIVO PRIMARIO

El objetivo principal de este estudio es la valoración de la fuerza muscular del tronco y del hombro mediante el análisis de las variables de fuerza en una población de deportistas tecnificados de deportes acuáticos.

2.3. OBJETIVO ESPECÍFICOS

- Determinar los valores de *peak torque/peso*, potencia media y su comportamiento respecto a las diferentes variables sociodemográficas en la valoración isocinética del tronco.
- Determinar los valores de trabajo total y la relación agonista antagonista en la valoración isocinética del tronco .

-
- Determinar los valores de *peak torque*/peso y su comportamiento respecto a las diferentes variables sociodemográficas en la valoración isocinética del hombro.
 - Determinar los valores del trabajo total, la potencia media y la relación agonista antagonista en la valoración isocinética del hombro .

2.4. OBJETIVO SECUNDARIOS

Analizar las relaciones de las variables de fuerza en las diferentes modalidades deportivas tanto en la valoración muscular isocinética del tronco como la del hombro.

MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Las pruebas se realizaron en el Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid, que se encuentra situado en el edificio de la instalación acuático-deportiva de esta Comunidad llamada “Mundial 86”, dónde entrenan los deportistas tecnificados en deportes acuáticos en Madrid⁹.

La recogida de todos los datos del estudio fue realizada por personal sanitario cualificado, perteneciente a la plantilla de Centro previamente mencionado, y por la autora de esta Tesis Doctoral.

Todas las valoraciones realizadas forman parte del control médico periódico, anual o bianual, que el Centro realiza al conjunto de deportistas tecnificados y becados por la Comunidad de Madrid.

3.1. DISEÑO DE ESTUDIO Y POBLACIÓN ESTUDIADA

3.1.1. Diseño del estudio

Se trata de un estudio descriptivo, transversal y retrospectivo donde se analizan distintos parámetros de fuerza y crecimiento que han sido medidos en un momento determinado a los sujetos que se incluyen en la muestra.

3.1.2. Población del estudio

Se obtuvieron los datos de los reconocimientos médico – deportivos de los deportistas tecnificados de la federación madrileña de natación, realizados en el laboratorio de fuerza del Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid, entre agosto de 2006 y noviembre de 2015.

La selección de los deportistas que forman parte de la muestra definitiva del estudio se realizó teniendo en cuenta los siguientes criterios de inclusión y exclusión.

3.1.2.1. Criterios de inclusión

- Pertener, en el momento de la prueba, al grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación, en las modalidades de natación, waterpolo o natación sincronizada.
- Tener edades comprendidas entre 11 y 18 años, ambos límites inclusive.
- Mantener una homogeneidad en cuanto a las características del entrenamiento teniendo en cuenta al grupo de edad, sexo y modalidad a la que pertenecen.
- No presentar patología aguda o crónica en fase de secuelas en el momento de realizar el estudio.

3.1.2.2. Criterios de exclusión

- Menores de 11 años o mayores de 18.
- Realizar un entrenamiento distinto al que le corresponda por sexo, edad y modalidad deportiva.
- Haber realizado un entrenamiento de fuerza o intensivo en piscina en las 5 horas previas a la prueba.
- Presentar alguna patología aguda o crónica en fase de secuelas en el momento de realización del estudio.
- Presentar limitación articular y/o dolor, tanto previamente como durante la prueba, en los grupos musculares evaluados.
- Talla menor de 1,45.
- No haber realizado la totalidad de las pruebas que conforman el estudio.
- No presentación del Consentimiento Informado correctamente cumplimentado y firmado.

De los 698 deportistas de la federación de natación que se revisaron en el periodo anteriormente citado (9 años), 400 fueron descartados para el estudio por los siguientes motivos (figura 13):

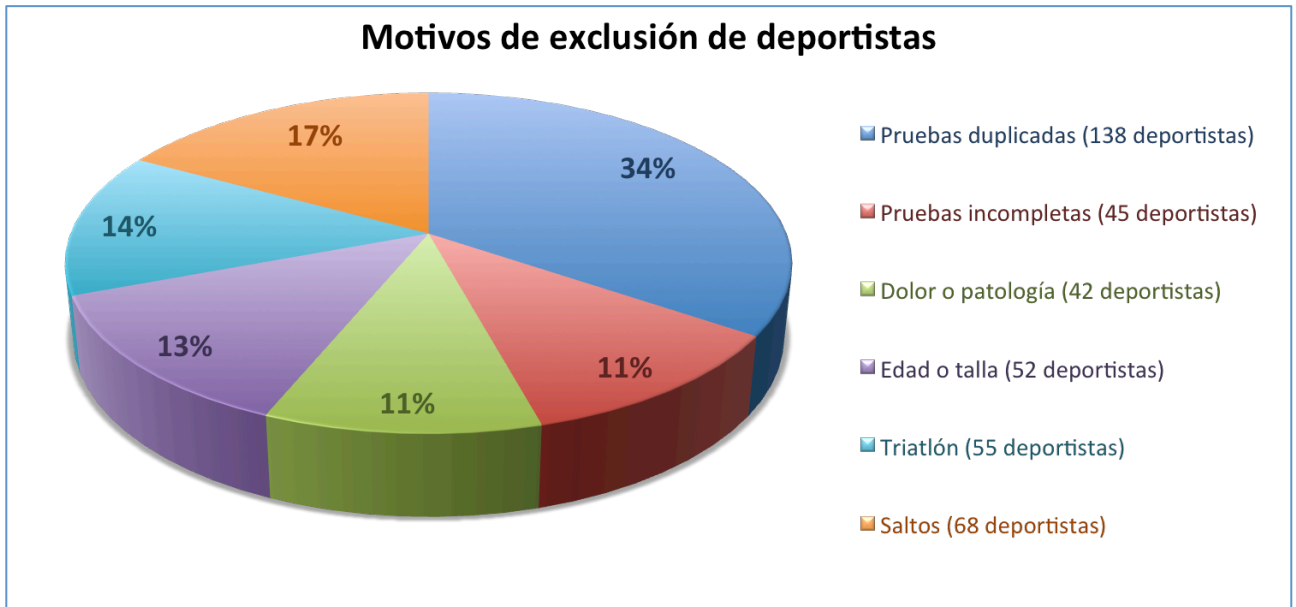


Figura 13. Distribución de los motivos de exclusión de los deportistas

1. Modalidades deportivas distintas a las comprendidas en los criterios de inclusión: 68 deportistas pertenecientes a la modalidad de saltos y 55 deportistas de la modalidad de triatlón. La modalidad de saltos fue descartada por ser un deporte minoritario en nuestro país y poseer una muestra muy limitada de deportistas. La modalidad de triatlón fue descartada pues entró a formar parte de la Federación Madrileña sólo en los 3 últimos años del periodo de estudio.
2. Edades fuera del rango estudiado: 52 deportistas fueron excluidos por tener en el momento de estudio una edad distinta a la de criterios de inclusión (menores de 11 años o mayores de 18), o presentar una talla menor a 1,45 cm.
3. Patología aguda: se descartaron 42 pacientes que presentaban patología musculoesquelética aguda el día de la prueba o aquellos que

manifestaron sensación de dolor durante o posterior a la valoración de fuerza.

4. Prueba incompleta: se descartaron 45 pacientes por no completar todas las pruebas incluidas en el estudio o por no haber presentado correctamente cumplimentado y firmado el Consentimiento Informado.
5. Deportistas con más de una prueba: 138 de las valoraciones realizadas fueron descartadas por haber sido ejecutadas por un mismo deportista en dos o tres ocasiones diferentes. En este caso, sólo se utilizó para el estudio la última de ellas.

La muestra global del presente estudio consta de 298 sujetos (figura 14) pertenecientes al grupo de tecnificación de la Federación Madrileña de Natación, integrados en las modalidades de natación (123 sujetos; 68 hombres y 55 mujeres), waterpolo (110 sujetos; 64 hombres y 46 mujeres) y natación sincronizada (65 mujeres).

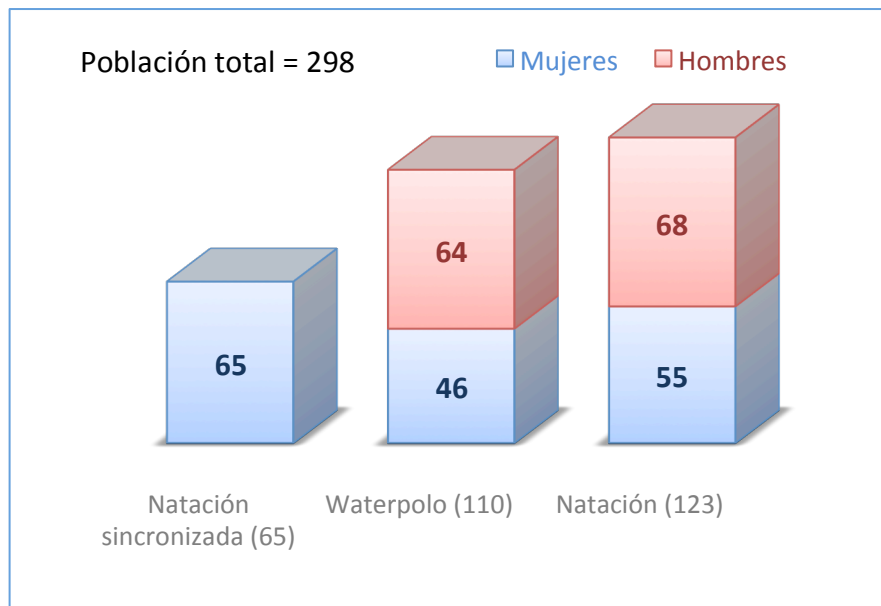


Figura 14. Población global del estudio separada por modalidades deportivas y sexo de los participantes

3.2. INSTRUMENTAL Y EQUIPAMIENTO

La toma de datos se realizó en el laboratorio de fuerza del Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid con todo el mobiliario y material de oficina necesario. Esto incluye mesas de trabajo, sillas, biombo y taburetes, así como material fungible.

3.2.1. Material clínico para datos antropométricos y calentamiento general

- Tallímetro y báscula (Seca[®]).
- Colchoneta de fitness para el suelo de 51cm x 123cm.
- Bicicleta estática: Monark[®] Exercise AB 818E Ergomedic Unprigth Exercise Bike

3.2.2. Material utilizado en la valoración isocinética

Para la valoración isocinética se utilizó un dinamómetro electromagnético Biodex System 3 PRO (Biodex Medica[®], Inc., Shirley, NY)(figura 15).

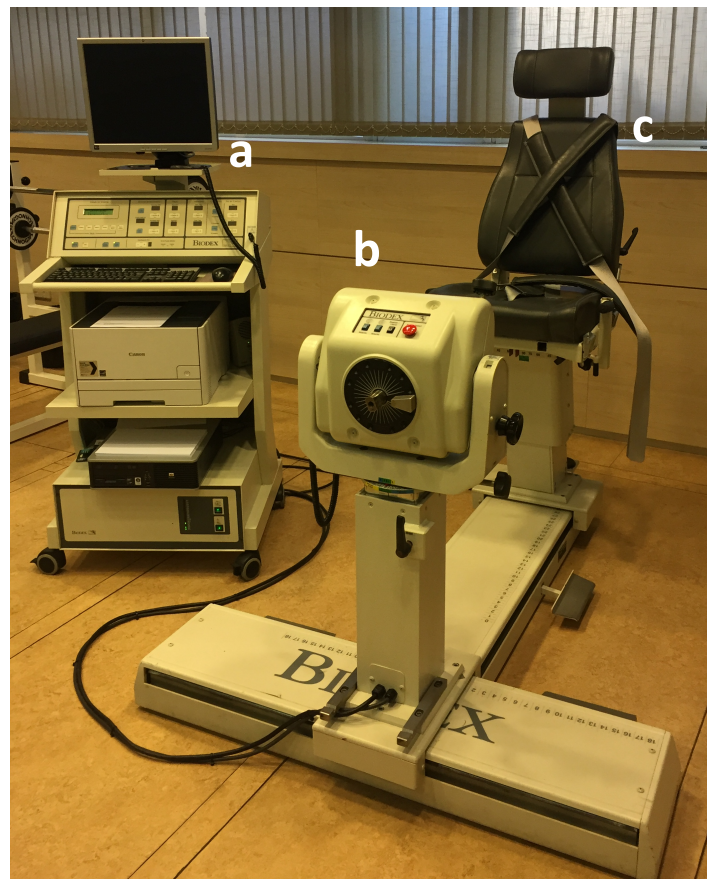


Figura 15. Dinamómetro Biodex System 3 PRO. (a. panel de control del aparato; b. cabezal del dinamómetro; c. sillón con sistema de correas)

Dicho dinamómetro consta de los siguientes elementos^{53, 65, 70, 103}:

- Sillón regulable en diferentes posiciones y angulaciones con soporte cervical, con el fin de colocar al sujeto en una postura óptima para la realización del ejercicio de fuerza.
- Sistema de correas almohadilladas de estabilización de hombros y pelvis, que fijan al sujeto de manera que se evitan compensaciones sinérgicas de grupos musculares que no se corresponden con las articulaciones estudiadas (figura 16).



Figura 16. Sillón regulable con sistema de correas almohadilladas de estabilización

- Adaptador rígido para rotaciones de hombro (*Shoulder/elbow Attachment*) acoplable al dinamómetro, con sujeción para mantenimiento de flexión de codo y apoyo para el antebrazo y una empuñadura regulable en longitud para agarre con la mano.
- Sillón adaptador para tronco (*Dual Position Back Ex/Flex Attachment*)⁷⁹:

- Asiento ajustable a las posiciones de “tumbado o *semi - standing*” y “sentado o *seated – compressed*” (figura 17). En la posición “tumbado”, con asiento ligeramente reclinado respecto a la horizontal (15°) y los pies apoyados en una plataforma, se simula la postura vertical del sujeto; en la posición “sentado” el asiento se encuentra paralelo al suelo y utilizan los muslos del sujeto para inmovilizar la pelvis, al mismo tiempo que se mantienen estables las piernas con una fijación a nivel de la rodilla.



Figura 17. Sillón adaptador para tronco (*Dual Position Back Ex/Flex Attachment*)

- Correas de sujeción de pelvis y fémur al asiento.
- Respaldo móvil, con reposacabezas, un apoyo escapular y sujeción lumbar o sacra, además de correas almohadilladas para la sujeción del tronco.
- Goniómetro para medición de ángulos de trabajo.
- Fijación con el eje de dinamómetro y punto de referencia para alineación de estructuras anatómicas.

3.2.3. Material utilizado en el procesamiento y análisis de datos

- **Manejo informático del dinamómetro:** Ordenador HP de sobremesa con procesador Windows WP Professional (Microsoft®) y Software específico Biodex System 3 (Sistemas Médicos Biodex; Rev 3. 40 07/18/2006)¹¹⁴.
- **Procesamiento estadístico de los datos:** Ordenador HP de sobremesa con Windows® 7 y paquete estadístico IBM® SPSS® Statistics, Versión 22.

3.3. PROTOCOLO DE ESTUDIO

El esquema de trabajo que se siguió con cada deportista fue el siguiente (figura 18):

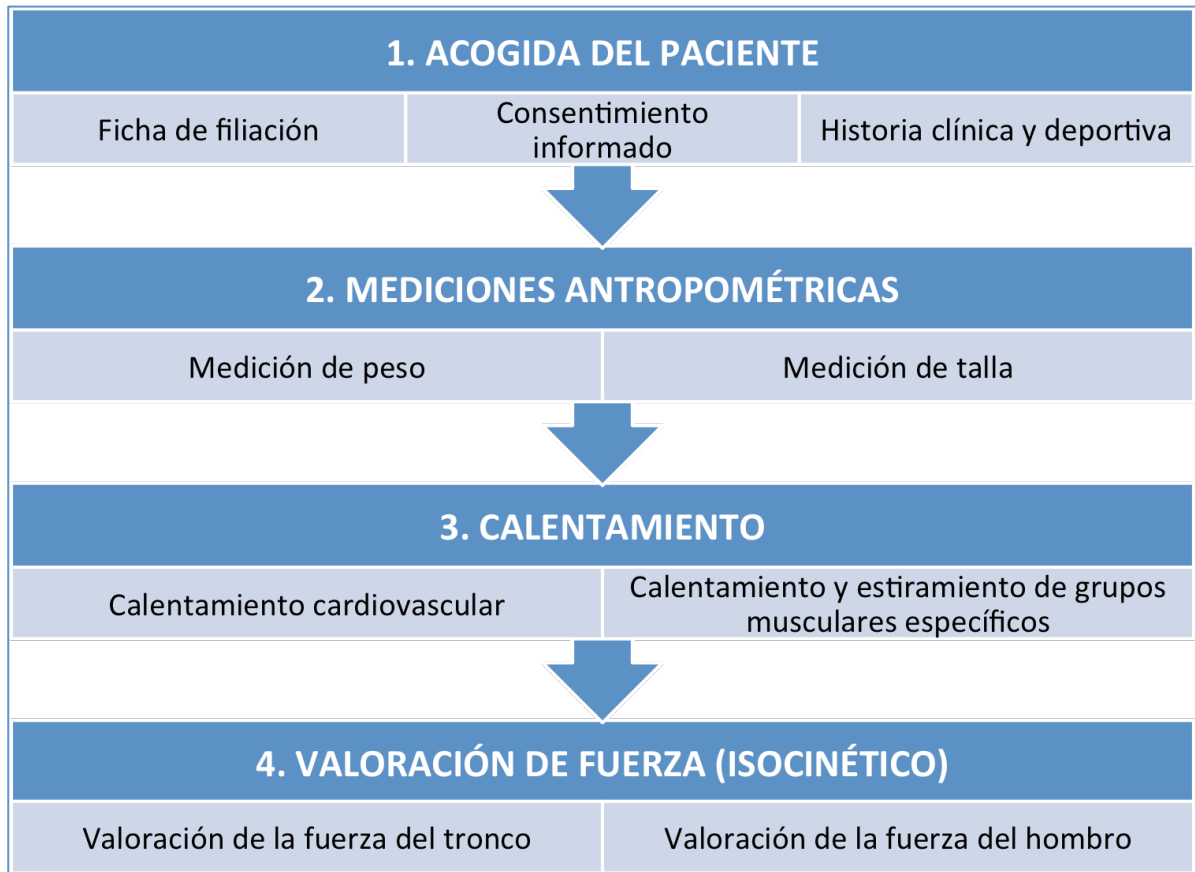


Figura 18. Esquema de trabajo para la valoración de pacientes en el estudio

3.3.1. Valoración general del deportista

1. Acogida del paciente:

En un primer momento se comprobó la filiación y se verificó la comprensión y correcta cumplimentación del Consentimiento Informado (Anexo I). En caso de los menores de edad dicho consentimiento debía estar firmado por el padre o tutor.

Posteriormente se realizó una escueta historia clínica y deportiva (Anexo II), incluyendo anamnesis y exploración, dando mayor relevancia a posibles patologías o lesiones que puedan interferir en la valoración de la fuerza y al tipo de entrenamiento realizado en el momento de la temporada en el que se

desarrollaron las valoraciones. En la anamnesis se incluyó la revisión del cuestionario de maduración sexual (Anexos 3 y 4).

2. Mediciones antropométricas

Se realizaron las mediciones de peso (en Kg) y talla (en cm) de cada sujeto, siguiendo las directrices de toma de medidas de Grupo Español de Cineantropometría (GREC)¹¹⁵.

Tomando en cuenta las recomendaciones del fabricante del dinamómetro isocinético, se descartaron aquellos sujetos que presentaban una talla menor de 145 cm por no poder garantizar su seguridad y la correcta realización de las valoraciones de fuerza y situar correctamente las fijaciones del aparato isocinético¹¹⁴.

3. Calentamiento y acondicionamiento de los sujetos

El calentamiento cardiovascular consistió en la realización de 5 – 10 minutos de ejercicio en un cicloergómetro sin superar una cadencia de 60 – 70 revoluciones por minuto.

Tras el calentamiento cardiovascular se realizó uno específico, con posterior estiramiento, de los grupos musculares implicados en la valoración isocinética, es decir, los músculos flexores y los extensores de tronco y de la cadera y los músculos rotadores externos e internos de hombro.

3.3.2. Protocolos de la valoración de fuerza con dinamómetro isocinético

Previo a la valoración, se realizó, con una frecuencia mensual¹¹⁴, una calibración del dinamómetro isocinético siguiendo las especificaciones descritas por el fabricante, además de las calibraciones automáticas que realiza el propio sistema al encenderse.

Se explicó a los pacientes los pasos a seguir durante el desarrollo de la prueba y se les indicó que podían detener en cualquier momento el ejercicio si

notaban dolor o molestia en los grupos musculares evaluados o en las articulaciones implicadas en el movimiento.

Así mismo, al finalizar las pruebas isocinéticas se les preguntó a los pacientes por la percepción general de la realización del ejercicio o si durante el mismo sintieron molestias o dolores musculares o articulares.

3.3.2.1. Protocolo de la valoración isocinética del tronco

El protocolo para la valoración isocinética del tronco se realizó en 2 fases que corresponden con las 2 posiciones del sillón adaptador para el tronco, comenzando siempre por la posición de “tumbado o *semi – standing*” y concluyendo con la posición de “sentado o *seated – compressed*”.

- *Posición “tumbado o semi – standing”:*

Se establecieron 90° de rango de movimiento, fijando el límite posterior en 100° y el límite anterior en 10°, todo ello respecto de la posición horizontal (0°). Tras la colocación y estabilización del sujeto en el sillón mediante las correas almohadilladas del tórax, pelvis y fémur, se alineó su espina ilíaca antero – superior (EIAS) con el eje del dinamómetro.

Con el fin de efectuar un calentamiento específico de grupos musculares y para la familiarización del sujeto con las características propias de la prueba, se realizó un protocolo que llamamos “Protocolo calentamiento tronco” que presenta las siguientes características:

- 2 series de flexo – extensiones de tronco en modalidad isocinética concéntrica, la primera a 120°/s con 5 repeticiones y la segunda a 90°/s con 10 repeticiones.
- Descanso de 10 segundos entre las series.

Durante este “protocolo calentamiento” se solicitó a los pacientes que realizasen el movimiento completo, llegando correctamente hasta los límites establecidos y se les instó a que, partiendo de esfuerzos submáximos,

aumentasen progresivamente la fuerza con la que realizaban el movimiento de manera que al final de la segunda serie lo efectuaran con su fuerza máxima.

A continuación, tras un descanso de 5 minutos, se realizó el protocolo propio del estudio que posee las siguientes características (figura 19):

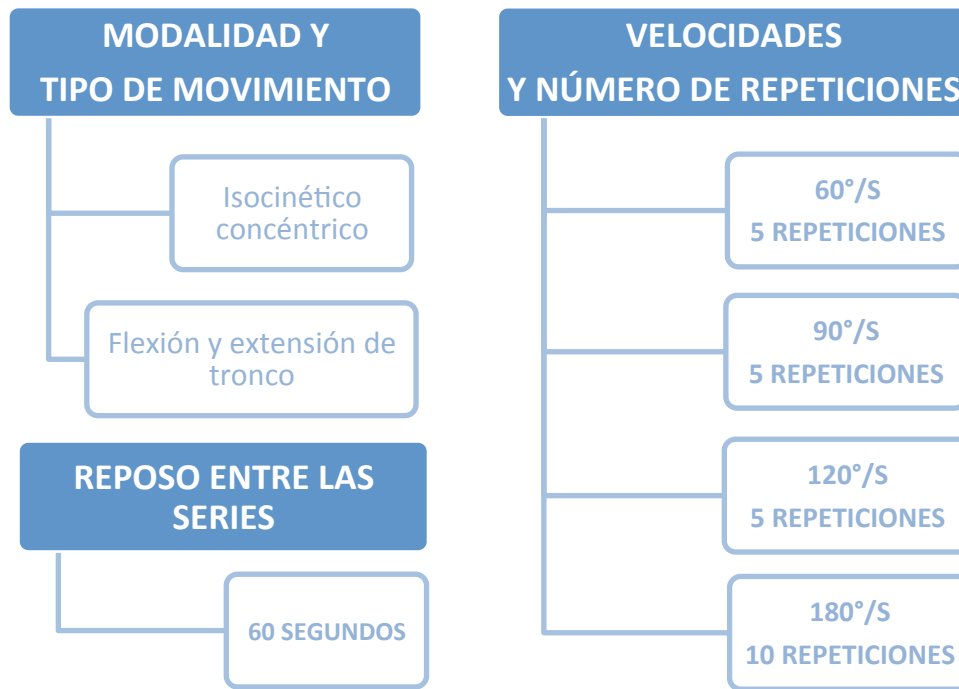


Figura 19. Protocolo de valoración isocinética del tronco

- El movimiento isocinético, de flexión y extensión del tronco, se realiza en modalidad concéntrica.
- Corrección del efecto de la gravedad en el tronco.
- Velocidades angulares / repeticiones en cada velocidad: 60°/s (5 repeticiones); 90°/s (5 repeticiones); 120°/s (5 repeticiones) y 180°/s (10 repeticiones).
- Descanso de 60 segundos entre las series.

- *Posición “sentado o seated - compressed”:*

Se varió la posición del asiento y se acomodó la almohadilla lumbar correspondiente a esta posición del sillón (figura 20).



Figura 20. Posición “Sentado o seated – compressed”

Se establecieron los mismos límites y rango de movimiento que en la posición previa, para poder elaborar posteriormente comparaciones o diferenciaciones entre los distintos grupos musculares que se valoran en las dos posiciones del sillón adaptador de tronco. Así pues el rango de movimiento se estableció en 90°, fijando el límite posterior en 100° y el límite anterior en 10°, todo ello respecto de la posición horizontal (0°). Se volvió a colocar y estabilizar al sujeto en el sillón mediante las correas almohadilladas del tórax, pelvis y

fémur, se sujetaron las piernas con el accesorio correspondiente. Se alineó su espina ilíaca antero – superior (EIAS) con el eje del dinamómetro.

A continuación se realizó el protocolo del ejercicio con las mismas características que en la posición de “tumbado”, es decir:

- Movimiento isocinético de flexión y extensión de tronco en modalidad concéntrica.
- Corrección del efecto de la gravedad en el tronco.
- Velocidades angulares / repeticiones en cada velocidad: 60°/s (5 repeticiones); 90°/s (5 repeticiones); 120°/s (5 repeticiones) y 180°/s (10 repeticiones).
- Descanso de 60 segundos entre las series.

Durante toda la prueba, tanto en posición “tumbado” como “sentado”, se animó al paciente para que realizase un esfuerzo máximo, llegando a los límites de movimiento establecidos. No hubo retroalimentación visual.

3.3.2.2. Protocolo de la valoración isocinética del hombro

Para la realización de la valoración isocinética de los grupos musculares que se encargan de la rotación interna y externa del hombro se realizaron los siguientes pasos:

- Colocación de la silla y sujeto: Silla a 90°, respaldo a 90°; sujeto sentado y estabilizado mediante correas almohadilladas en tórax y pelvis.
- Orientación del eje del dinamómetro: en rotación de 30° e inclinación de 50° respecto al plano horizontal.
- Colocación del adaptador de hombro, alineación del miembro superior al eje del dinamómetro (figura 21):
 - El hombro del paciente se sitúa en flexión de 30° y abducción de 45°.

- El codo se sitúa en flexión de 90° y antebrazo se adapta al accesorio del hombro con un correcto agarre de la mano a la empuñadura.
- El eje del dinamómetro es coincidente con el eje longitudinal del brazo.



Figura 21. Posición del dinamómetro y del paciente en la valoración isocinética del hombro

- Establecimiento de rango de movimiento y límites:
 - El rango completo de movimiento se estableció en 90°, con 45° de rotación interna y 45° de rotación externa tomando como referencia la posición anatómica (0°).

Para que el sujeto se familiarice con esta posición para la ejecución de la prueba y con el fin de realizar un calentamiento específico de los músculos rotadores del hombro, se efectuó un protocolo que llamamos “Protocolo calentamiento hombro” con las siguientes características:

- 2 series de rotación interna – rotación externa de hombro en modalidad isocinética concéntrica, la primera de ellas a velocidad

de 120°/s con 5 repeticiones y la segunda a velocidad de 90°/s con 5 repeticiones.

- Descanso de 10 segundos entre las series.

Durante este “protocolo calentamiento” se solicitó a los pacientes que realizaran el movimiento completo, llegando correctamente hasta los límites definidos en el rango de movimiento y se les instó a que, partiendo de esfuerzos submáximos, aumentasen progresivamente la fuerza con la que realizaban el movimiento de manera que al final de la segunda serie lo efectuaran con su fuerza máxima.

El protocolo isocinético del hombro utilizado para el estudio fue el siguiente (figura 22):

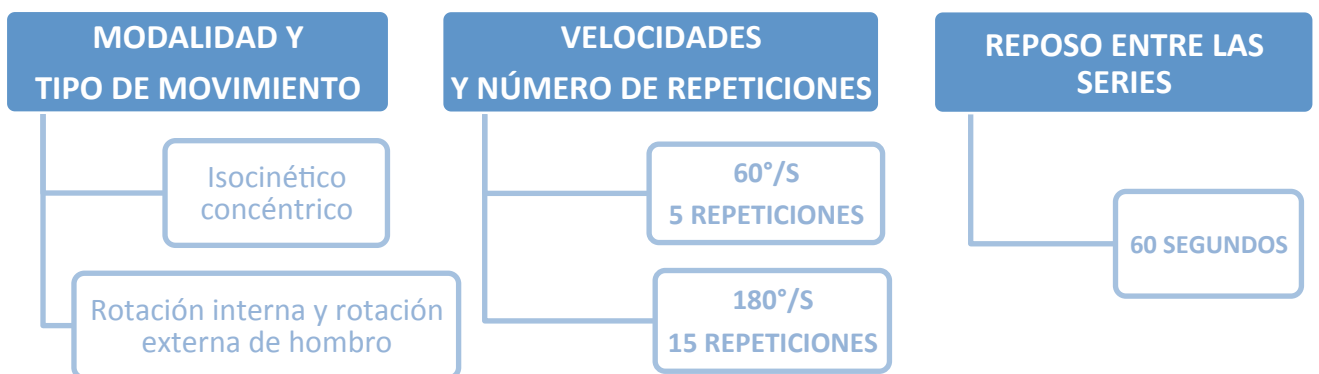


Figura 22. Protocolo de la valoración isocinética del hombro

- El movimiento isocinético, de rotación externa y rotación interna de hombro, se realiza en modalidad concéntrica.
- Corrección del efecto de la gravedad mediante el peso del miembro superior.
- Velocidades angulares / repeticiones en cada velocidad: 60°/s (5 repeticiones) y 180°/s (15 repeticiones).
- Descanso de 60 segundos entre las series.

Primero se valoró el hombro del miembro superior dominante y en segundo lugar el hombro no dominante.

Durante toda la prueba se animó para que realizase un esfuerzo máximo, llegando a los límites de movimiento establecidos. No hubo retroalimentación visual.

3.4. VARIABLES A ANALIZAR

3.4.1. Variables controladas

Las variables controladas que se analizan en el estudio son las siguientes:

- **Sexo:** hombre, mujer.
- **Edad:** desde 11 a 18 años. A pesar de ser variables cuantitativas continuas en este estudio se han considerado como variables discretas a la hora de realizar el análisis estadístico, de manera que se consideran por separado 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17 y 18 años.
- **Índice de masa corporal (IMC)**¹¹⁶. Se trata de una medida de asociación entre el peso y la talla del individuo que se calcula mediante la fórmula:
$$\text{IMC} = \frac{\text{peso (Kg)}}{\text{talla}^2(\text{m}^2)}.$$
- **Modalidad deportiva:** las tres modalidades de deportes acuáticos que se han valorado en este estudio son la natación, el waterpolo y la natación sincronizada.
- **Lateralidad:** la lateralidad manual, diestro o zurdo, se evaluó preguntando al paciente la preferencia de uso de una mano u otra para realizar tareas comunes como escribir o golpear y gestos deportivos como lanzamientos¹¹⁷.
- **Estadios de maduración sexual:** los estadios de maduración sexual utilizada en este estudio es la propuesta por Tanner en 1962 que divide las transformaciones puberales en cinco etapas sucesivas que van de niño a adulto. En ellas define características sexuales externas secundarias,

como es el tamaño de las mamas, genitales y el desarrollo del vello púbico^{32, 33}.

- P1, P2, P3, P4 y P5 hacen referencia al desarrollo del vello púbico y se valoran en ambos sexos, donde P1 se considera cuando no hay vello o se trata de un vello infantil y P5 un desarrollo de vello adulto tanto en la región del pubis como en la cara interna de los muslos.
- G1, G2, G3, G4 y G5 hacen referencia al desarrollo del tamaño y forma del pene, testículos y escroto, donde G1 mantiene un desarrollo similar a los genitales infantiles y G5 aparecen genitales de tipo y tamaño adulto.
- M1, M2, M3, M4 y M5 hacen referencia al desarrollo de las mamas en la mujer, donde M1 se considera un pecho infantil y M5 un desarrollo mamario completo.

El desarrollo del vello púbico es similar en ambos sexos^{2, 118, 119}, sin embargo, los otros caracteres secundarios llevan unos recorridos muy diferentes, pues en los hombres el desarrollo de los genitales se produce de manera abrupta con un “estirón puberal” y el desarrollo mamario en las mujeres lo hace de una manera más lenta y paulatina. Por este motivo, y dado que nuestra muestra está compuesta por sujetos de ambos sexos, hemos decidido realizar la inferencia estadística utilizando exclusivamente el vello púbico, común a los dos géneros.

3.4.2. Variables isocinéticas

Son múltiples las variables isocinéticas que podemos analizar en el dinamómetro Biodex System 3 PRO, pero debido a la complejidad del estudio, ya que cada variable isocinética debe ser analizada en cada movimiento (flexión – extensión de tronco o rotación interna – externa de hombro), velocidad, posición del sujeto y, en el caso del hombro en miembro dominante y no dominante, además de tener en cuenta la modalidad deportiva, el sexo y la edad de los pacientes, se han escogido para esta investigación aquellas variables más

destacadas expuestas en la literatura.

Los parámetros del análisis isocinético que se van a estudiar en este trabajo son los siguientes^C:

- **Pico del momento máximo de fuerza (Peak torque)**

Es el valor más alto del momento máximo de fuerza registrado durante una prueba, es decir, se trata del punto más elevado del momento máximo de fuerza. Representa la máxima fuerza que un grupo muscular puede desarrollar a una determinada velocidad angular. Se expresa en Newton/metro (Nm).

El *pico del momento máximo de fuerza* se traduce al inglés como *peak torque*, término que está ampliamente extendido en la literatura, tanto anglosajona como hispanohablante, motivo por el cual vamos a utilizarlo de manera indistinta en el texto y en las tablas o gráficas incluidas en los resultados.

- **Pico del momento máximo de fuerza/peso corporal o *peak torque*/peso (PT/peso)**

El pico del momento máximo de fuerza/peso corporal o *peak torque*/peso (PT/peso) es una relación que se establece entre el pico del momento máximo de fuerza que obtiene el sujeto en un instante concreto del movimiento isocinético entre su peso corporal. Posee las mismas características de validez, fiabilidad y variabilidad que el *peak torque*. Al ser una relación se expresa en porcentaje (%).

Esta variable la utilizamos en este estudio porque nos posibilita la comparación de los valores de fuerza obtenidos por sujetos que guardan muchas diferencias en su tamaño corporal.

- **Tiempo del momento máximo de fuerza (TMMF)**

^C La descripción detallada de las variables isocinéticas se encuentra en el capítulo de introducción

El *tiempo del momento máximo de fuera (TMMF)* es el tiempo transcurrido desde el inicio del movimiento hasta que se alcanza el PT o pico del MMF y se expresa en milisegundos (ms).

Se trata de un buen indicador de la fuerza explosiva y, por tanto, de rendimiento en ese determinado movimiento.

- **Trabajo total**

El trabajo total es el producto del momento de fuerza por el desplazamiento angular, que se corresponde en la gráfica como el área de debajo de la curva a lo largo del eje horizontal. El *trabajo máximo* será aquel que encontremos en la mejor repetición de la valoración.

Es el mejor indicador de capacidad funcional de una articulación y se expresa en Julios (J).

- **Potencia media**

La *potencia media* se elabora al dividir el trabajo total por el tiempo empleado en la ejecución de la prueba. Se expresa en vatios (W)

- **Relación agonista – antagonista**

La relación agonista – antagonista es un porcentaje que expresa el cociente entre los momentos máximos de fuerza de los grupos musculares valorados en la prueba, considerado agonista al grupo más débil del par y antagonista al grupo más fuerte. Al ser una relación se expresa en %.

3.4.3. Limitaciones al estudio

- Para siguientes estudios podría ser interesante utilizar un grupo control que nos permitiera comparar los resultados obtenidos con una población adolescente que no practique deporte de alto nivel.
- Podríamos considerar llevar a cabo un estudio longitudinal con nuestra población de deportistas, que nos permita analizar, a lo largo del tiempo, el efecto del entrenamiento intenso de los grupos de tecnificación.
- A pesar de haber escogido las pruebas que se realizaron durante un extenso periodo de tiempo, las características tan específicas de nuestra población de niños tecnificados en una determinada modalidad deportiva, hacen que la muestra sea reducida.
- No disponemos de datos de los resultados en las competiciones nacionales e internacionales de los deportistas que conforman nuestra muestra, que nos podrían ayudar a conocer si mejores valores de fuerza se relacionan con mejores marcas competitivas.

3.4.4. Consideraciones éticas

El estudio se ha regido por los principios éticos para investigaciones médicas en humanos contenidos en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial¹²⁰.

Además se han mantenido los niveles más altos de conducta profesional y confidencialidad y siguiendo los requerimientos de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal¹²¹. La intimidad de los sujetos está garantizada y sólo personas autorizadas han tenido acceso a detalles personales que pudieran identificar al paciente, si los procesos de verificación de los datos así lo han requerido.

3.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó un análisis descriptivo de las variables iniciales para conocer las características generales de las poblaciones del estudio.

Las variables cualitativas o categóricas se expresaron mediante recuentos o porcentajes de las distintas categorías. La relación entre estas variables cualitativas se estudió mediante tablas de contingencia que se analizaron por medio de la prueba exacta de Fisher para tablas 2×2, con la prueba de corrección de continuidad de Yates en el caso de que algún valor esperado fuera menor de 5. Para el resto de tablas de contingencia se empleó la prueba de la χ^2 de Pearson.

Para las variables cuantitativas se utilizaron estadísticos de tendencia central como la media o la mediana y la desviación típica o el máximo y el mínimo (valores extremos) como medidas de dispersión. El estudio de la normalidad de las distribuciones se realizó con el test de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors.

La relación entre las distintas variables se estudió mediante el Coeficiente de Correlación de Pearson (variables con distribución normal) o de Spearman (variables con distribución no normal).

En el caso de variables con distribución normal las medias se compararon mediante la Prueba de la t de Student o mediante Análisis de la Varianza (ANOVA) de un factor y el Test de Tukey para las comparaciones por parejas.

Para las variables sin distribución normal, la comparación de las distribuciones se realizó mediante Análisis de la Varianza Bidimensional de Friedman para muestras relacionadas (más de dos muestras independientes), la Prueba de los Rangos con Signo de Wilcoxon para muestras relacionadas (2 muestras) o mediante el Test de Kruskal-Wallis para muestras independientes.

El comportamiento del *peak torque* y la potencia media tanto en tronco como en hombro y la influencia de la edad, sexo, desarrollo, modalidad y

dominancia (esta última variable sólo en hombro), se estudió mediante Modelos Lineales Generalizados. El nivel de significación estadística del modelo multivariante se estudió mediante la Traza de Pillai. El nivel de esfericidad de la matriz de varianzas-covarianzas se analizó mediante la prueba W de Mauchly. Esta prueba permite comprobar uno de los supuestos del modelo que es la homogeneidad o igualdad de las varianzas de las medidas repetidas para estimar el efecto de cada medida dentro de los sujetos. En los casos en los que no se pudo confirmar la esfericidad el efecto dentro de los sujetos se estimó mediante la Prueba de Greenhouse-Geisser. En este modelo, los efectos de cada medida entre sujetos, se estimaron mediante una prueba F. Las comparaciones de medias por parejas se realizaron mediante la prueba de Tukey.

Todas las comparaciones estadísticas fueron bilaterales, considerándose un valor de $p < 0,05$ como estadísticamente significativo.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Características sociodemográficas de la muestra

El conjunto global de nuestra población está compuesto por 298 deportistas, 166 mujeres y 132 hombres, que podemos distribuir en tres grandes grupos según la modalidad deportiva practicada (figura 23): 65 deportistas que conforman el grupo de natación sincronizada (21,8% de la muestra), 123 deportistas pertenecientes al grupo de natación (41,3%) y 110 deportistas que constituyen el conjunto de waterpolo (36,9% de la población). Los dos últimos grupos contienen población femenina y masculina, de manera que podemos establecer una subdivisión de los mismos. En natación encontramos 55 mujeres (44,7%) y 68 hombres (55,3%), mientras que el grupo de waterpolo está formado por 46 mujeres (41,8%) y 64 hombres (58,2%). El grupo de natación sincronizada está constituido exclusivamente por una población femenina.

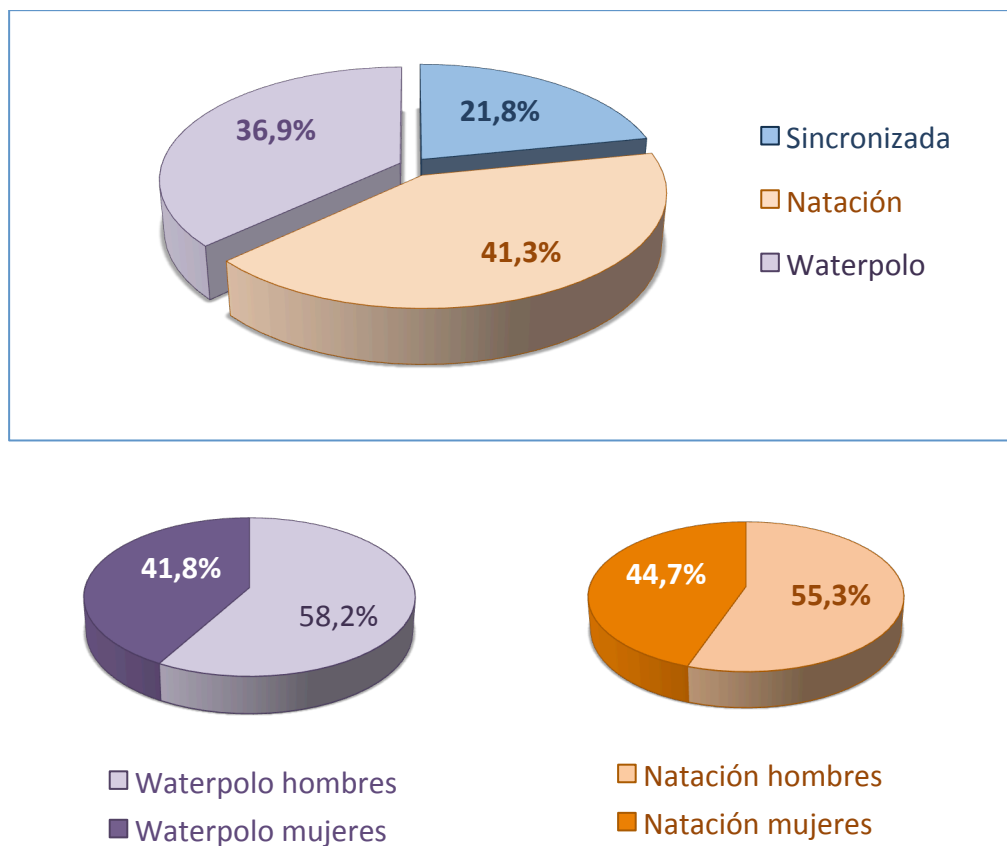


Figura 23. Distribución de la población del estudio por modalidad deportiva (natación sincronizada, waterpolo y natación) y sexo

Las medidas de tendencia central de nuestra población, al no seguir la misma una distribución normal, se expondrán con la mediana (mínimo y máximo).

La mediana de la edad de la muestra se encuentra en 15 años (11-19 años), aunque la distribución de la edad varía si diferenciamos por sexo, ya que la mediana de las mujeres se sitúa en los 14 años (11 – 18 años) y la de los hombres en 15 años (11 – 19 años), con un nivel de significación $p=0,05$.

Cuando analizamos la edad en relación con los tres grupos de deportistas que componen nuestra muestra, observamos que su distribución presenta variaciones estadísticamente significativas ($p<0,001$) dependiendo de la modalidad deportiva practicada (tabla IV).

Tabla IV. Relación de la edad de la muestra con las modalidades deportivas practicadas

MODALIDAD	EDAD	
	MEDIANA	MIN-MAX
SINCRONIZADA	15	12-15
NATACIÓN	14	11-19
WATERPOLO	15	12-17
P<0,001; Prueba de Kruskal-Wallis		

Los valores de las medianas de las variables controladas de peso y talla de nuestra población se reflejan en la tabla V:

Tabla V. Valores de tendencia central para peso y talla en la población del estudio

	HOMBRES		MUJERES	
	MEDIANA	MIN-MAX	MEDIANA	MIN-MAX
TALLA (cm)	177,2	149-193	163	146,4-180,8
PESO (Kg)	67,7	44-100	53	33-82

Si atendemos a la lateralidad, comprobamos que el 89,9% de nuestra población es diestra (55,6% mujeres y 44,4% hombres), y tan sólo el 10,1% presentaba una dominancia zurda (56,7% mujeres y 43,3% hombres).

Al analizar distribución de la dominancia en cada una de las modalidades deportivas (figura 24), encontramos que de todos los diestros, el 22,4% pertenecían al grupo de natación sincronizada, el 41,4% al de natación y el 36,2% a waterpolo. La población de zurdos tiene una distribución algo diferente pues el mayor porcentaje de ellos pertenecía al grupo de waterpolo (43,3%), un 40% al grupo de natación y tan sólo el 16% estaba incluido en el grupo de natación sincronizada.

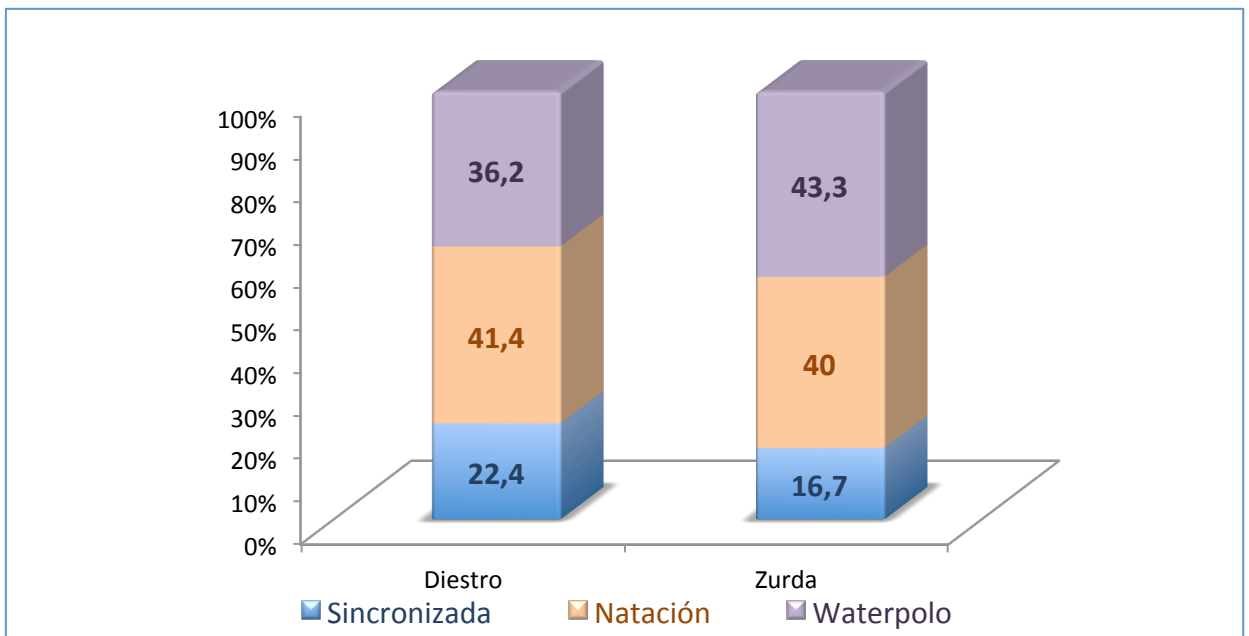


Figura 24. Distribución de la dominancia (zurdos y diestros) en las modalidades deportivas de la población del estudio

4.2. Características del desarrollo madurativo de la muestra

Cuando se trabaja con niños y adolescentes es importante tener en cuenta que el rendimiento deportivo puede estar afectado por el crecimiento y la maduración.

Se puede valorar el grado de crecimiento de los sujetos con varios procedimientos, pero en este estudio hemos utilizado la escala de valoración de los caracteres secundarios descrita por Tanner^D, mediante la autopercepción por el deportista. Esta escala divide los cambios puberales en cinco etapas en las que tienen en cuenta caracteres sexuales secundarios, como es el tamaño de las mamas en la mujer, el tamaño y la forma de los genitales en el hombre y el desarrollo del vello púbico en ambos sexos.

Si hacemos una distribución de las frecuencias de los estadios de Tanner, en nuestra población masculina (figura 25) observamos que la mayoría de los chicos refieren estar en un estadio 4, tanto si tenemos en cuenta el desarrollo genital como el del vello púbico.

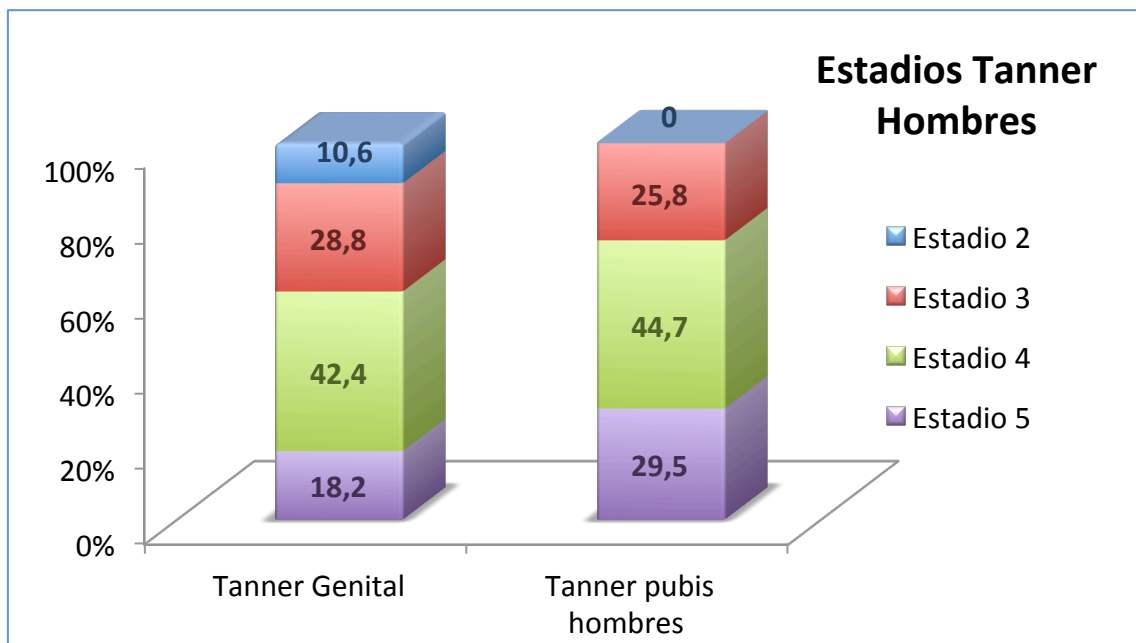


Figura 25. Distribución de frecuencias de los estadios madurativos de caracteres secundarios de Tanner en los hombres de nuestra muestra. Columna izquierda: desarrollo de los genitales. Columna derecha: desarrollo del vello púbico

^D La descripción de los estadios de valoración de la maduración de caracteres sexuales secundarios según Tanner está desarrollada en la tabla I de la página 23

En la población femenina de la muestra ocurre una circunstancia similar (figura 26), pues si realizamos una distribución de la frecuencia de los estadios de Tanner comprobamos que la mayoría de las chicas refieren encontrarse en un estadio 4, tanto en el desarrollo mamario como en el del vello púbico.

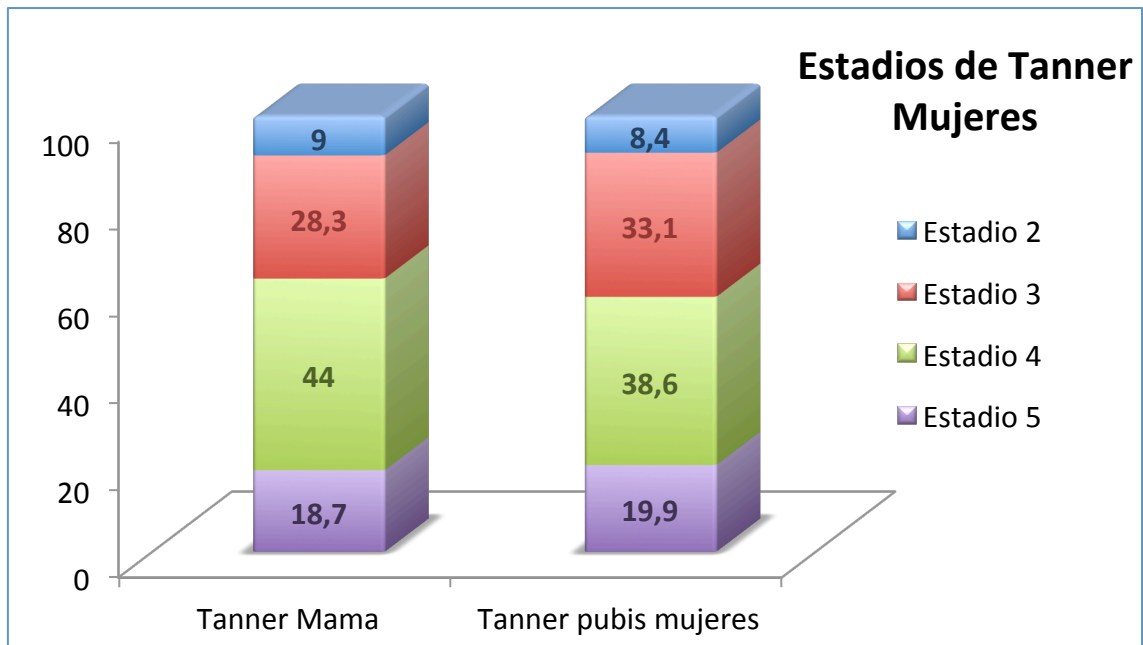


Figura 26. Distribución de frecuencias de los estadios madurativos de caracteres secundarios de Tanner en las mujeres de nuestra muestra. Columna izquierda: desarrollo de las mamas. Columna derecha: desarrollo del vello púbico

En global, el 43,3% de la muestra se encontraba en un estadio 4 de genitales (G4) o desarrollo mamario (M4) y el 41,3% de la muestra se encuentra en un estadio P4 de desarrollo del vello púbico.

El estadio 4 de los genitales (G4) se corresponde con un aumento del tamaño del pene con crecimiento del diámetro y desarrollo del glande, acompañado de un crecimiento de los testículos y escroto, y aumento de la pigmentación de la piel. En el estadio 4 del desarrollo mamario (M4), la areola y el pezón se distinguen como una segunda elevación, por encima del contorno de la mama. En el estadio 4 del vello púbico (P4) encontramos un vello pubiano tipo adulto, pero sin la típica distribución del mismo.

Cuando realizamos la distribución de los estadios de Tanner en las tres modalidades deportivas que componen nuestra población observamos que la mayor proporción de deportistas que se encuentran en estadio 3 del desarrollo de vello púbico (P3) está integrado en la modalidad de natación y, sin embargo, en waterpolo la mayoría de la población refiere encontrarse en un estadio 4 (P4) (figura 27).

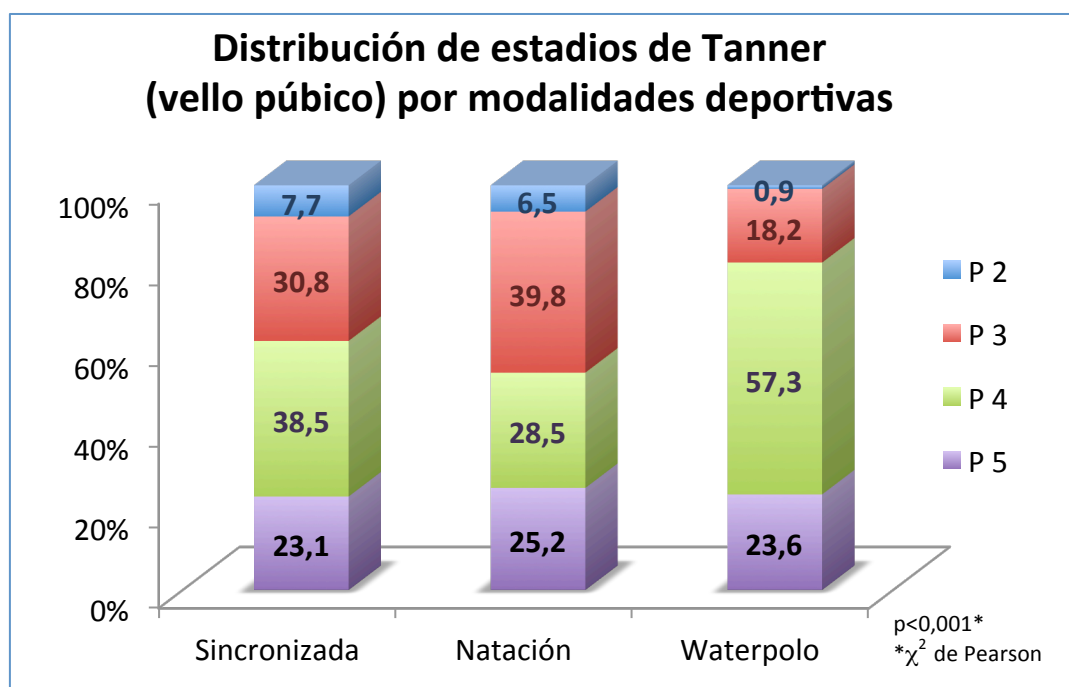


Figura 27. Distribución de los estadios de Tanner del desarrollo del vello púbico en las tres modalidades deportivas de la población (P: estadio madurativo de vello púbico; p: significación estadística)

En cuanto al desarrollo de los genitales (en los hombres) y de las mamas (en las mujeres) podemos observar que en las tres modalidades deportivas, el mayor número de deportistas referían encontrarse en un estadio 4 (figura 28).

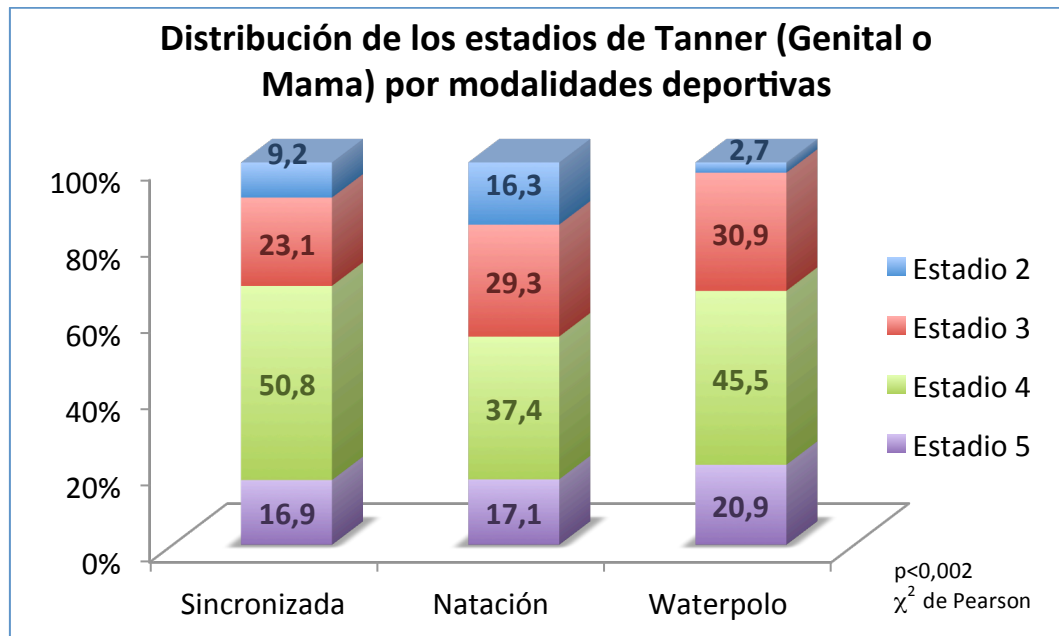


Figura 28. Distribución de los estadios de Tanner del desarrollo de los genitales y mamas en las tres modalidades deportivas de la población (p: significación estadística)

4.3. Relación de los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico con el Índice de Masa Corporal (IMC), el sexo y la modalidad deportiva

Si tenemos en cuenta que el IMC se calcula a través de las medidas del peso y talla de los sujetos, es lógico pensar que conforme se va produciendo el crecimiento del individuo, también se irá incrementando el IMC.

Por eso no nos extraña encontrar en nuestra población, valores de la mediana del IMC ascendentes en relación con los estadios de Tanner para el desarrollo del vello púbico (tabla VI).

Tabla VI. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y el Índice de masa corporal de nuestra población

ESTADIOS TANNER PUBIS		
	IMC	
	MEDIANA	MIN-MAX
Estadio 2	16,4	14,7-29,7
Estadio 3	19,6	15,3-32,8
Estadio 4	20,7	14,6-31,6
Estadio 5	21,4	17,6-27,7
P<0,001; Prueba de Kruskal-Wallis		

El índice de masa corporal tiene una distribución diferente dependiendo del sexo (tabla VII). En las mujeres de nuestra población, observamos que la mediana del IMC se encuentra en 19,7 (14,6-29,7) y en los hombres está situada en 21 (17,1-32,8) siendo estas diferencias estadísticamente significativas $p < 0,001$.

Tabla VII. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y el Índice de masa corporal de nuestra población, distribuido por sexo

	IMC			
	HOMBRES		MUJERES	
	MEDIANA	MIN-MAX	MEDIANA	MIN-MAX
Estadio P2	0	0	16,1	15,3-27,7
Estadio P3	19,8	19,8-28,5	19,5	15,8-25,5
Estadio P4	21,4	19-26,5	20,7	15,5-24
Estadio P5	22,2	20,1-24,1	20,2	19,5-23,5
P<0,001; Prueba de Kruskal-Wallis				

Cuando relacionamos el IMC con las diferentes modalidades deportivas de nuestra población (tabla VIII), también encontramos diferencias en las medianas (nivel de significación $p < 0,001$), observando que la mediana del IMC más baja se localiza en la modalidad de natación sincronizada y la más elevada en waterpolo.

Tabla VIII. Distribución de las medianas del IMC por sexo y por modalidad deportiva

		IMC	
		MEDIANA	MIN-MAX
SEXO	HOMBRE	21	17,1-32,8
	MUJER	19,7	14,6-29,7
P<0,001; Prueba U de Mann-Whitney			
MODALIDAD DEPORTIVA	SINCRONIZADA	18,6	14,6-24,1
	NATACIÓN	20,2	15,3-32,8
	WATERPOLO	21,7	16,5-31,6
P<0,001; Prueba de Kruskal-Wallis			

4.4. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo del vello púbico, la edad cronológica y el IMC

Como ya hemos descrito previamente, los estadios de Tanner para el desarrollo de los caracteres sexuales secundarios están agrupados en tres categorías: el desarrollo de los genitales en los hombres, de las mamas en las mujeres y el desarrollo del vello púbico en ambos sexos. Dichas categorías no son intercambiables. Además, también hemos explicado que el desarrollo del vello púbico es similar en ambos sexos^{2, 118, 119}. Como nuestra población está constituida por hombres y mujeres, hemos decidido unificar las relaciones que vayamos a analizar entre las variables controladas como edad cronológica o índice de masa corporal y los estadios de Tanner del desarrollo del vello púbico.

Cuando relacionamos la edad cronológica y los estadios de Tanner para el desarrollo del vello púbico en nuestra población, comprobamos que, aunque hay individuos de varias edades distribuidos en cada uno de ellos, la mediana de la edad lleva un orden ascendente muy parejo al de los estadios (tabla IX).

Tabla IX. Relación entre los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico y la edad cronológica de nuestra población

ESTADIOS TANNER PUBIS		
EDAD CRONOLÓGICA		
	MEDIANA	MIN-MAX
Estadio P2	12	11-15
Estadio P3	13	11-16
Estadio P4	15	11-17
Estadio P5	17	13-19
P<0,001; Prueba de Kruskal-Wallis		

4.5. Variables de fuerza isocinético en el tronco

El análisis de las variables de fuerza del tronco fue realizada mediante un dinamómetro isocinético, con sillón adaptado específicamente para valorar los grupos musculares flexores y extensores. Podemos utilizar el accesorio en 2 posiciones, *sentado* y *tumbado*, de manera que somos capaces de diferenciar grupos musculares distintos que realizan cada uno de los movimientos.

4.5.1. Relación del pico del momento máximo de fuerza por peso corporal

El pico del momento máximo de fuerza/peso corporal o *peak torque*/peso (PT/peso) es una relación entre el *peak torque* y el peso del sujeto. Se expresa en porcentaje (%) y la utilizamos ya que posee las mismas características del *peak torque* y además nos permite realizar comparaciones entre los valores de fuerza que obtienen sujetos con diferente tamaño corporal.

En este análisis hemos utilizado el PT/peso obtenido en las cuatro velocidades angulares estudiadas 60°/s, 90°/s, 120°/s y 180°/s, distribuido por modalidades deportivas (natación, waterpolo y natación sincronizada) y por sexo (hombres y mujeres).

4.5.1.1. *Peak torque/peso* en hombres de modalidad de natación

En los sujetos de sexo masculino y de la modalidad de natación de nuestra muestra (figura 29), como cabía esperar, se obtiene un mayor valor en las medianas del PT/peso en los músculos extensores del tronco frente a los flexores.

También se observan valores más elevados en la posición *tumbado* respecto a *sentado*, hallando diferencias significativas en todas las velocidades con tres excepciones: por una parte en el movimiento de extensión de tronco a 90°/s y 180°/s, que a pesar de ser más altos los valores en *tumbado* las diferencias no son significativas; por otro lado, y más llamativo, encontramos valores en la flexión de tronco y posición *tumbado* menores que en *sentado* ($p=0,006$) y también menores que a 90°/s, invirtiendo así la tendencia descendente conforme aumenta la velocidad que todos los autores describen en la modalidad isocinética concéntrica.

En ambas posiciones y movimiento, con la salvedad de la última excepción descrita, los mayores valores se obtienen a velocidades bajas (60°/s).

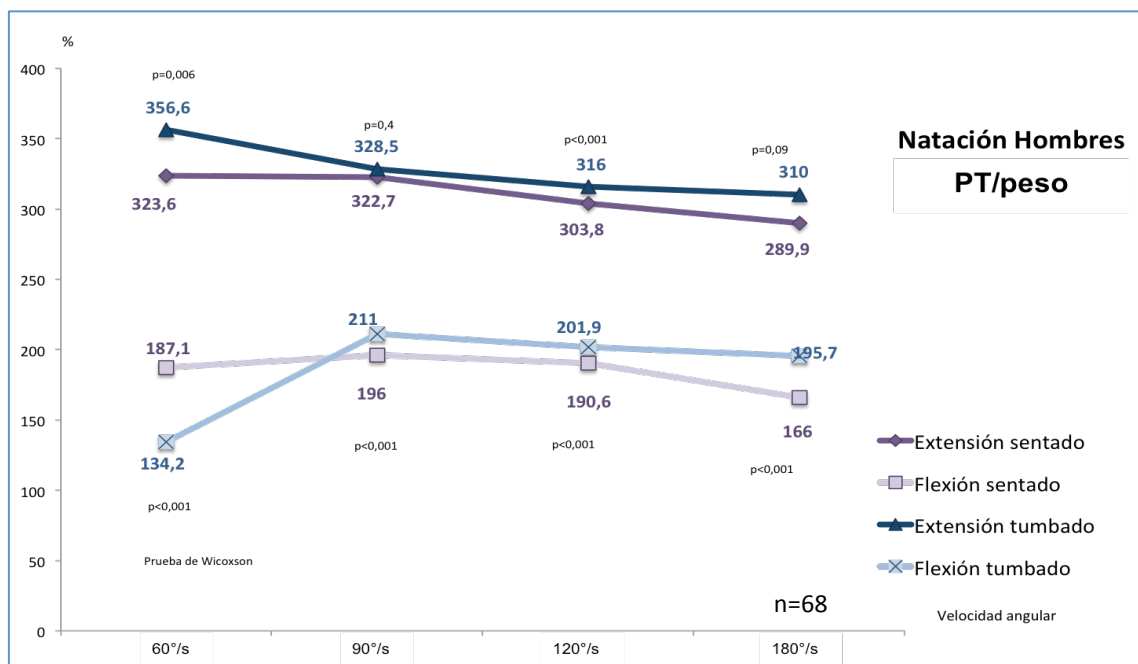


Figura 29. Figura XXX. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en morado las de la posición "sentado". (PT/peso: *peak torque/peso*; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.2. Peak torque/peso en hombres de la modalidad de waterpolo

En los sujetos de sexo masculino y de la modalidad de waterpolo de nuestra población (figura 30), observamos que en la posición *tumbado* los valores de las medianas de PT/peso mantienen una tendencia irregular, pues en vez de tomar una trayectoria claramente descendente conforme aumentamos la velocidad angular, los valores a 60°/s y 120°/s se muestran muy similares.

Cuando comparamos las dos posiciones, nos encontramos una similitud entre ambas estadísticamente significativa, con la excepción del movimiento de extensión a velocidades angulares de 90°/s y 180°/s.

En el movimiento de extensión, los valores mayores de las medianas del PT/peso se dan en la posición *tumbado* y a la velocidad angular de 120°/s, con una significación estadística de $p < 0,001$. Sin embargo, en el movimiento de flexión, encontramos los mayores valores de la mediana del PT/peso en la posición *sentado* y a velocidades angulares de 60°/s y a 120°/s.

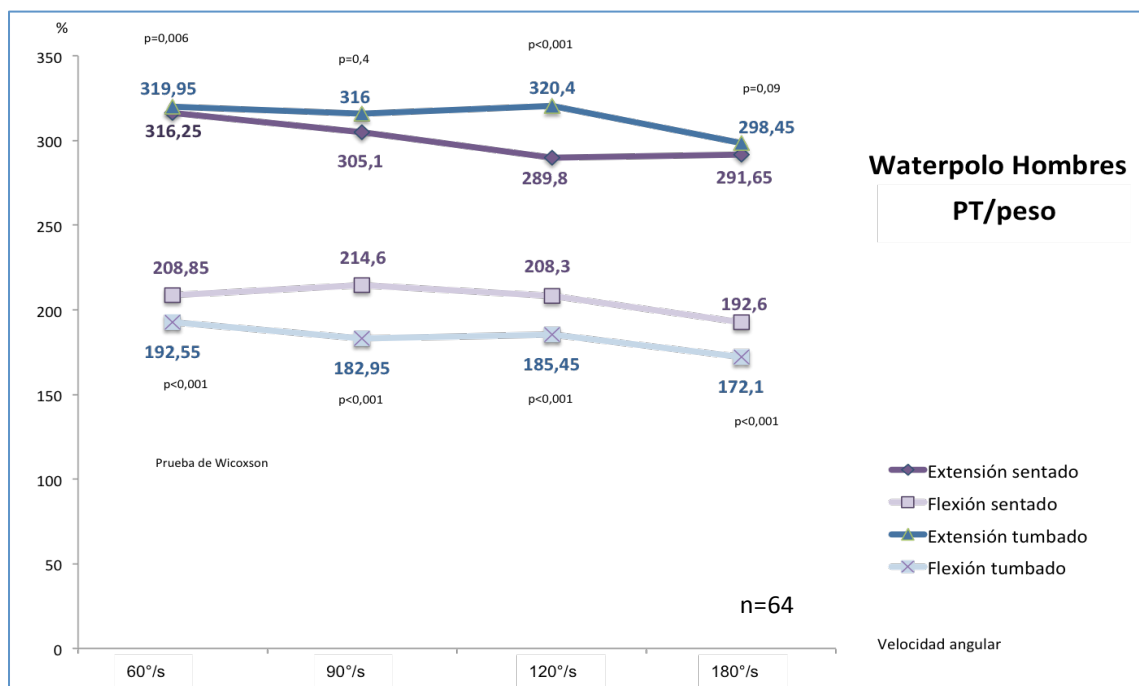


Figura 30. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en morado las de la posición "sentado". (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.3. *Peak torque/peso* en mujeres de la modalidad de natación

En los sujetos de sexo femenino y de la modalidad de natación de nuestra población (figura 31), cuando observamos las medianas del PT/peso conforme aumenta la velocidad angular, nos llama la atención, sobre todo en el movimiento de extensión del tronco, la tendencia lineal en ambas posiciones de exploración, obteniendo, por ejemplo en la posición *sentado*, unos valores muy similares en todas las velocidades (269,5 – 273,5%). Sin embargo en el movimiento de flexión del tronco la tendencia es ligeramente ascendente.

Cuando realizamos las comparaciones entre la posición *tumbado* y *sentado*, encontramos que en el movimiento de extensión del tronco existe un aumento significativo en los valores de la primera posición, con excepción de las velocidades angulares de 90°/s y 180°/s. Sin embargo, en el movimiento de flexión del tronco, los valores de las medianas de PT/peso son similares en las velocidades bajas (60°/s y 90°/s) siendo a 180°/s superiores en la posición *sentado* ($p < 0,001$).

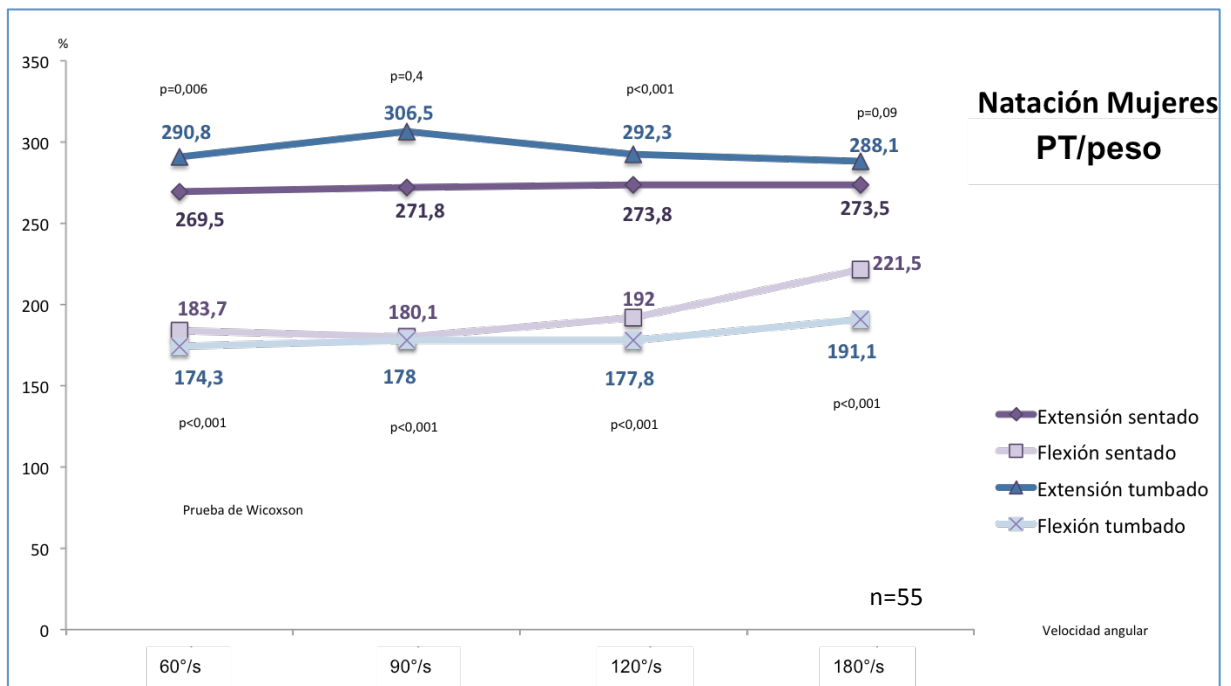


Figura 31. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de la medianas de la posición "tumbado" y en morado las de la posición "sentado". (PT/peso: *peak torque/peso*; °/s: grados/segundo; %:porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.4. *Peak torque/peso* en mujeres de la modalidad de waterpolo

En la modalidad de waterpolo, la población femenina de nuestra muestra (figura 32), obtiene unos valores de las medianas de PT/peso en el movimiento de extensión de tronco muy similares en ambas posiciones, *tumbado* y *sentado*, salvo a la velocidad angular de 120°/s en la que podemos observar un aumento estadísticamente significativo ($p < 0,001$) en la posición *tumbado*.

Sin embargo, en el movimiento de flexión del tronco, los valores mayores de las medianas de PT/peso se observan en la posición *sentado*, siendo más evidente a la velocidad angular de 180°/s ($p < 0,001$).

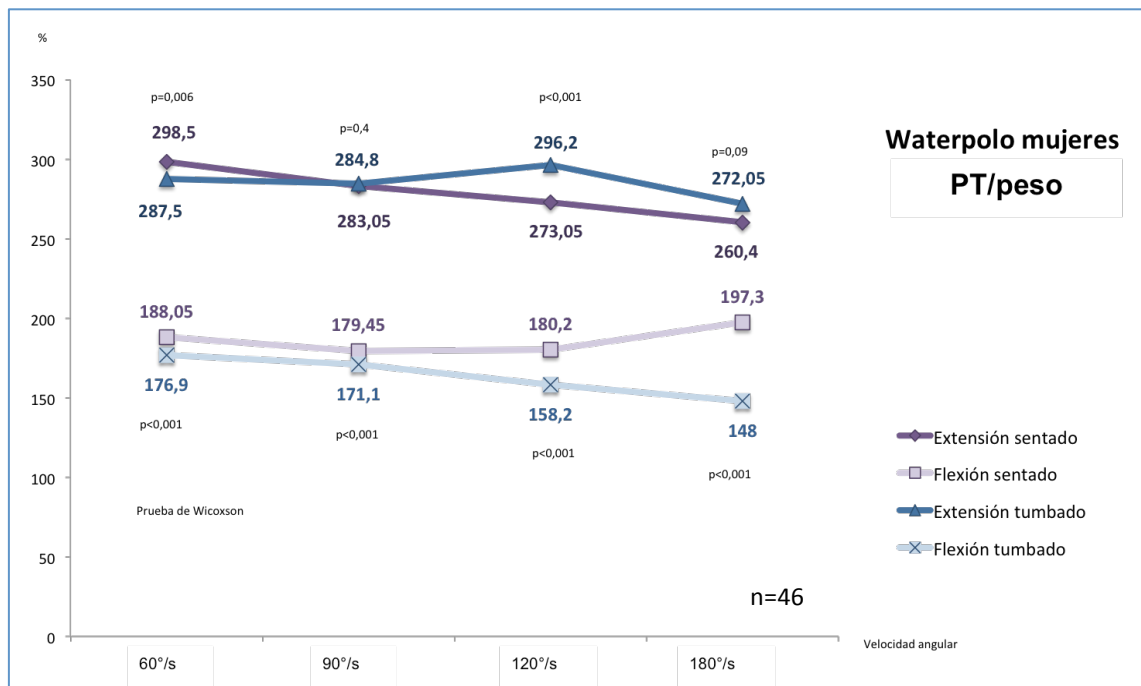


Figura 32. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en morado las de la posición "sentado". (PT/peso: *peak torque/peso*; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.5. Peak torque/peso en mujeres de la modalidad de natación sincronizada

En la modalidad de natación sincronizada (figura 33), nos llama la atención el despunte del valor de la mediana del PT/peso en el movimiento de extensión de tronco a velocidad angular de 120°/s. En el movimiento de flexión de tronco encontramos, al igual que en grupos anteriores, que los mayores valores de PT/peso se obtienen en la posición *sentado* siendo este hallazgo estadísticamente significativo ($p < 0,001$).

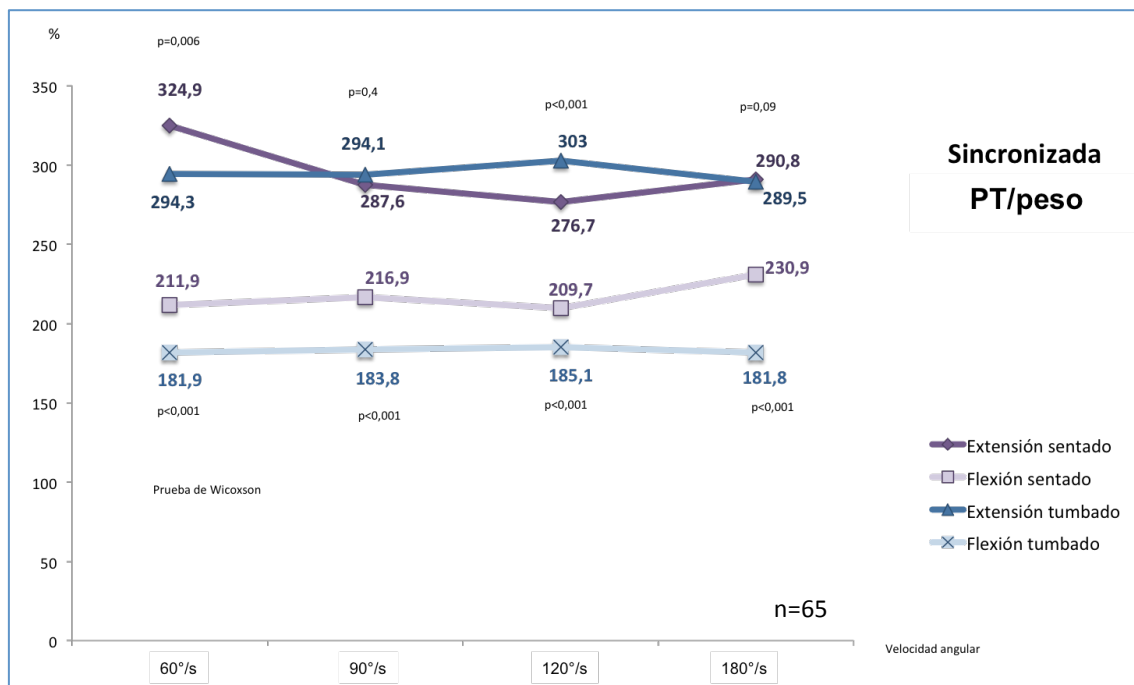


Figura 33. Valores de las medianas de la variable PT/peso en modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En azul aparecen los valores de las medianas de la posición “tumbado” y en morado las de la posición “sentado”. (PT/peso: *peak torque*/peso; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Como hemos podido observar, en las tres modalidades deportivas de la población femenina, en el movimiento de flexión de tronco, es en la velocidad de 180°/s y en la posición *sentado*, donde encontramos los valores más elevados de las medianas del PT/peso, superando a las velocidades más bajas e incluso a la posición *tumbado* que característicamente suele presentar los valores más altos.

4.5.1.6. Relación del *Peak torque*/peso con otros factores

Mediante un análisis multivariante hemos querido estudiar la posible relación entre el *peak torque*/peso (PT/peso) y diferentes factores como son la edad cronológica, el sexo, los estadios Tanner de desarrollo del vello púbico y la modalidad deportiva.

Realizamos un primer análisis relacionando la **edad cronológica** con el PT/peso (figura 34), tanto en la posición *sentado* como *tumbado*, y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del tronco, flexión y extensión.

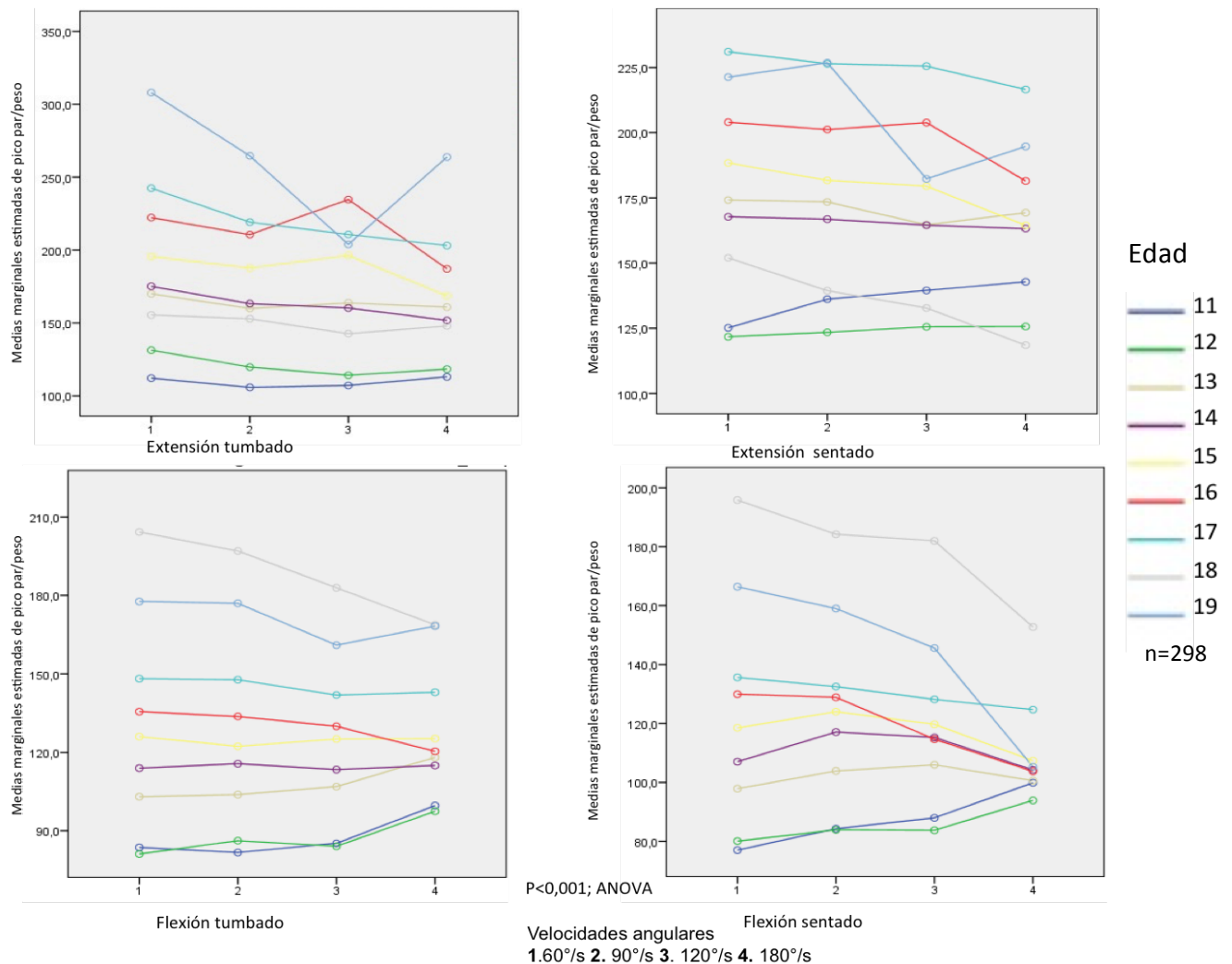


Figura 34. Comportamiento de la variable PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con la edad, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Observamos que en la posición *tumbado* y en el movimiento de extensión del tronco, hay un incremento progresivo de la medida de fuerza, de manera que podemos agrupar nuestra población en varios periodos de edad: 11 – 12 años (con medias marginales muy similares), 13 – 14 años, 15 años, 16 – 17 años y finalmente 18 – 19 años, siendo estos últimos los que obtienen valores más altos. Cabe destacar el comportamiento de PT /peso de los deportistas de 18 años en los que se observan, en el movimiento de extensión del tronco, valores muy similares a los encontrados en el rango de edad de 13-14 años. Comprobamos en estos deportistas un elevado coeficiente de variación, lo que puede significar que los esfuerzos que realizaron en la prueba fueran submáximos, quedando el momento de fuerza alterado.

En cuanto al movimiento de flexión en esta posición, observamos que los valores obtenidos entre 11 y 12 años son muy similares y mantienen una trayectoria claramente ascendente conforme aumentamos la velocidad angular, de manera que los valores más elevados de PT/peso los encontramos a velocidades altas (sobre todo 180°/s). Esta misma tendencia, aunque no tan marcada, la encontramos en los deportistas de 13 años y, aunque algo más errática en los de 14. Sin embargo con mayor edad ya observamos un comportamiento de los PT/peso más acorde con el descrito en la literatura para la modalidad concéntrica de movimiento, a saber, conforme aumenta la velocidad angular, disminuye el pico del momento máximo de fuerza. En esta posición y para el movimiento de flexión de tronco, los deportistas de 18 años son los que obtienen valores más altos de PT/peso.

En la posición *sentado*, la fuerza en el movimiento de extensión de tronco se comporta de manera similar a *tumbado*. En general los valores del PT/peso van aumentando en cada edad estudiada, con excepción de los deportistas de 11 – 12 años, que obtienen valores de PT/peso muy similares a la velocidad angular de 60°/s. Observamos un comportamiento errático en los valores hallados en los deportistas de 18 y 19 años pero no podemos descartar que se deba a una incorrecta realización de la prueba isocinética pues mostraban valores elevados de coeficiente de variación.

En esta posición y en el movimiento de flexión del tronco se repite el mismo comportamiento observado en la posición *tumbado*. Es llamativo que en los deportistas de 11 – 12 años, los valores del PT/peso a 180°/s se encuentren más elevados que en las otras velocidades, mientras que en el resto de la muestra, y como encontramos en la literatura referido a los adultos, sea en esa velocidad donde los *peak torque* tengan los menores valores.

Otra de las relaciones que analizamos fue la del PT/peso con los **estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico** (figura 35), tanto en la posición *sentado* como *tumbado* y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del tronco, flexión y extensión.

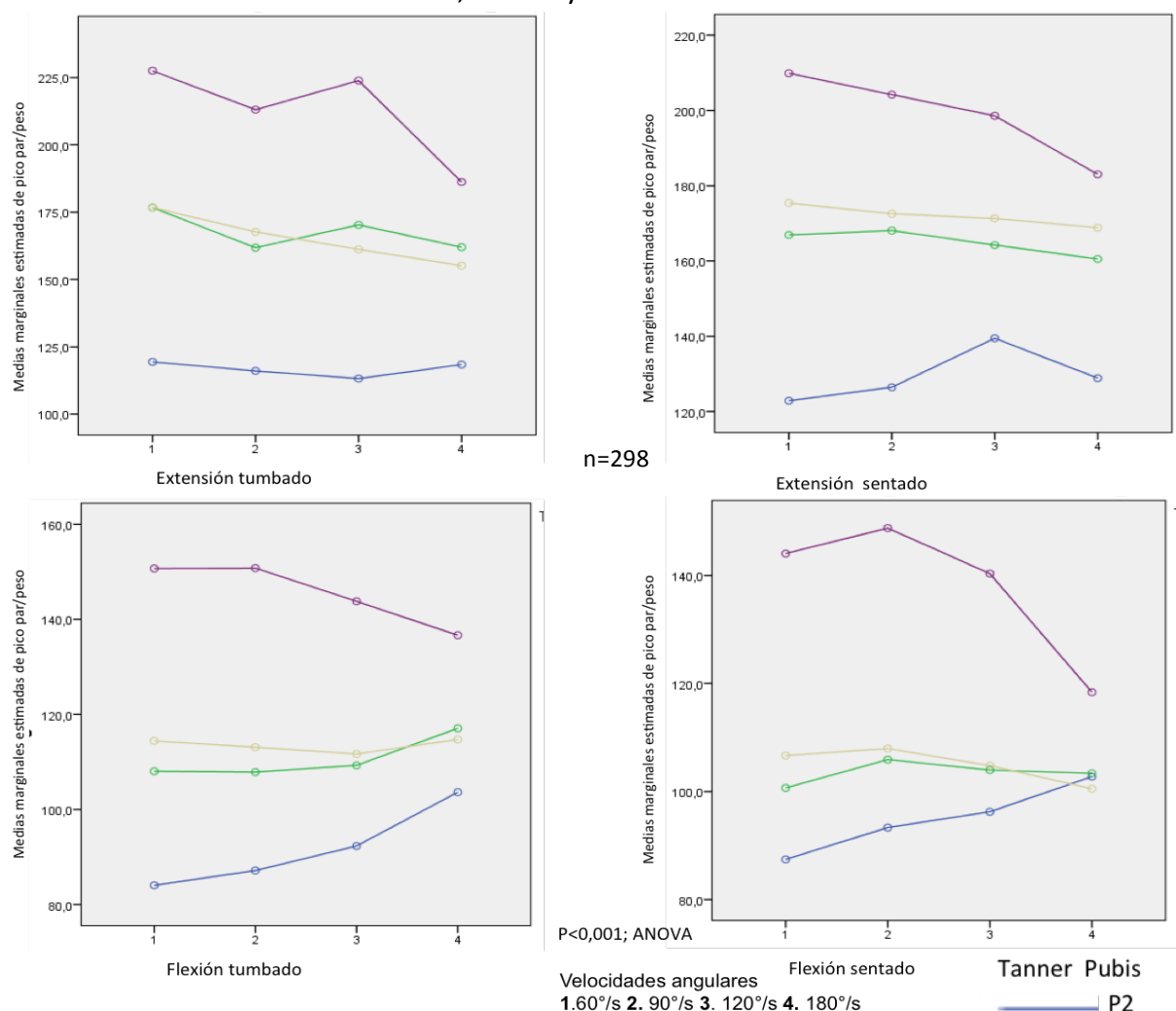


Figura 35. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con los estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s; 2: velocidad angular de 90°/s; 3: velocidad angular de 90°/s; 4: velocidad angular de 180°/s; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Cuando analizamos la relación con los estadios de Tanner de desarrollo del vello púbico observamos tres niveles de PT/peso muy alejados entre sí:

- Nivel 1: se corresponde con el estadio P2. Los valores encontrados son los menores de la muestra, muy separado de los siguientes estadios.
- Nivel 2: en este nivel englobamos los estadios P3 y P4, que muestran unos valores muy similares entre sí del PT/peso.
- Nivel 3: se corresponde con el último estadio madurativo, P5, y es donde encontramos unos valores de fuerza más elevados, muy apartado de los hallados en los estadios madurativos anteriores.

Estos 3 niveles se mantienen separados en ambas posiciones del isocinético y en los dos movimientos del tronco estudiados.

Podemos observar que en los estadios P2, P3 y P4, en el movimiento de flexión de tronco, tanto en la posición *sentado* como *tumbado*, el PT/peso aumenta en las velocidades altas, encontrando los mayores valores a 120°/s y, sobre todo 180°/s. De nuevo encontramos una inversión en el comportamiento descrito el ejercicio isocinético en la modalidad concéntrica que se cita en la literatura. Todos estos hallazgos tienen una significación estadística de $p < 0,001$.

También resulta interesante analizar la relación que sigue el PT/peso con cada una de las tres **modalidades** de deportes de agua que contiene nuestra muestra (figura 36).

Observamos que son las deportistas de natación sincronizada las que obtienen menores valores de PT/peso de toda la muestra, en las dos posiciones y movimientos del tronco estudiados, mientras que los integrados en la modalidad de waterpolo serán los que obtengan unos valores de PT/peso más elevados. Es destacable el gran salto de fuerza que se produce entre el grupo de natación y el de natación sincronizada.

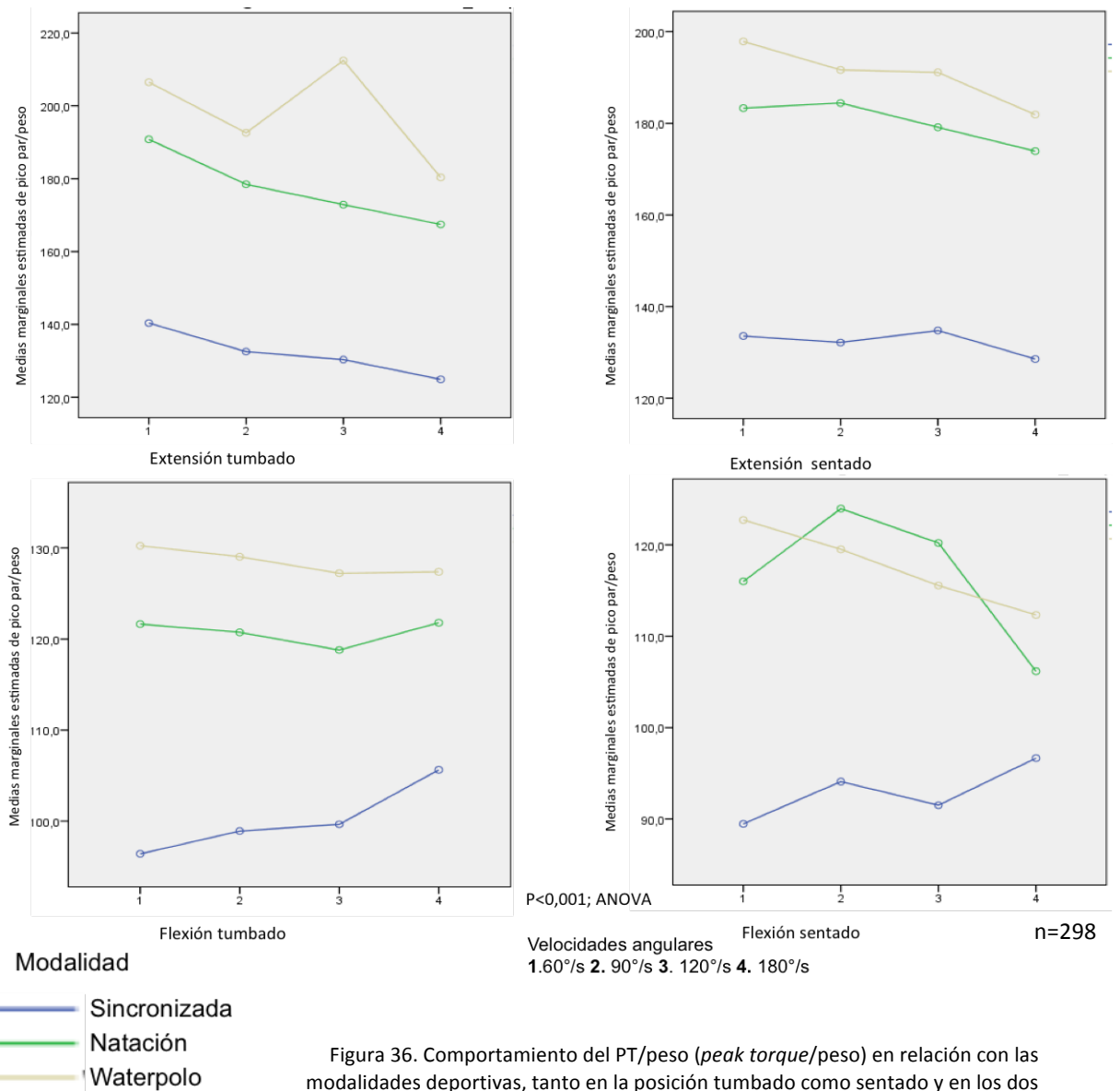


Figura 36. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con las modalidades deportivas, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión 1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s ; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

En este análisis volvemos a observar que, tanto en la posición *sentado* como *tumbado*, en el movimiento de flexión de tronco, las velocidades a las que se obtienen valores mayores de fuerza son a 120°/s y 180°/s en la modalidad de natación sincronizada. En natación sólo hallamos este comportamiento en la posición *tumbado*. Sin embargo en los integrantes del grupo de waterpolo, se observa una tendencia descendente de los valores de fuerza conforme aumentan las velocidades angulares, hecho ampliamente descrito en la literatura.

En el grupo de natación, en la posición *sentado* y en el movimiento de flexión de tronco, advertimos un gran aumento en los valores de fuerza a velocidades angulares medias (90°/s y 120°/s), incluso superando estos valores a los obtenidos por los deportistas de la modalidad de waterpolo que en el resto de las posiciones y movimientos obtienen mejores valores de PT/peso.

Como era de esperar cuando analizamos el PT/peso en relación al **sexo** (figura 37), los valores mayores los obtienen la población masculina de nuestra muestra, frente a valores inferiores alcanzados por la población femenina, tanto en el movimiento de flexión del tronco como en extensión y en las dos posiciones estudiadas.

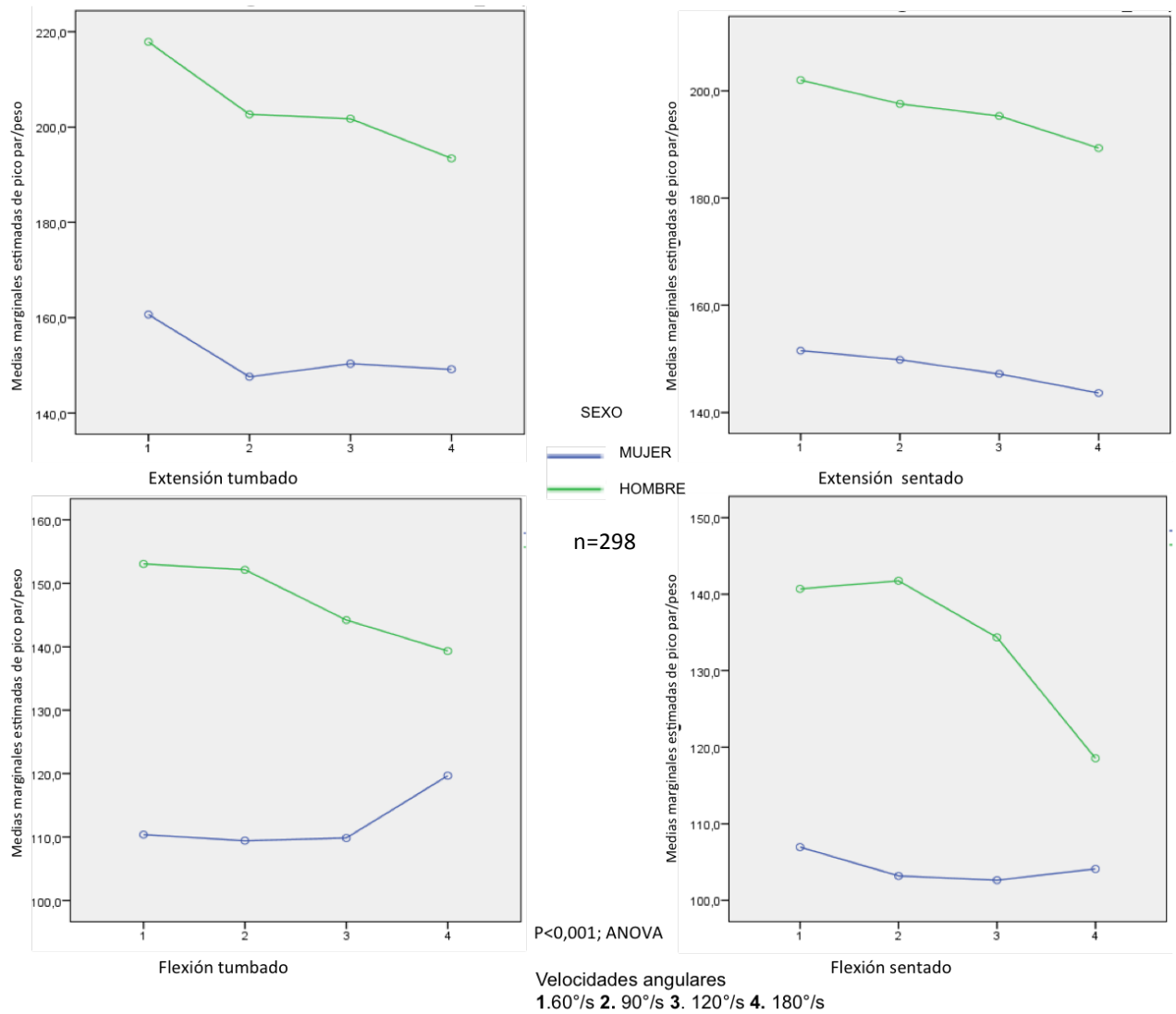


Figura 37. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con el sexo, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s ; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

▪ Potencia media

La *potencia media* es un parámetro que representa la capacidad del sujeto para producir un esfuerzo sobre la amplitud total de una articulación y se obtiene dividiendo el trabajo total con el tiempo empleado en la ejecución de la prueba. Esta variable se expresa en Vatios (W).

En este trabajo vamos a describir las medianas de la variable potencia media en la prueba isocinética del tronco tanto en la posición *sentado* y *tumbado* y en los dos movimientos del tronco estudiados, en las 3 modalidades deportivas que componen nuestra población y diferenciándola por sexo.

4.5.1.7. Potencia media en hombres de la modalidad de natación

Si analizamos las medianas de la potencia media en la modalidad de natación en el grupo masculino de nuestra población (figura 38), observamos que los valores de extensión del tronco son muy similares a velocidades bajas (60°/s y 90°/s). En las velocidades altas encontramos valores mayores en la posición *tumbado*, aunque estos hallazgos no presentan diferencias estadísticamente significativas.

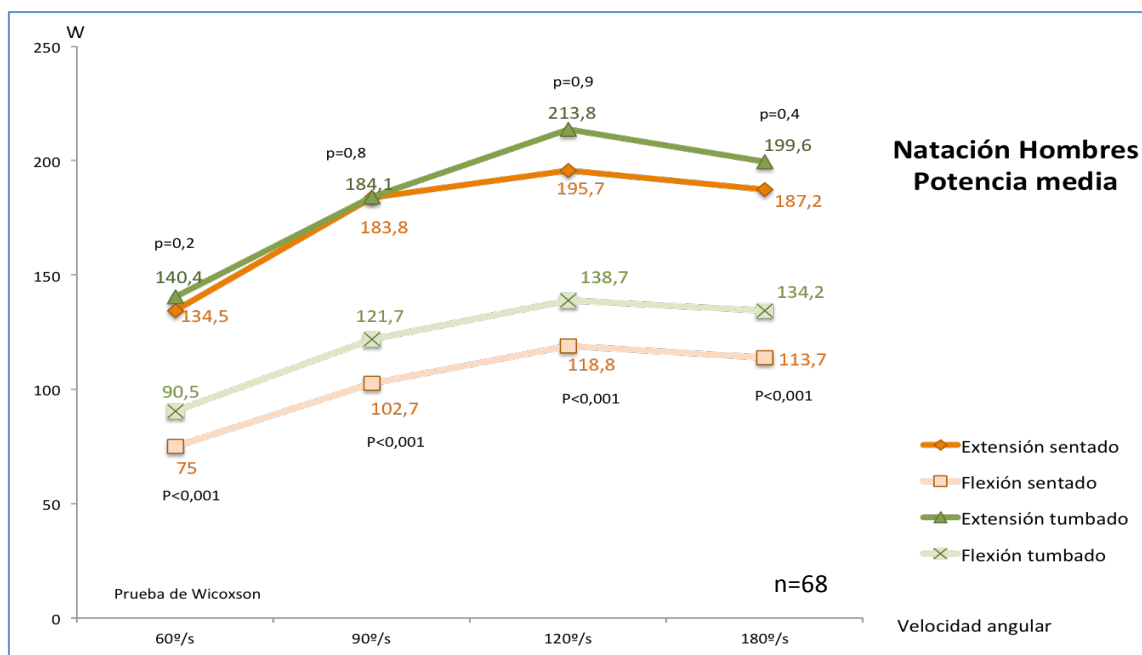


Figura 38. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en naranja las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

En el movimiento de flexión del tronco, los valores de potencia media son mayores en la posición *tumbado* en todas las velocidades angulares estudiadas, encontrándose significación estadística en estos hallazgos ($p < 0,001$).

4.5.1.8. Potencia media en hombres de la modalidad de waterpolo

Los valores de potencia media obtenidos en los deportistas de la modalidad de waterpolo en la muestra masculina de nuestra población, presentan un comportamiento muy similar a los nadadores, pero con valores de las medianas de la potencia media ligeramente mayores (figura 39).

En el movimiento de extensión de tronco, los valores de esta variable son similares en ambas posiciones, *sentado* y *tumbado*, aunque estos resultados no son significativos. Si analizamos el movimiento de flexión de tronco, obtienen valores mayores de la variable potencia media en la posición *sentado* a diferencia de los deportistas de la modalidad de natación, que lo hacían en posición *tumbado*. Los valores de esta variable a $60^\circ/s$ son bastante similares en las dos posiciones. Todos estos resultados son altamente significativos ($p < 0,001$).

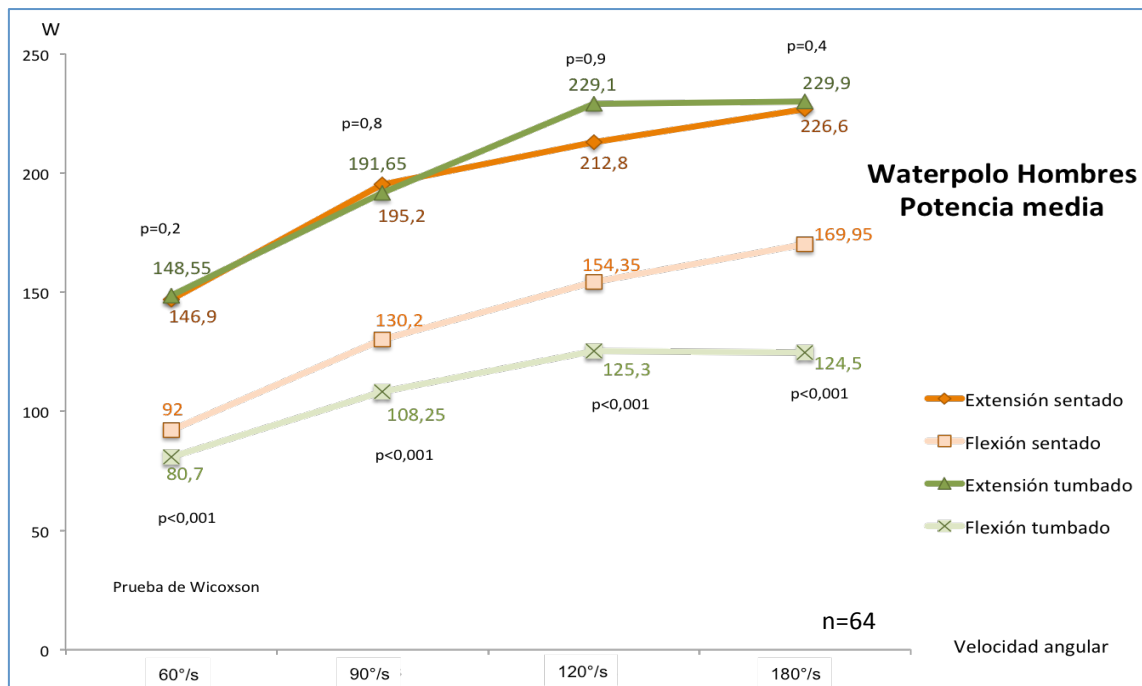


Figura 39. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en naranja las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.9. Potencia media en mujeres

Si analizamos los valores de la variable potencia media en las deportistas femeninas de nuestra población, teniendo en cuenta la modalidad deportiva a la que pertenecen, natación (figura 40), waterpolo (figura 41) y natación sincronizada (figura 42), observamos que las deportistas de los dos primeros grupos, mantienen la misma tendencia observada en los deportistas masculinos en el movimiento de extensión, es decir que encontramos valores muy similares en ambas posiciones, *sentado* y *tumbado*, aunque este hallazgo no es estadísticamente significativo.

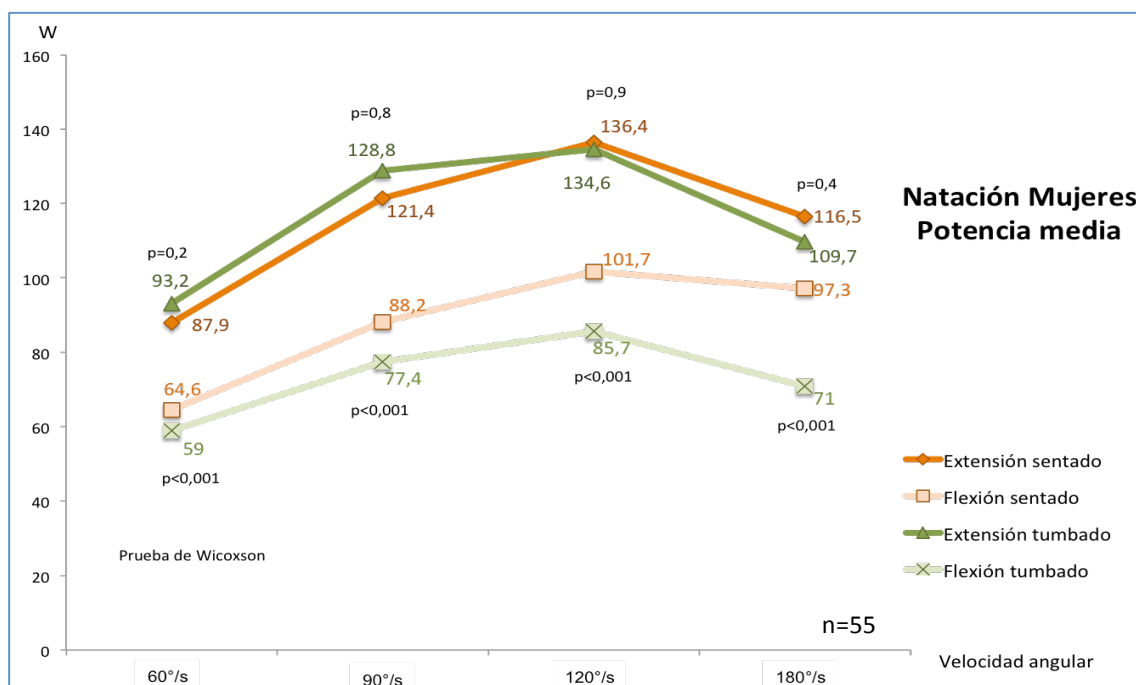


Figura 40. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de la medianas de la posición "tumbado" y en naranja las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Si analizamos el movimiento de flexión de tronco, comprobamos que, en los tres grupos de deportistas femeninas, se obtienen valores mayores de potencia media en la posición *sentado*. Son las integrantes de la modalidad de waterpolo que consiguen valores mayores de la variable, seguidas de las de natación y finalmente, las deportistas de sincronizada obtienen los valores más bajos. Los valores de la variable potencia media a velocidad angular de 60°/s son

bastante similares en ambas posiciones en todas las modalidades femeninas. Estos resultados poseen una elevada significación estadística ($p < 0,001$).

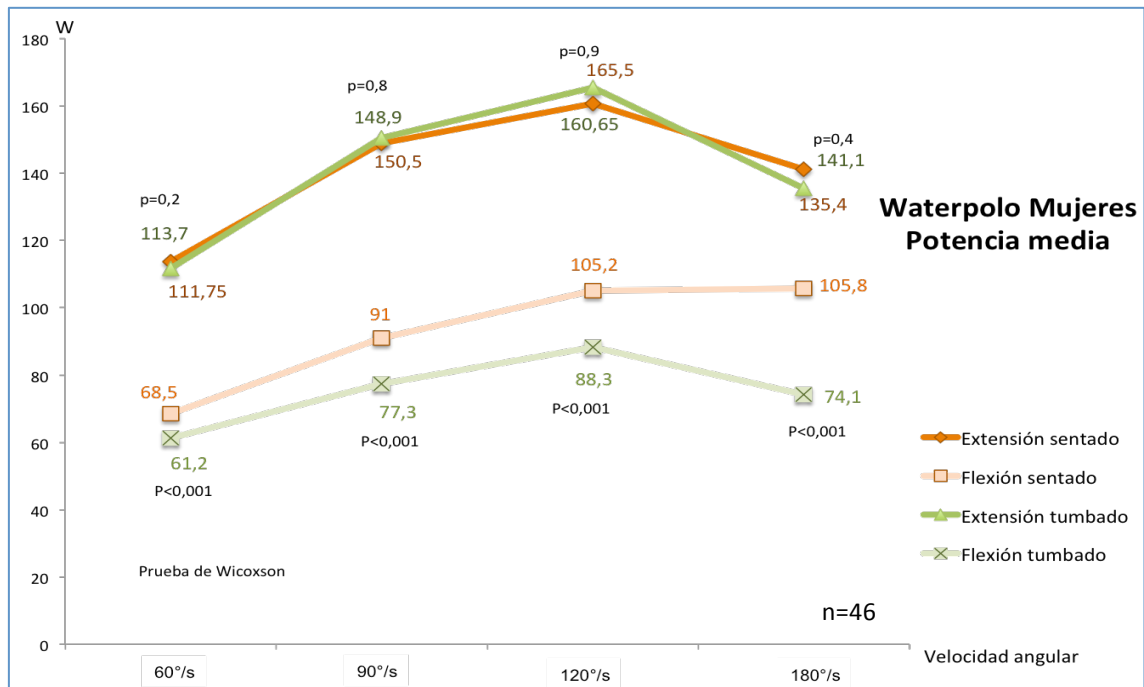


Figura 41. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de la medianas de la posición “tumbado” y en naranja las de la posición “sentado”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

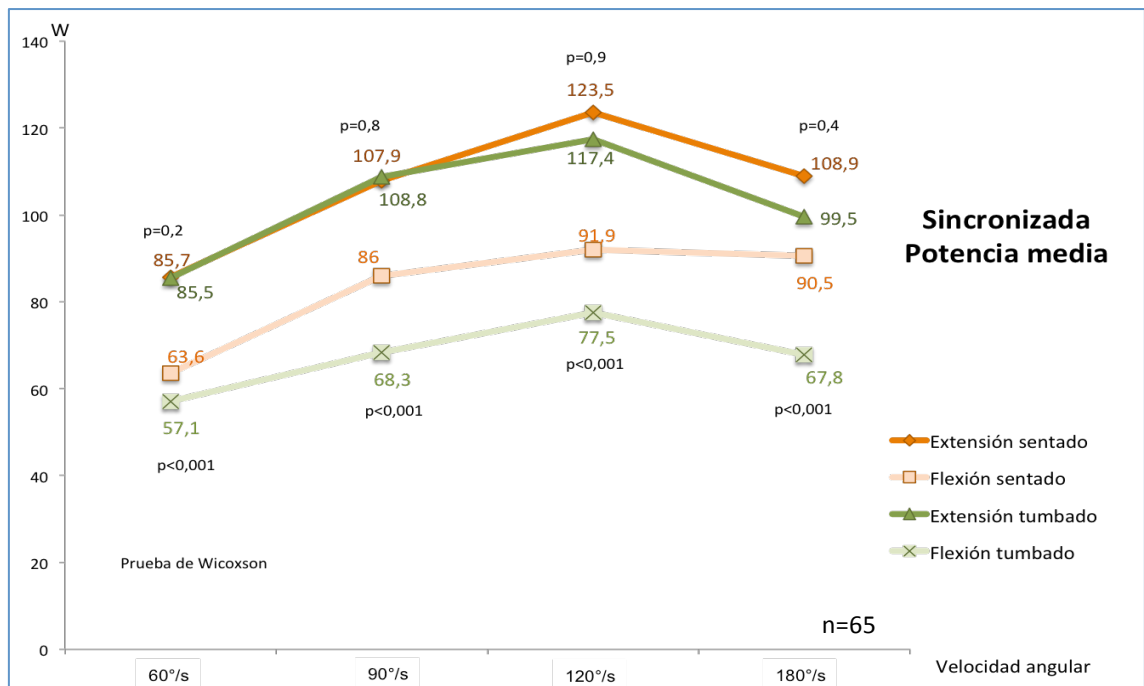


Figura 42. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En verde aparecen los valores de la medianas de la posición “tumbado” y en naranja las de la posición “sentado”. (°/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.1.10. Relación de la potencia media con otros factores

Mediante un análisis multivariante hemos querido estudiar la posible relación entre la potencia media y diferentes factores como son la edad cronológica, el sexo, los estadios Tanner de desarrollo del vello púbico y la modalidad deportiva.

Realizamos un primer análisis relacionando de la **edad cronológica** con la variable potencia media (figura 43), tanto en la posición sentado como tumbado y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del tronco, flexión y extensión.

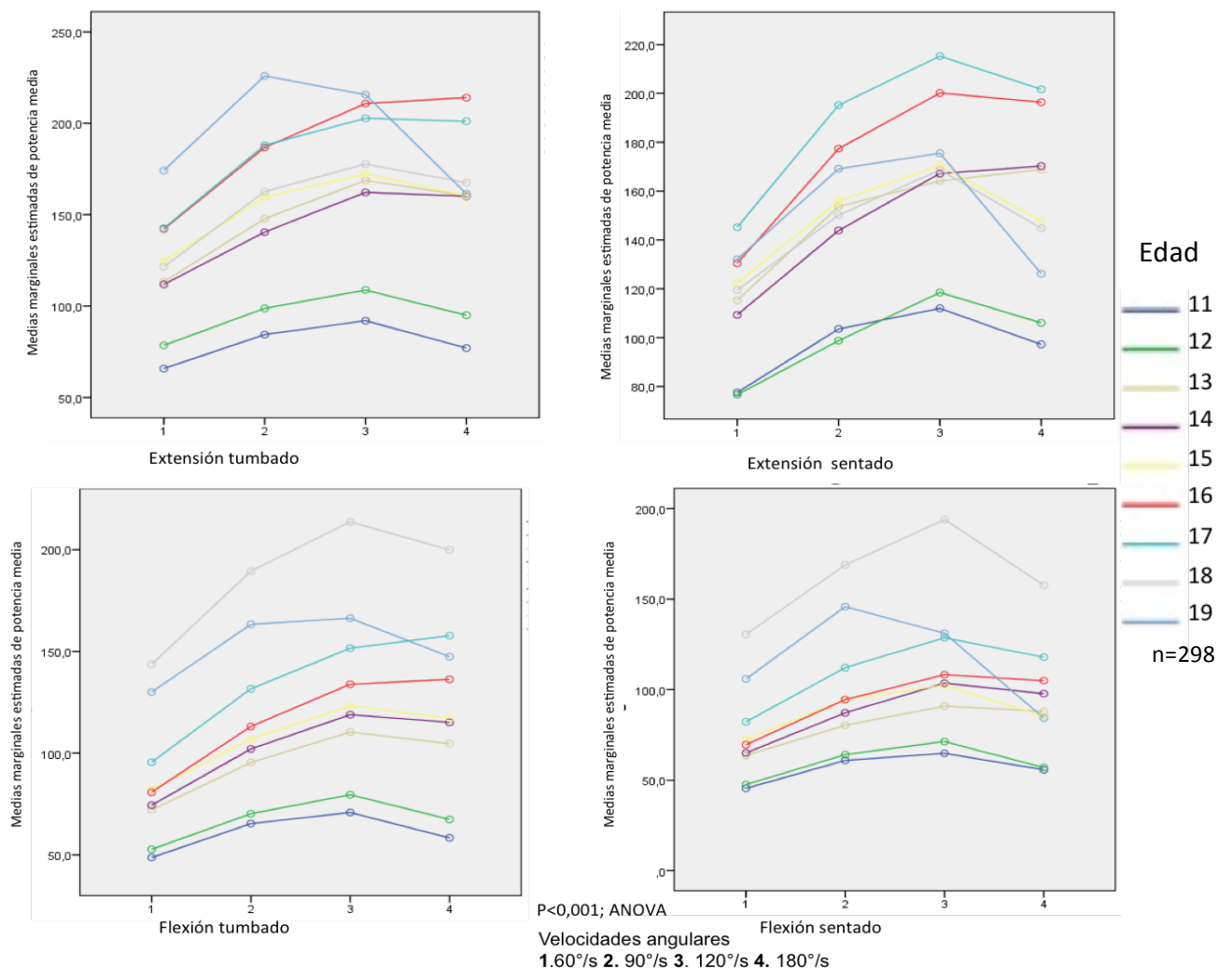


Figura 43. Comportamiento de la variable potencia media en relación con la edad, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s ; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Observamos que en la posición *tumbado* y en el movimiento de extensión del tronco hay un incremento progresivo de la medida de potencia media conforme aumenta la edad cronológica, de manera que podemos agrupar nuestra población en varios periodos: 11, 12, 13 – 15, 16 – 17, 18 años y finalmente 19 años, siendo estos últimos deportistas los que obtienen valores más altos, sobre todo en las velocidades angulares bajas y medias, pues en las velocidades altas experimentan una caída de la potencia media que les sitúa en el nivel de los 14 – 15 años. Cabe destacar el comportamiento de la potencia de los deportistas de 18 años en los que se aprecian valores parecidos a los encontrados en el rango de edad de 13 – 15 años.

También en el movimiento de flexión de tronco en esta posición se observa un incremento progresivo de la potencia media con el aumento de la edad. Los deportistas de 19 años muestran, igual que en la extensión, un comportamiento anómalo pues obtienen valores de potencia media que los sitúan por debajo de los de 18 años, siendo estos últimos los que obtienen los mejores resultados. Estas diferencias de comportamiento muestran una alta significación estadística ($p < 0,001$).

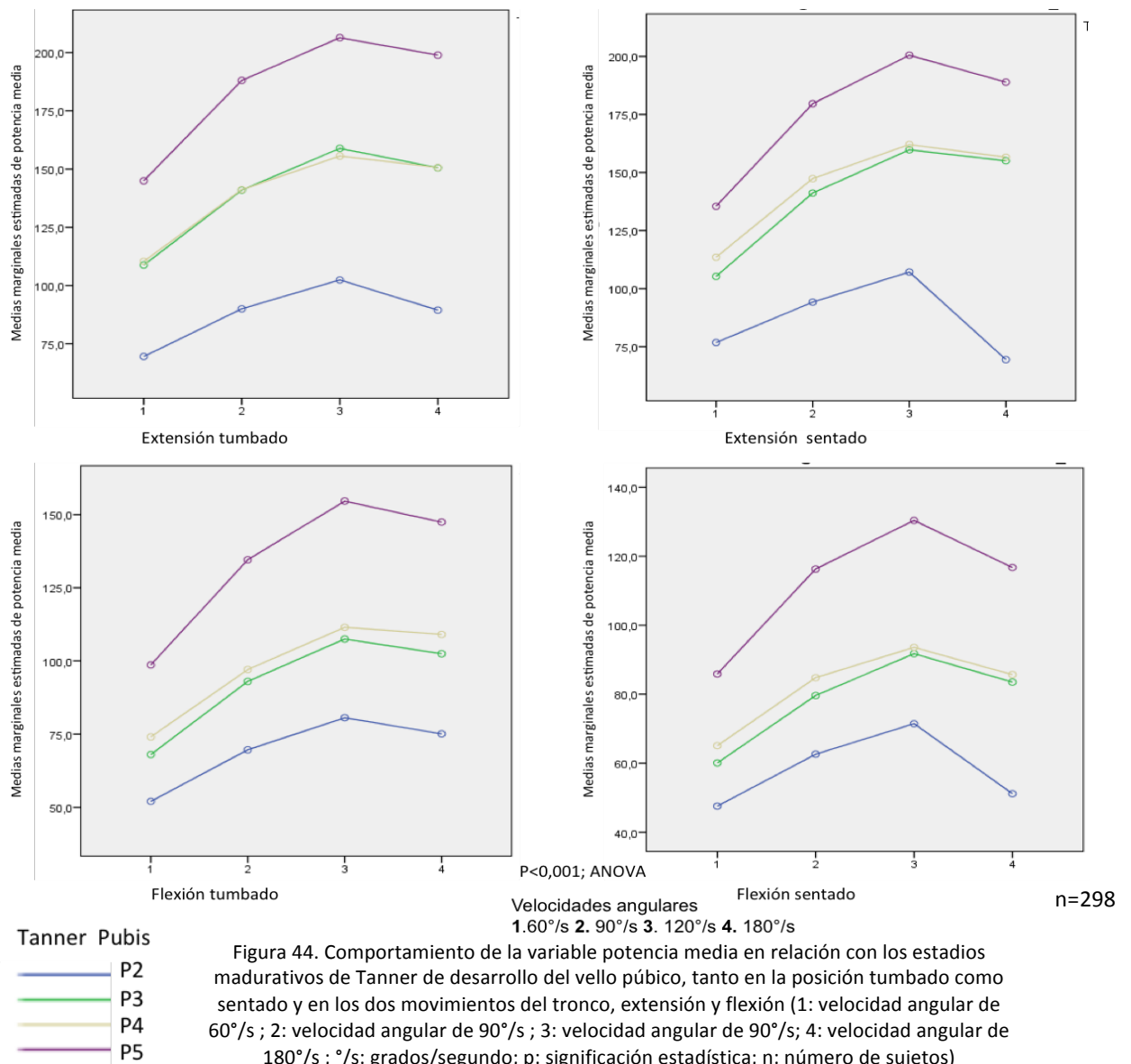
En la posición *sentado*, encontramos unos valores de potencia media muy similares en los deportistas de 11 – 12 años en todas las velocidades angulares. Los deportistas de 18 y 19 años son los que tienen un comportamiento más errático en los valores de variable obtenidos en esta posición pues encontramos valores menores, de manera que son los deportistas de 17 años los que obtienen mejores resultados.

En esta misma posición *sentado*, pero en el movimiento de flexión del tronco, se repite el mismo comportamiento observado en la posición *tumbado*. Llama la atención, de nuevo, el comportamiento de los deportistas de 18 y 19 años pues en ellos se observa una disminución de los valores de potencia media a $180^\circ/s$. Estas variaciones en el comportamiento de la potencia media en relación con la edad son altamente significativas ($< 0,001$).

Existe fuerte correlación entre las variables *peak torque* y la potencia media y entre la potencia media y el trabajo total en todas las velocidades angulares y en las dos posiciones estudiadas.

Todos los comportamientos anómalos encontrados en la población de 18 y 19 años pueden deberse a una incorrecta realización de la prueba, pues se observaron en esos sujetos coeficientes de variación elevados.

Otra de las relaciones que analizamos fue la de la potencia media con los **estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico** (figura 43), tanto en la posición *sentado* como *tumbado* y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del tronco, flexión y extensión.



Cuando analizamos la relación con los estadios de Tanner de desarrollo del vello púbico observamos tres niveles de potencia media muy alejados entre sí:

- Nivel 1: se corresponde con el estadio P2. Los valores encontrados son los menores de la muestra, muy separados de los siguientes estadios.
- Nivel 2: en este nivel englobamos los estadios P3 y P4, que muestran unos valores intermedios de potencia media y muy similares entre sí.
- Nivel 3: se corresponde con el último estadio madurativo, P5, y es donde encontramos unos valores de potencia media más elevados, muy distantes de los hallados en los estadios madurativos anteriores.

Estos 3 niveles se mantienen separados en ambas posiciones del isocinético y en los dos movimientos del tronco estudiados.

En todos los estadios, en el movimiento de flexión del tronco, tanto en la posición *sentado* como *tumbado*, los valores de potencia media van aumentando a medida que aumenta la velocidad angular, excepto a 180°/s, donde observamos un descenso de estos valores. Todos estos hallazgos poseen una alta significación estadística $p < 0,001$.

Al estudiar el comportamiento de la potencia media en relación a las distintas **modalidades deportivas** que componen nuestra muestra (figura 45), podemos observar que los valores de esta variable en la posición *sentado* y en el movimiento de extensión del tronco son muy similares en natación y waterpolo, con resultados muy superiores a los encontrados en natación sincronizada, siendo estos hallazgos estadísticamente significativos. En la posición *tumbado* los deportistas de waterpolo obtienen mayores valores de potencia media, sobre todo en velocidades altas (120°/s y 180°/s). Las diferencias observadas en el movimiento de flexión del tronco, en ambas posiciones, entre las diferentes modalidades no son estadísticamente significativas.

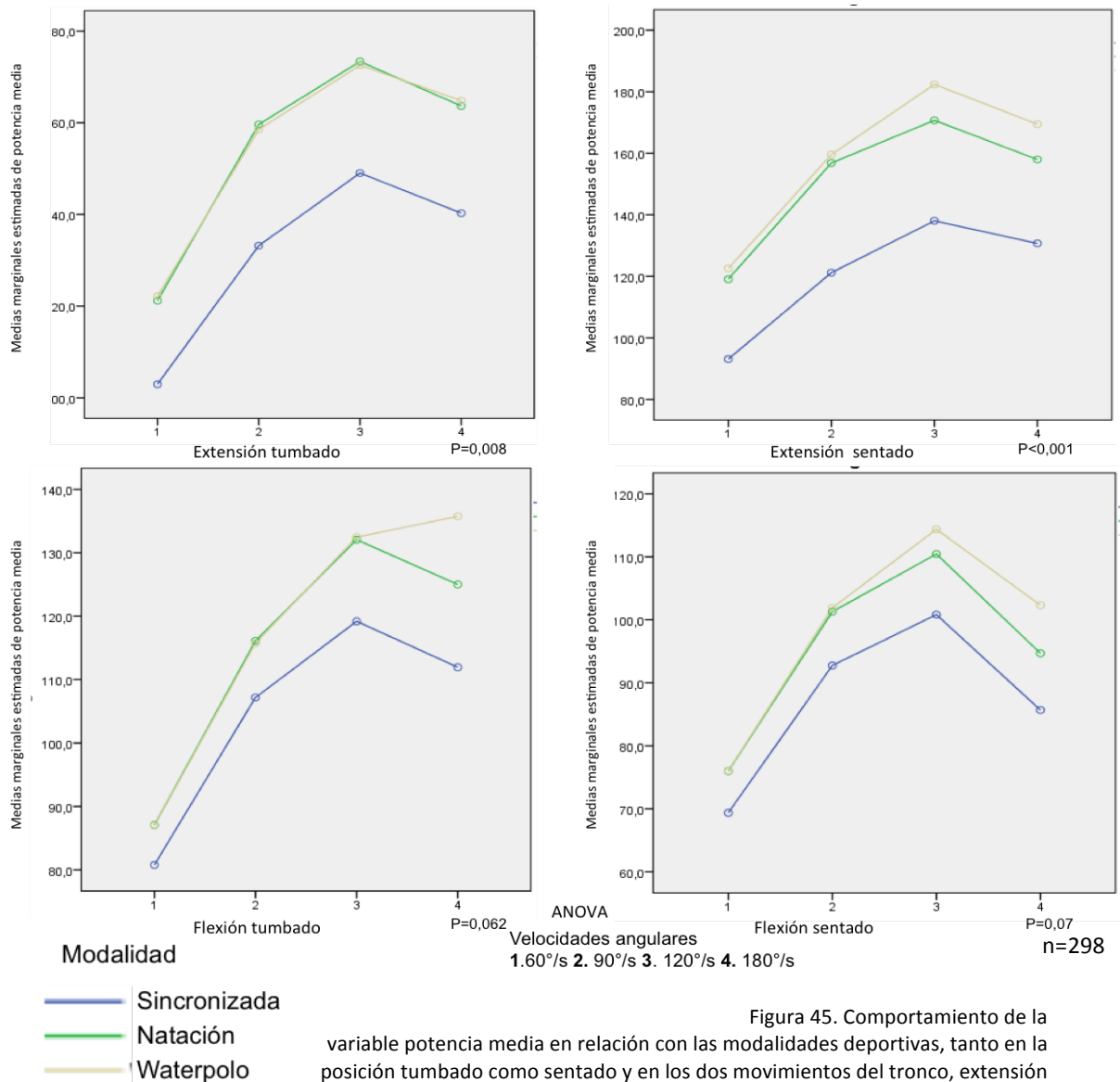


Figura 45. Comportamiento de la variable potencia media en relación con las modalidades deportivas, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 120°/s ; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Como ya es conocido, cuando estudiamos el comportamiento de la potencia media en relación al **sexo** (figura 46), se obtienen valores más altos de esta variable en los hombres con respecto a las mujeres.

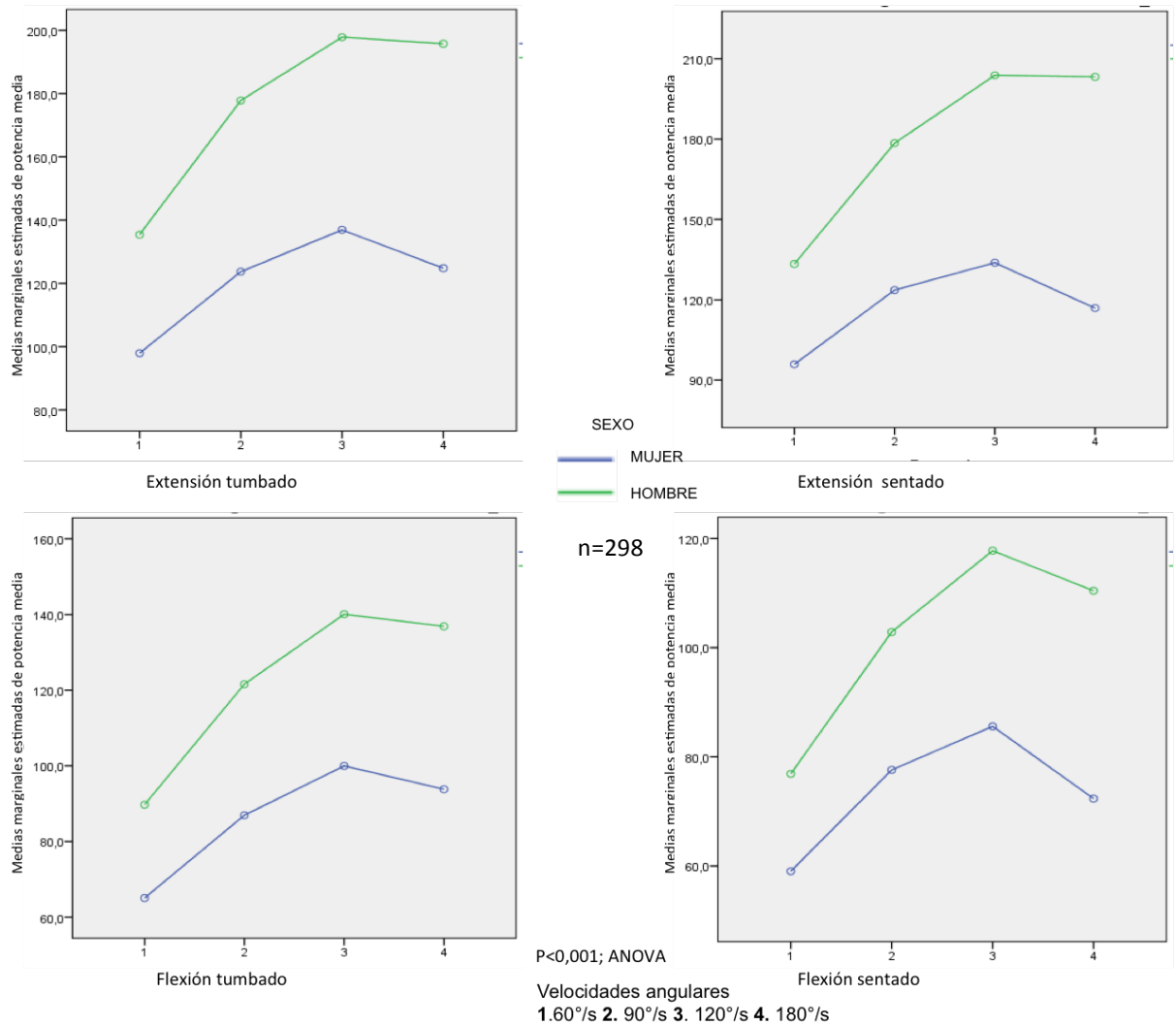


Figura 46. Comportamiento de la variable potencia media en relación con el sexo, tanto en la posición tumbado como sentado y en los dos movimientos del tronco, extensión y flexión (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 90°/s ; 3: velocidad angular de 90°/s ; 4: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.5.2. Trabajo total

El *trabajo total* se define como el producto de la fuerza por la distancia angular recorrida (en grados) o el arco de movimiento a lo largo del cual se realiza la valoración. Corresponde al área bajo la curva y se considera como la capacidad del sujeto para mantener un valor determinado de fuerza a lo largo de todo el arco de movimiento.

En este estudio describiremos los resultados de las medianas del trabajo total en las posiciones de *sentado* y *tumbado* y en los dos movimientos del tronco estudiados, flexión y extensión, en las 3 modalidades deportivas que componen nuestra población y diferenciándola por sexo.

4.5.2.1. Trabajo total en hombres de la modalidad de natación

Cuando analizamos las medianas del trabajo total en los hombres de la modalidad de natación de nuestra muestra (figura 47), observamos que a velocidades bajas (60°/s) se obtienen, de forma estadísticamente significativa ($p < 0,001$), valores de trabajo total similares en las dos posiciones estudiadas.

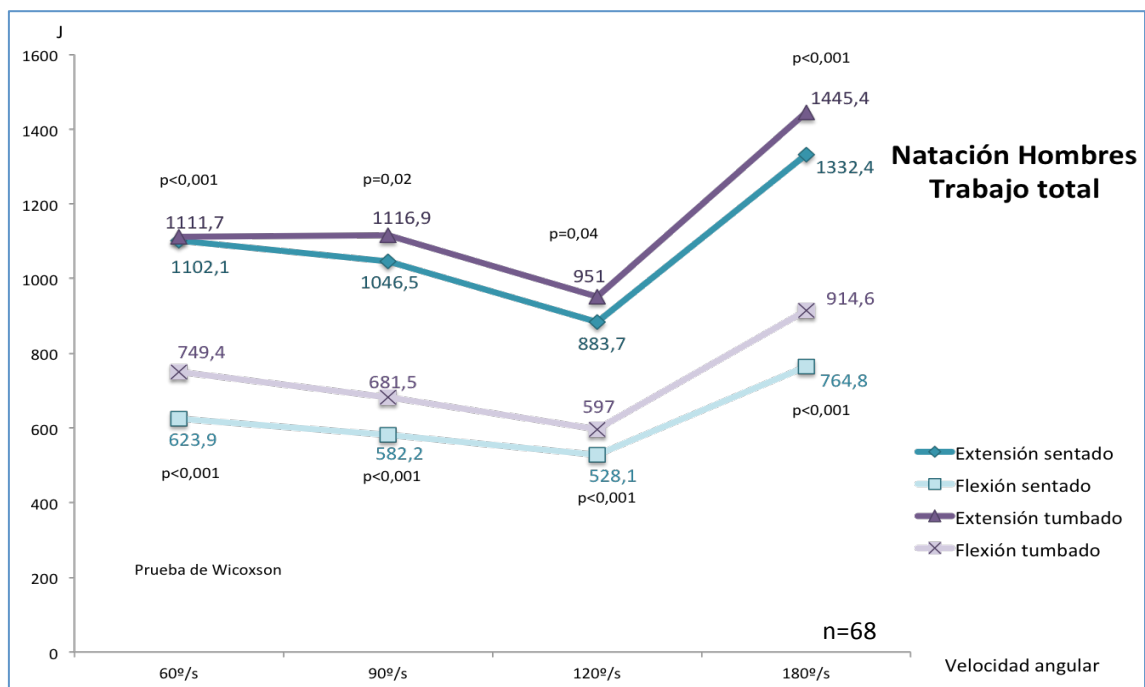


Figura 47. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en azul turquesa las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Los valores de las medianas del trabajo total son mayores en el movimiento de extensión, en la posición *tumbado*, a velocidades altas (90°/s, 120°/s y 180°/s), teniendo también estos hallazgos significación estadística. Es llamativo el incremento de los valores de trabajo total que observamos a 180°/s en las dos posiciones.

En el movimiento de flexión, los datos obtenidos son mayores en la posición *tumbado*, en todas las velocidades angulares estudiadas, encontrándose significación estadística en estos hallazgos ($p < 0,001$).

Es notorio el descenso que se produce en estos valores a la velocidad angular de 120°/s, tanto en el movimiento de flexión del tronco como de extensión.

4.5.2.2. Trabajo total en hombres de la modalidad de waterpolo

Al estudiar los datos para los hombres de la modalidad de waterpolo de nuestra muestra (figura 48), observamos que en el movimiento de extensión de tronco se obtienen valores similares en la posición *sentado* y *tumbado*, siendo significativos los resultados obtenidos en todas las velocidades angulares.

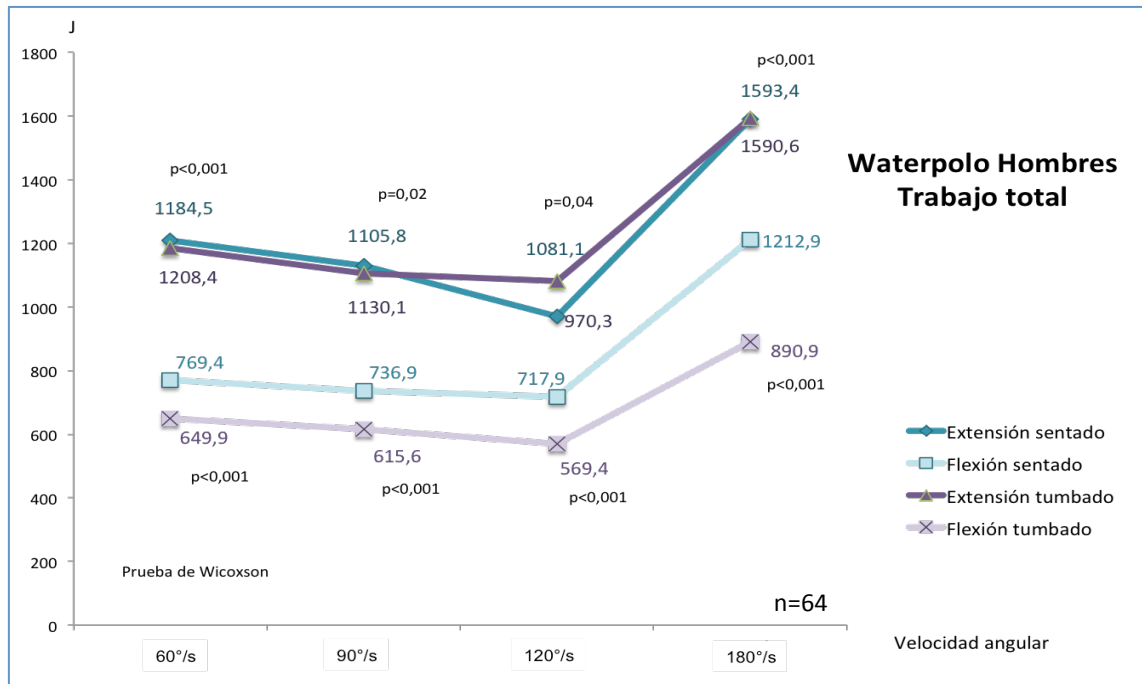


Figura 48. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de las medianas de la posición "tumbado" y en verde las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Si analizamos el movimiento de la flexión del tronco en esta modalidad, se obtienen mayores valores de trabajo total en la posición *sentado* en todas las velocidades angulares a diferencia de los deportistas de natación. Estos resultados son altamente significativos ($p < 0,001$).

4.5.2.3. Trabajo total en las mujeres de las tres modalidades (natación, waterpolo y natación sincronizada)

Cuando analizamos los resultados del trabajo total en las deportistas femeninas de nuestra población, observamos que en el movimiento de extensión de tronco y en las modalidades de natación (figura 49) y natación sincronizada (figura 50), los valores a la velocidad angular de 60°/s son superiores en la posición *tumbado*, superando incluso a los de la posición *sentado*, siendo estos hallazgos más evidentes en natación.

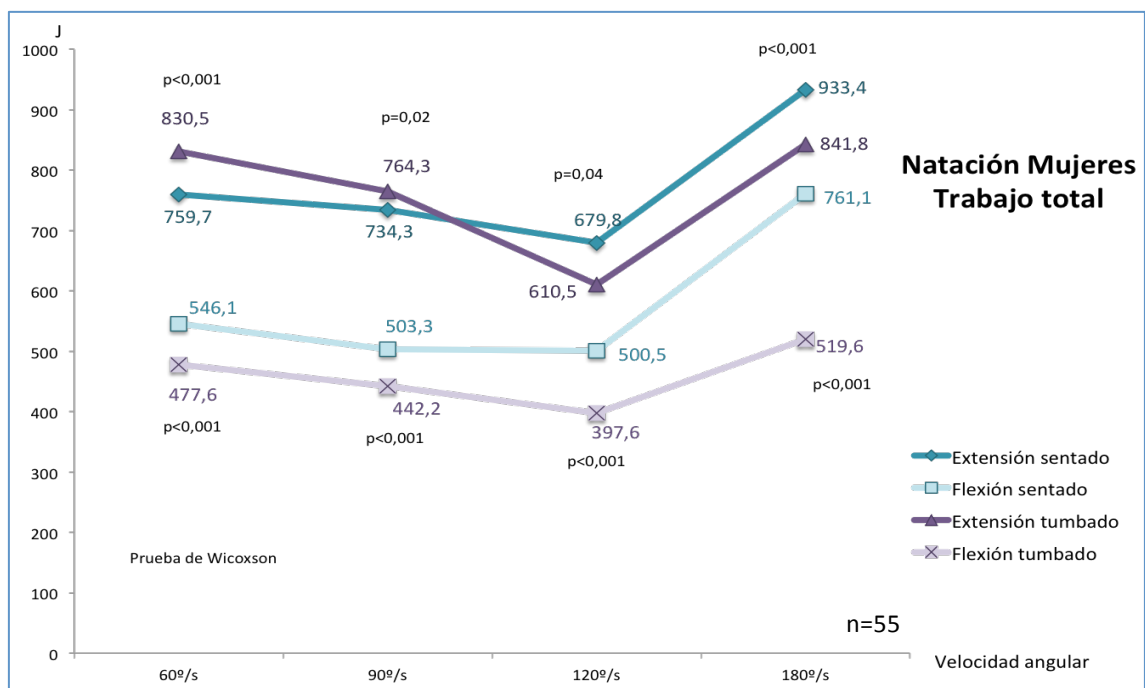


Figura 49. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de las medianas de la posición "*tumbado*" y en verde las de la posición "*sentado*". (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Sin embargo en las velocidades angulares de 120°/s y 180°/s los valores de trabajo total son superiores en la posición *sentado*, tanto en natación como en natación sincronizada. Estas diferencias son estadísticamente significativas.

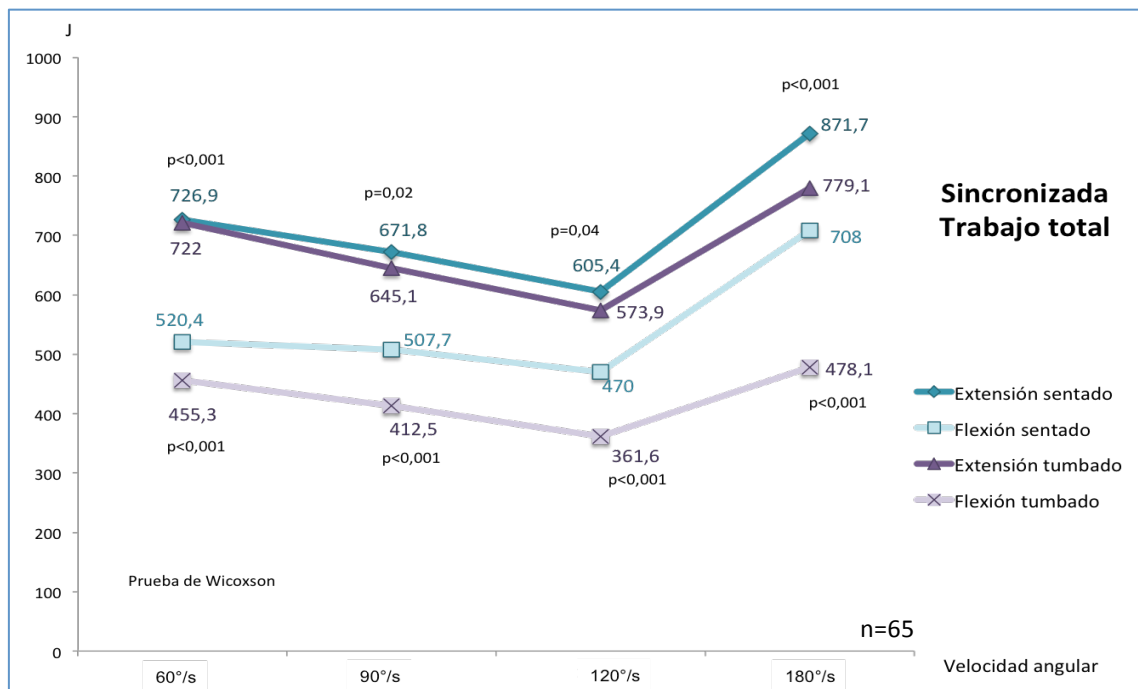


Figura 50. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición "tumbado" y en verde las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Si analizamos el movimiento de flexión del tronco, observamos que se obtienen mayores valores de trabajo total en la posición *sentado*, siendo estos hallazgos también muy significativos. Si comparamos entre las dos modalidades deportivas descritas, son las integrantes del grupo de natación las que consiguen valores de trabajo total mayores.

En la modalidad de waterpolo (figura 51) observamos valores muy similares de trabajo total en el movimiento de extensión del tronco, tanto en la posición *tumbado* como *sentado*. Es la modalidad que consigue, dentro del grupo de mujeres, valores mayores de esta variable. Estos resultados son altamente significativos ($p < 0,001$).

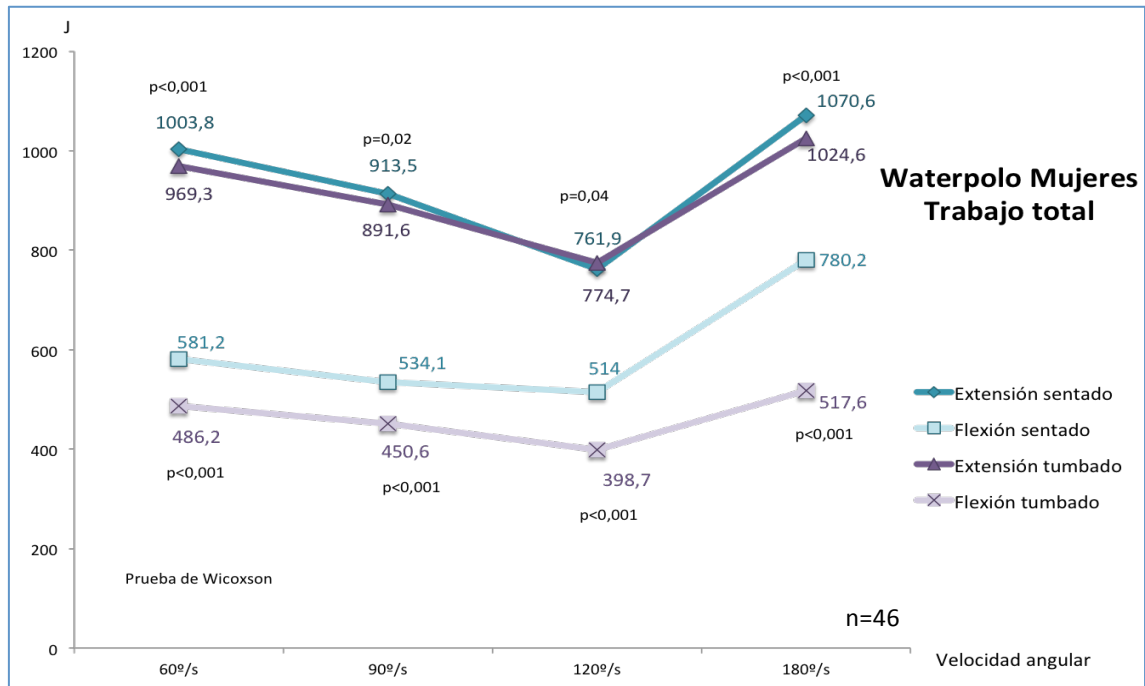


Figura 51. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos flexores como extensores del tronco. En morado aparecen los valores de la medianas de la posición "tumbado" y en verde las de la posición "sentado". (°/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Si analizamos el movimiento de flexión de tronco, observamos que se obtienen valores mayores de trabajo en la posición *sentado* siendo estos hallazgos también muy significativos.

De la misma manera que en la población masculina, es notorio el descenso que se produce en estos valores a la velocidad angular de 120°/s, tanto en el movimiento de flexión del tronco como de extensión.

Existe fuerte correlación entre las variables de *peak torque* y trabajo total y entre este y la potencia media, en todas las velocidades angulares y en las dos posiciones estudiadas.

4.5.3. Relación agonista- antagonista

La *relación agonista – antagonista* se trata de un porcentaje (%) que refleja el cociente de los *peak torque* más débiles en el par de fuerzas estudiado, entre los *peak torque* de los grupos musculares más fuertes. En nuestro caso el grupo muscular más débil está representado por los músculos flexores del tronco, mientras que el par fuerte lo forman los músculos extensores.

Una desviación de los datos obtenidos frente a los valores estándar puede suponer un potencial desequilibrio muscular^{108, 109}, pues este parámetro nos ofrece una impresión sobre el equilibrio de los grupos musculares antagonistas que actúan sobre un determinado complejo articular.

En consecuencia, interpretaremos como un desequilibrio aquellas ocasiones en las que nos encontremos valores por encima o por debajo del valor estándar. Una desviación que se encuentre por encima del punto de equilibrio, lo interpretaremos como un “predominio relativo” de la musculatura flexora del tronco frente a la extensora, y serán los músculos extensores los “predominantes” cuando la desviación se corresponde a valores inferiores al referente estándar. Todo ello sin perder de vista que los músculos que más fuerza poseen en el tronco son siempre los extensores.

En nuestro estudio hemos analizado la relación entre la musculatura flexora y extensora del tronco, tanto en la posición *sentado* como *tumbado* de la valoración isocinética.

Sólo se han comprobado las tres primeras velocidades angulares, 60°/s, 90°/s y 120°/s, pues no se poseen datos fiables del equilibrio de los grupos musculares a velocidades altas como es caso de 180°/s.

Al estudiar el equilibrio entre la musculatura flexora y la extensora del tronco a través del índice agonista – antagonista convencional, en los deportistas masculinos de nuestra población (figura 52) podemos observar que, en general, existe un “predominio relativo” de la fuerza de los músculos flexores del tronco frente a los músculos extensores, tanto en la posición *sentado* como *tumbado*.

Esta tendencia se muestra más llamativa en la modalidad de waterpolo, sobre todo a las velocidades angulares de 60°/s y 120°/s y en la posición *sentado*.

Es en la posición *tumbado* en la que encontramos que esta relación se aproxima más al equilibrio.

Es interesante comprobar que en ambas modalidades deportivas, en esta posición *tumbado*, se consiga un equilibrio entre las fuerzas de los músculos flexores y extensores del tronco a la velocidad angular de 90°/s.

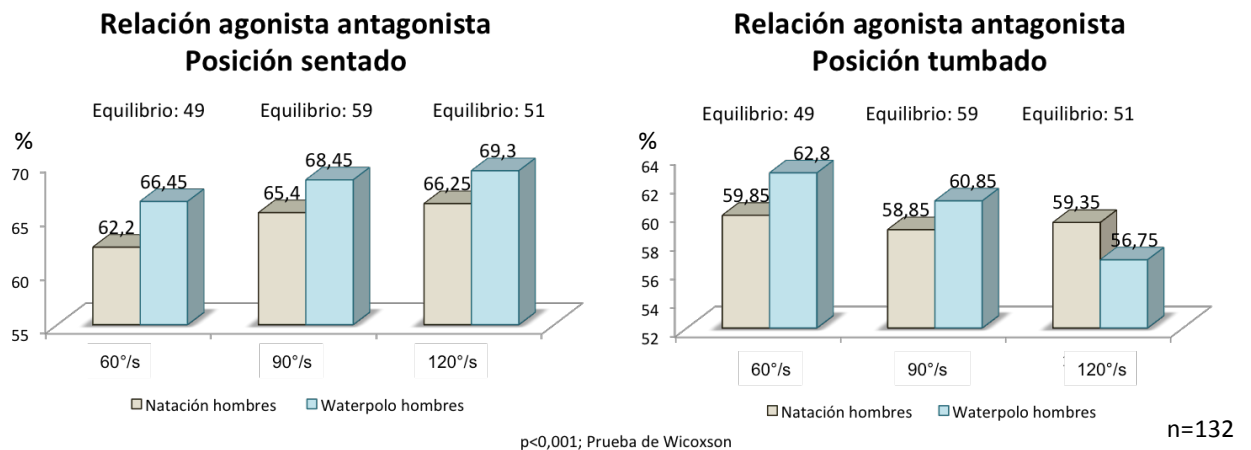


Figura 52. Relación agonista – antagonista de los músculos del tronco de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en las dos posiciones, *tumbado* y *sentado*, y a las velocidades angulares de 60°/s, 90°/s y 120°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

Al analizar el mismo índice pero en la población femenina de nuestro estudio (figura 53), podemos observar que, en general y al igual que en la población masculina, existe un “predominio relativo” de la fuerza de los músculos flexores del tronco, tanto en la posición *sentado* como *tumbado*.

Este desequilibrio entre los pares del fuerza del tronco es más evidente en la modalidad de natación sincronizada, quizá debido al gesto deportivo utilizado por estas nadadoras para retornar desde la posición vertical con la cabeza bajo el agua hasta la superficie.

Por otra parte observamos que en la modalidad de natación, en las dos posiciones estudiadas, el predominio de la musculatura flexorea del tronco es más llamativa en la velocidad angular de 60°/s.

En la posición *tumbado* es donde observamos un menor desequilibrio, sobre todo en la modalidad de waterpolo y a las velocidades angulares de 90°/s y de 120°/s.

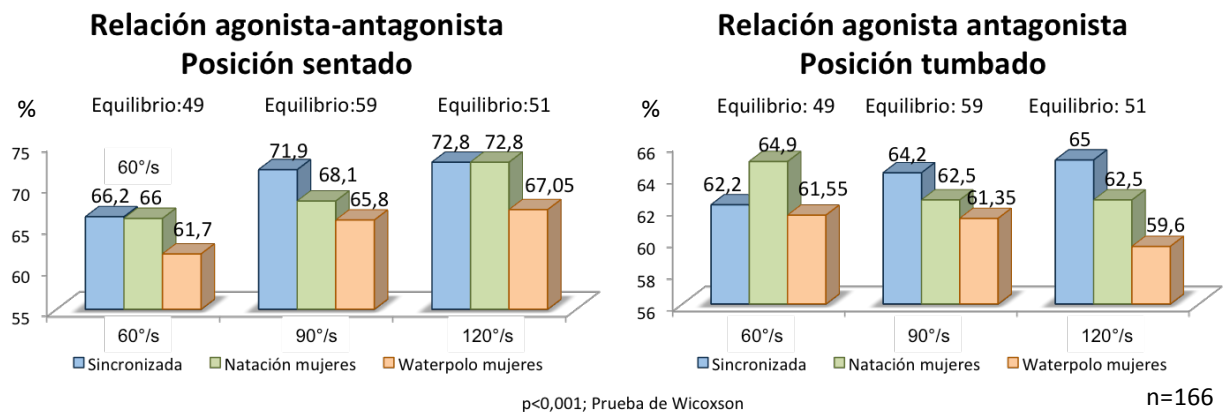


Figura 53. Relación agonista – antagonista de los músculos del tronco de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en las dos posiciones, *tumbado* y *sentado*, y a las velocidades angulares de 60°/s, 90°/s y 120°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6. Variables de fuerza en el hombro

En este estudio se realizó un análisis de las variables de fuerza de los músculos que ejercen los movimientos de rotación interna (RI) y rotación externa (RE) en la articulación del hombro, utilizando un dinamómetro isocinético con un sillón y un accesorio específicamente adaptados para este fin. Las valoraciones fueron realizadas tanto en el hombro dominante (HD) como no dominante (HND).

4.6.1. Relación momento máximo de fuerza por peso corporal

En este análisis hemos utilizado el PT/peso obtenido en las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s y en ambos hombros, distribuido por modalidades deportivas (natación, waterpolo y natación sincronizada) y por sexo (hombres y mujeres).

4.6.1.1. Peak torque/peso en hombres de la modalidad de natación

En los resultados de las medianas del PT/peso en los hombres de la modalidad de natación de nuestra población, observamos que se obtienen valores de fuerza más elevados en RI, superando a la RE, en el hombro dominante.

De hecho es en este hombro, a velocidad angular de 60°/s, donde observamos los mayores valores para el PT /peso.

En el HD se observa una mayor diferencia entre los valores obtenidos a velocidad baja ($60^\circ/\text{s}$) que los obtenidos a velocidad alta ($180^\circ/\text{s}$).

En la velocidad angular más elevada ($180^\circ/\text{s}$), observamos que los valores de la mediana del PT/peso obtenidos tanto en RI como en RE y en ambos hombros son similares entre sí. Hecho que también se observa a $60^\circ/\text{s}$, pero sólo con el movimiento de RE (figura 54).

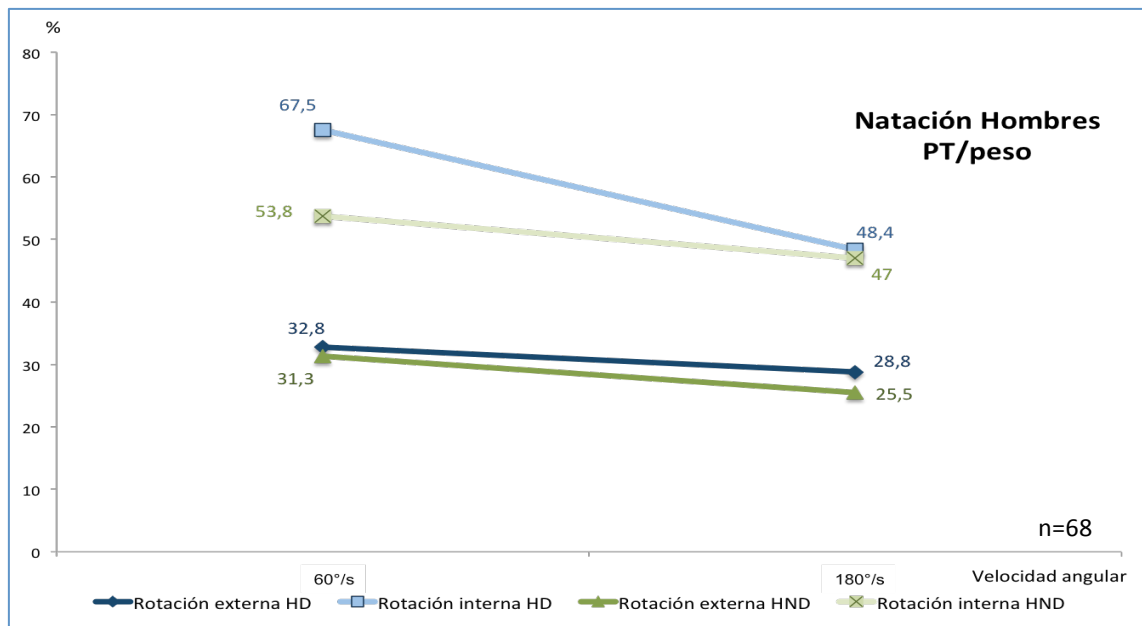


Figura 54. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; $^\circ/\text{s}$: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.1.2. Peak torque/peso en hombres de la modalidad de waterpolo

En la población de waterpolo masculina (figura 55), se obtienen valores de medianas del PT/peso en el movimiento de RI del hombro, similares entre HD y HND a la velocidad de 60°/s, aunque a la velocidad angular de 180°/s muestra un mayor valor en el HND.

Las medianas obtenidas en el movimiento de RE son muy similares entre ambos hombros, tanto a 60°/s como a 180°/s.

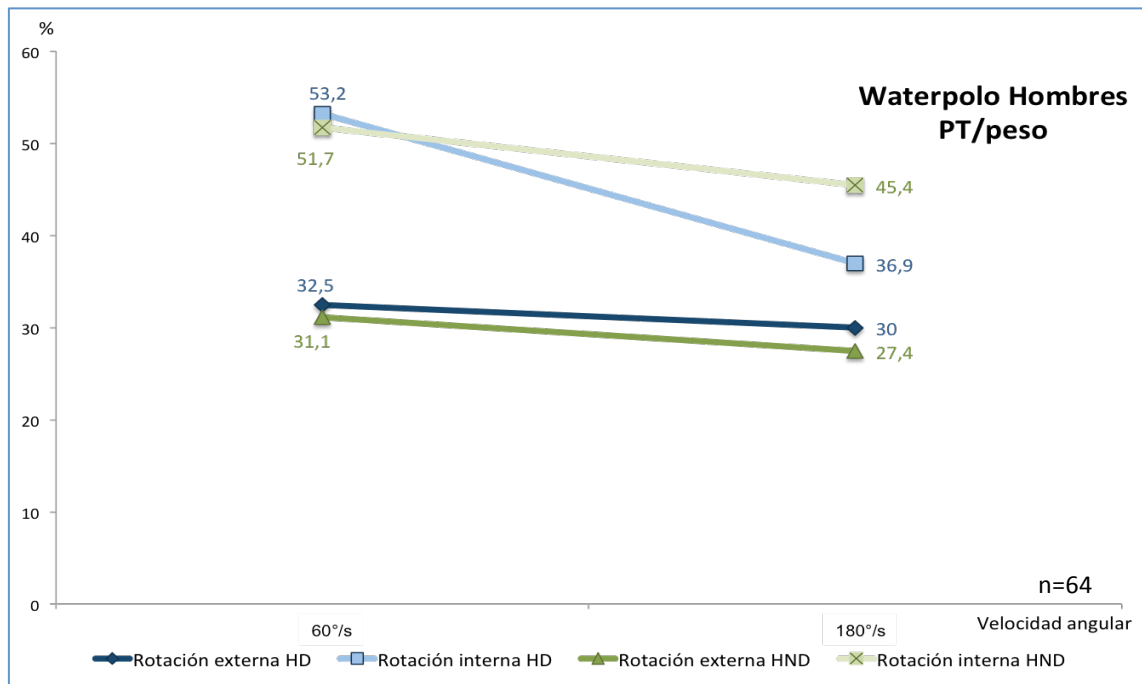


Figura 55. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.1.3. *Peak torque/peso* en mujeres de la modalidad de natación

En la población femenina, las deportistas integrantes del grupo de natación (figura 56), obtienen valores de las medianas del PT/peso para el movimiento de RI muy similares entre ambos hombros en las dos velocidades angulares estudiadas, siendo más elevados a 60°/s

En el movimiento de RE se observa también una similitud de los resultados de las medianas de PT/peso obtenidos entre ambos hombros, aunque levemente inferiores en el HND en ambas velocidades angulares, circunstancia que se muestra más evidente a 180°/s. Resulta interesante observar que los datos de la mediana del PT/peso que se obtienen en el HD son casi iguales en ambas velocidades angulares.

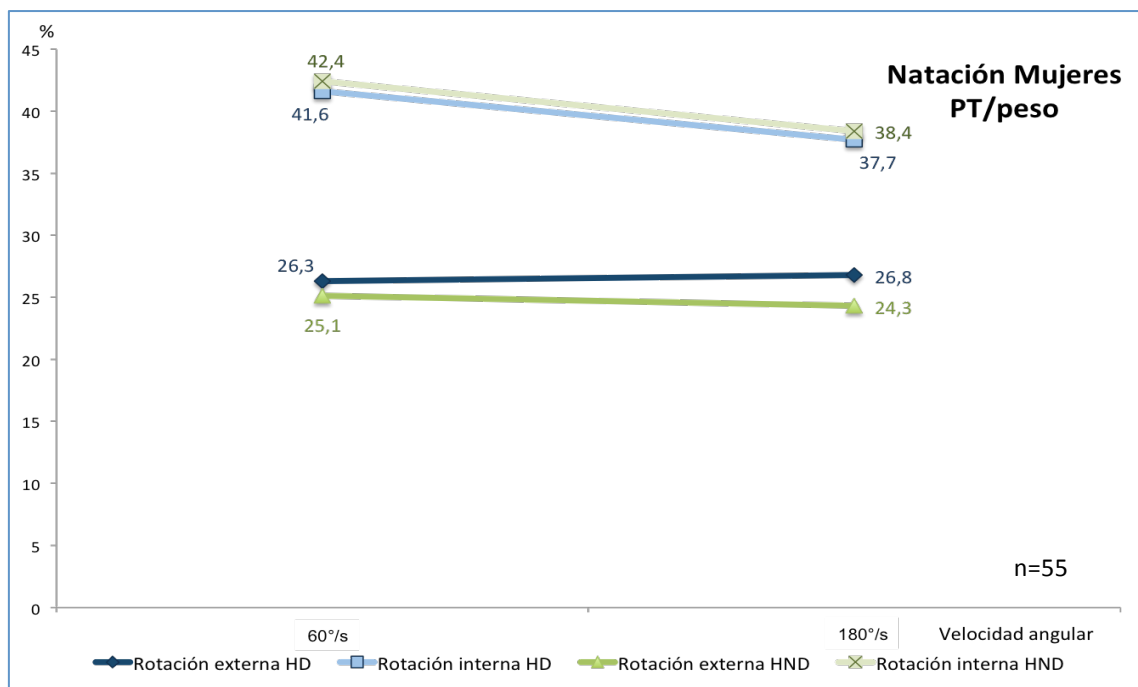


Figura 56. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque/peso*; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.1.4. Peak torque/peso en mujeres de la modalidad de waterpolo

Los valores de la mediana del PT/peso para el movimiento de RI en la población femenina que practica waterpolo de nuestra población (figura 57), son más elevados que los obtenidos para la RE, de la misma manera que se observaba en la muestra de nadadoras.

En el movimiento de RI, observamos datos de las medianas de PT/peso muy similares entre ambos hombros, siendo ligeramente inferiores las obtenidas a 180°/s.

En el movimiento de RE, los valores de las medianas de PT/ peso encontrados son menores en HND. Observamos una trayectoria paralela en ambos hombros, de manera que los valores a 60°/s son similares a 180°/s respectivamente.

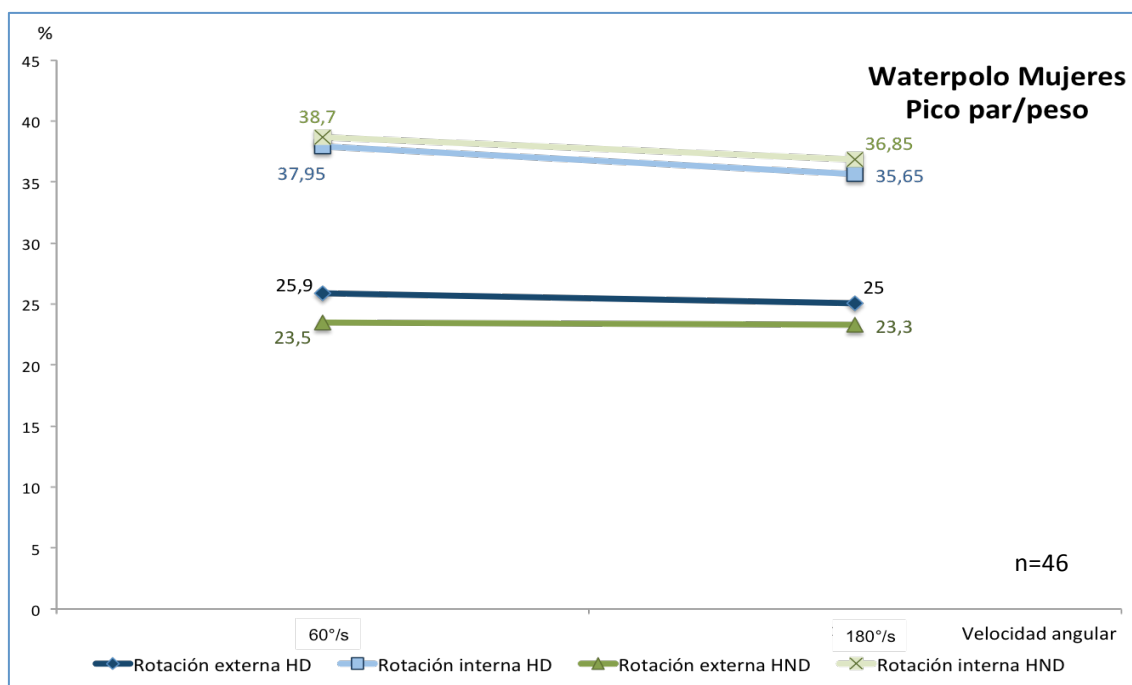


Figura 57. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.1.5. Peak torque/peso en mujeres de la modalidad de natación sincronizada

En las deportistas de natación sincronizada (figura 58), como en el resto de las modalidades estudiadas, predominan los valores de las medianas del PT/peso del movimiento de RI del hombro frente a RE.

En el movimiento de RI el HD obtiene valores mayores aunque la diferencia con el HND es muy débil.

En el movimiento de RE los valores más altos los alcanza el HND. De la misma forma que observamos en las integrantes del grupo de waterpolo, no existe gran diferencia entre los valores de las medianas obtenidas a las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s en este movimiento del hombro.

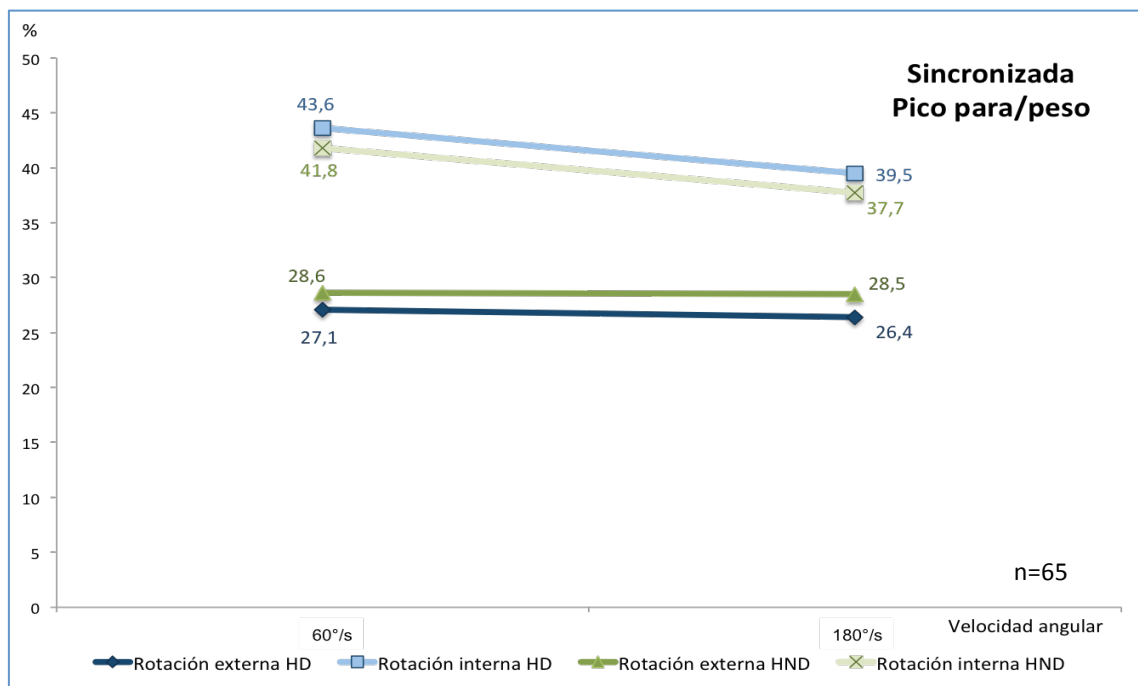


Figura 58. Valores de las medianas de la variable PT/peso en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (PT/peso: *peak torque*/peso; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; %: porcentaje; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.6.1.6. Relación del peak torque con otros factores

Mediante un análisis multivariante hemos querido estudiar la posible relación entre el PT/peso y diferentes factores como son la edad cronológica, el sexo, los estadios Tanner de desarrollo del vello púbico, la modalidad deportiva y la dominancia.

Realizamos un primer análisis relacionando de la **edad cronológica** con la variable PT/peso (figura 59), en ambos hombros (HD y HND) y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del hombro, RI y RE.

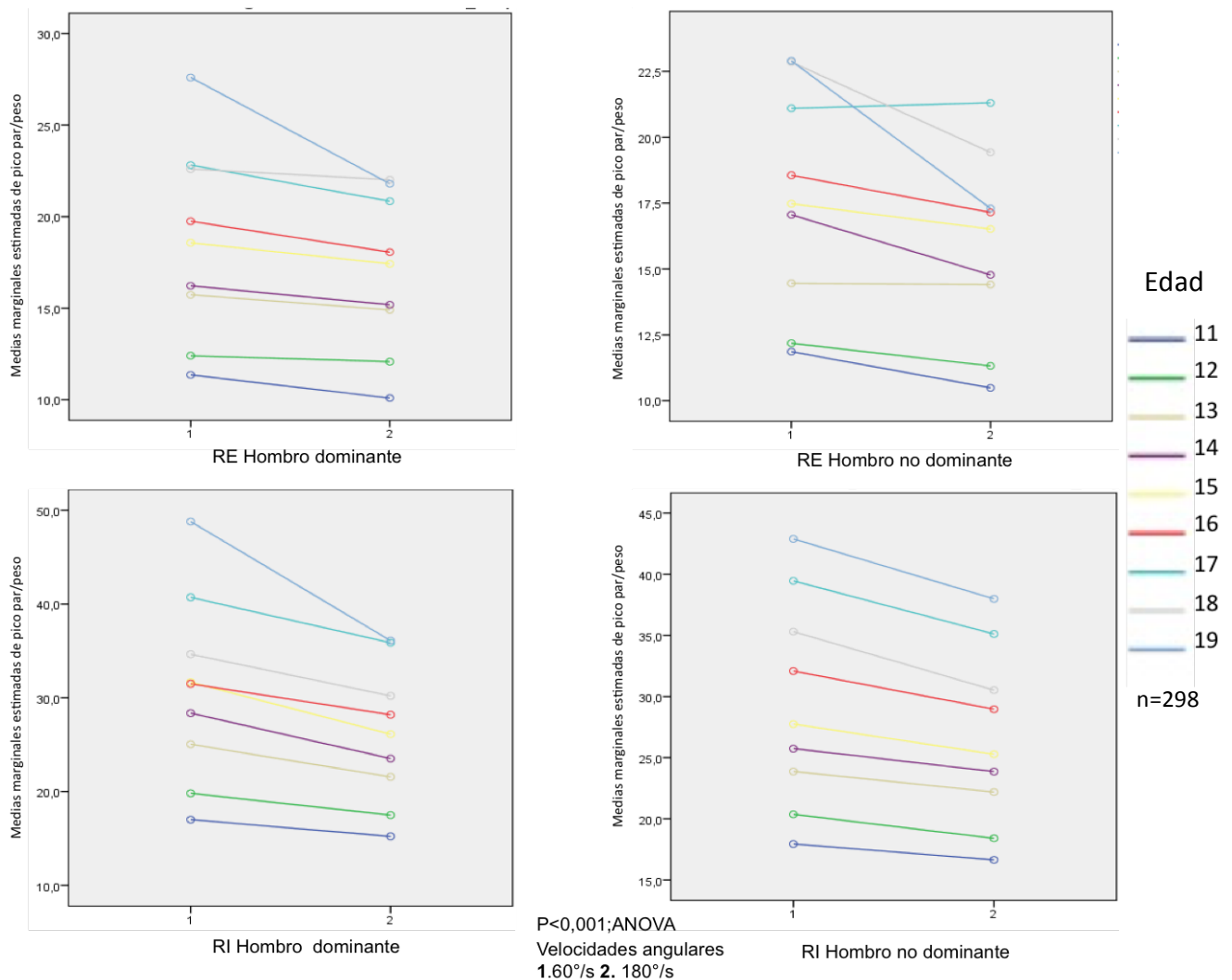


Figura 59. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con la edad, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

Observamos un aumento progresivo, junto con el avance de la edad, de los valores de las medianas del PT/peso, tanto en el movimiento de RI como RE, en las 2 velocidades estudiadas y en ambos hombros.

En todos los casos encontramos un mayor valor de PT/peso a la velocidad angular de 60°/s. De los 11 a los 17 años apreciamos una relación lineal, con valores muy parecidos entre ambas velocidades, pero este comportamiento varía a los 18 y, sobre todo a los 19 años, cuando apreciamos una clara diferencia del valor del PT/peso entre ambas velocidades. Estas diferencias encontradas son estadísticamente significativas ($p < ,001$).

El aumento del valor de la variable PT/peso relacionado con la edad es mucho más marcado a los 19 años, pues encontramos una clara diferencia con el PT/peso de la edad anterior, tanto en RE como RI, aunque sólo en el HD.

Como es de esperar cuando relacionamos los valores del PT/peso con el **sexo** de los participantes en el estudio (figura 60), encontramos que los deportistas masculinos tienen más fuerza, tanto en RI como en RE, que las femeninas con una significación muy alta $p < 0,001$.

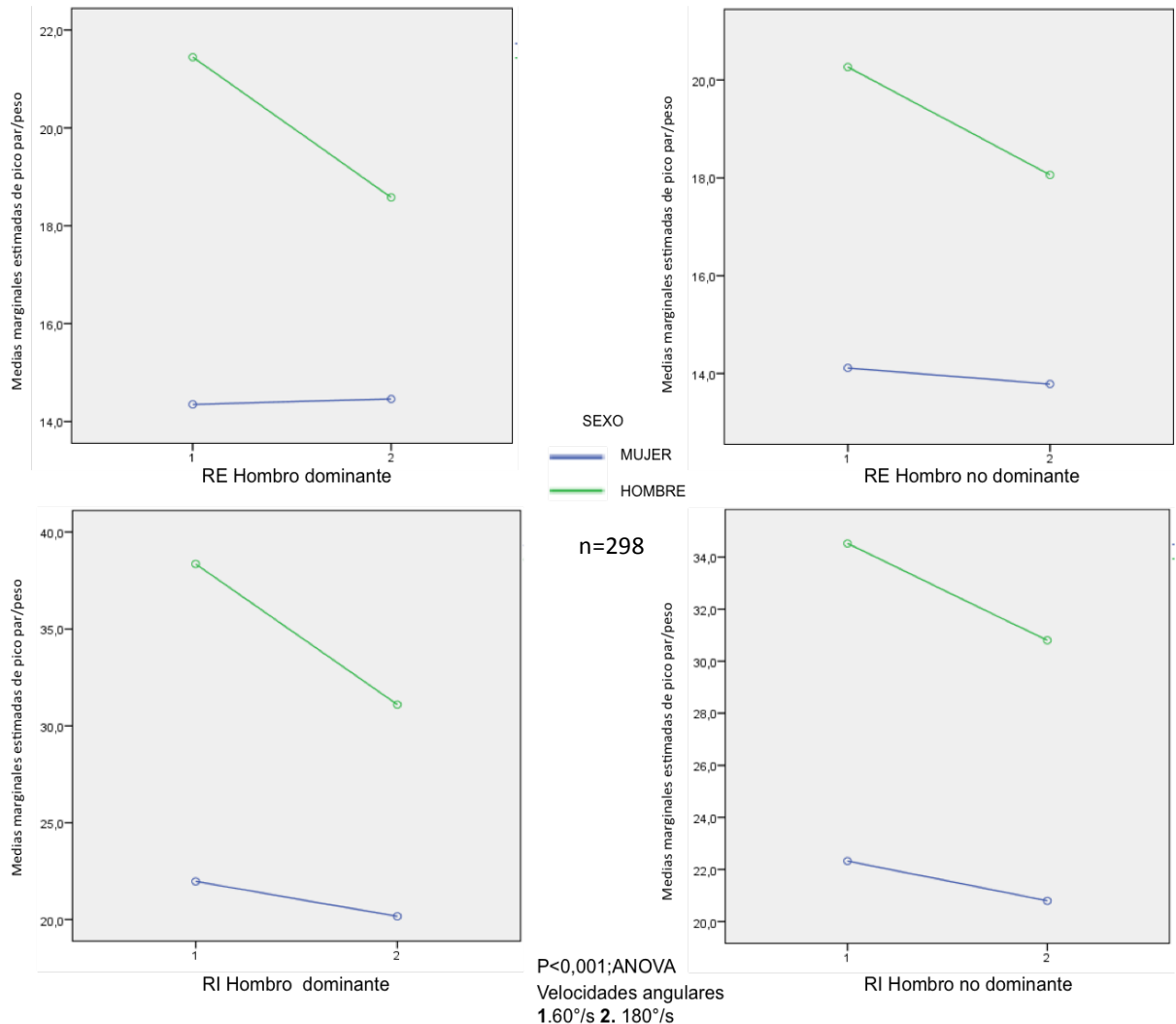


Figura 60. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con el sexo, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Otra de las relaciones que analizamos fue la de la variable PT/peso con los **estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico** (figura 61), tanto en el HD como en el HND y en los dos movimientos estudiados en la valoración isocinética del hombro, RI y RE.

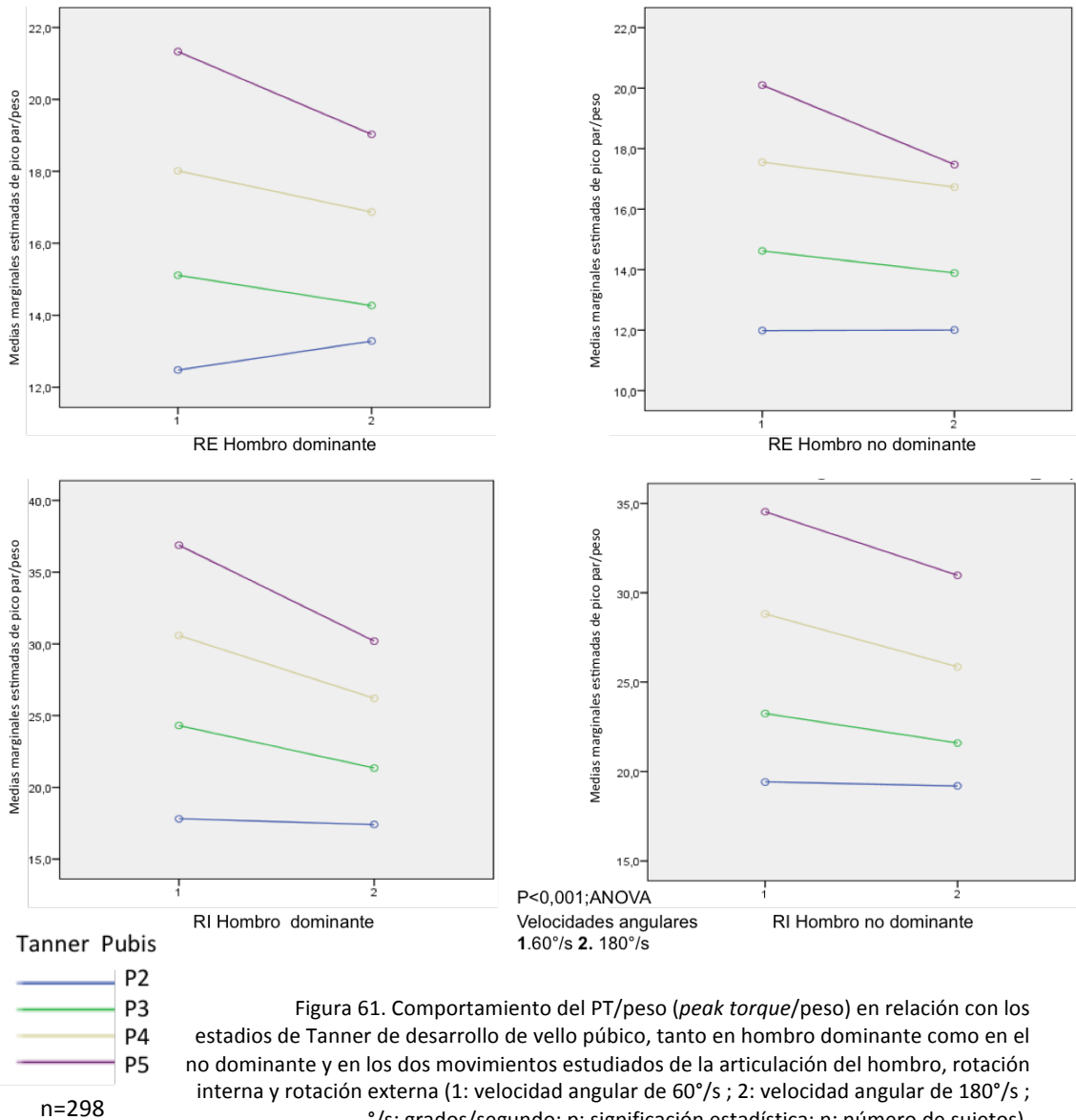
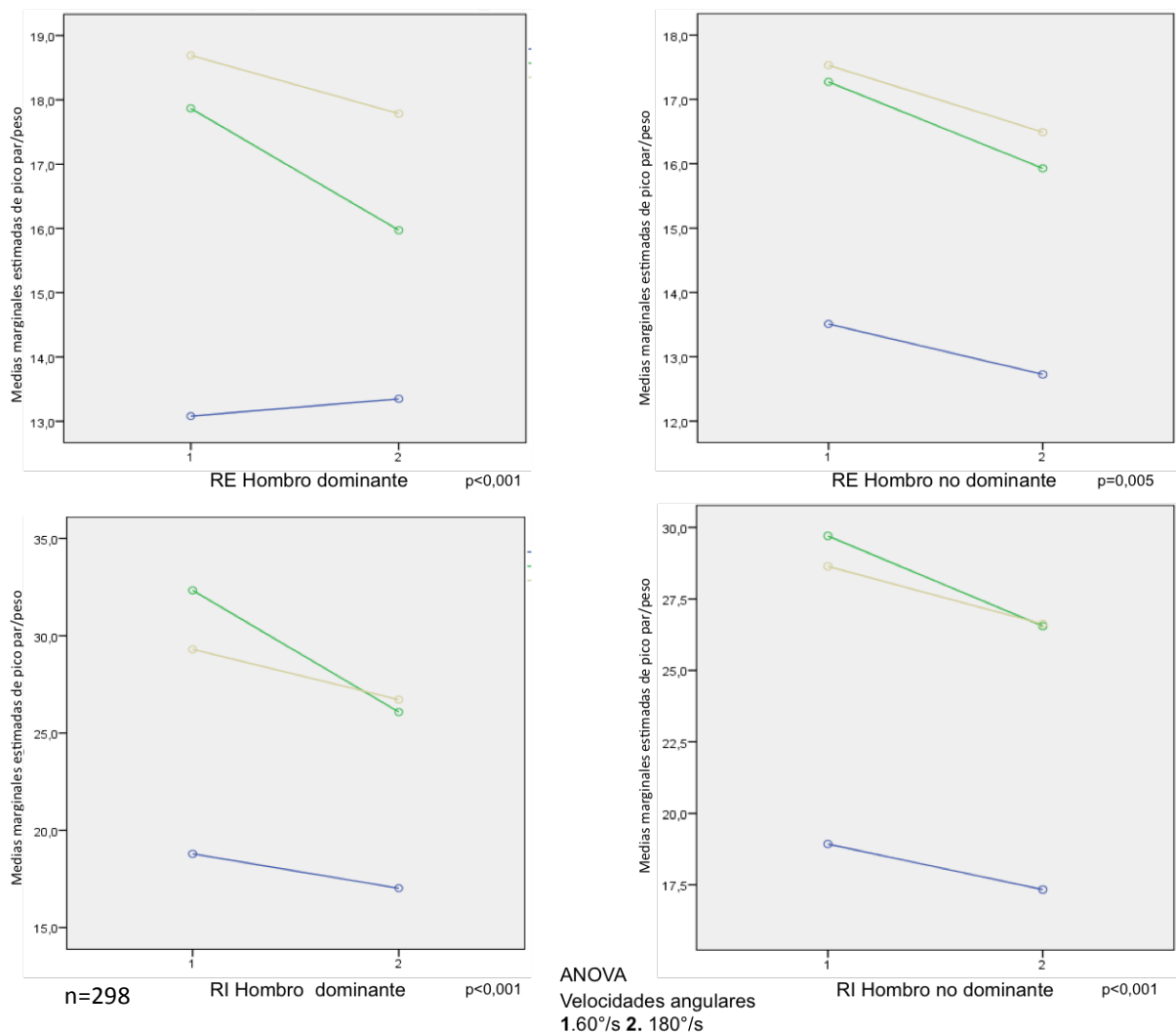


Figura 61. Comportamiento del PT/peso (*peak torque/peso*) en relación con los estadios de Tanner de desarrollo de vello púbico, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

En el comportamiento de la relación del PT/peso con los estadios de Tanner desarrollo del vello púbico observamos que hay un aumento gradual de la variable a medida que este desarrollo se completa. Es llamativo observar que en el estadio P2 los valores obtenidos de PT/peso son similares en ambas velocidades angulares, tanto en RI como RE y en ambos hombros.

El descenso de los valores de la variable PT/peso que ocurre con el aumento de la velocidad angular se hace más notable a medida que alcanzamos estadios de desarrollo madurativo más altos. Estas diferencias guardan una alta significación estadística $p < 0,001$.

Cuando analizamos la relación entre PT/peso y las diferentes **modalidades deportivas** estudiadas (figura 62), para el movimiento de RI del hombro, encontramos que los deportistas que obtienen valores mayores de esta variable son los integrantes en el grupo de natación, seguido de los jugadores de waterpolo y, por último, las integrantes del equipo de natación sincronizada.



Modalidad

- Sincronizada
- Natación
- Waterpolo

Figura 62. Comportamiento del PT/peso (*peak torque*/peso) en relación con la modalidad deportiva, tanto en hombro dominante como en el no dominante y en los dos movimientos estudiados de la articulación del hombro, rotación interna y rotación externa (1: velocidad angular de 60°/s ; 2: velocidad angular de 180°/s ; °/s: grados/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos)

En este mismo movimiento podemos observar, en la velocidad angular de 180°/s, que los deportistas que pertenecen a los grupos de natación y waterpolo obtienen valores similares de PT/peso, tanto en el HD como en el HND.

En el movimiento de RE de ambos hombros, los deportistas de waterpolo son los que consiguen valores más altos. En este mismo movimiento, aunque sólo en el HD, las deportistas de natación sincronizada presentan valores de PT/peso más elevados en la velocidad angular de 180°/s. Todas las diferencias halladas son estadísticamente significativas ($p < 0,001$).

No encontramos diferencias significativas entre el compartimiento del PT/peso en ambos hombros cuando lo relacionamos con la **dominancia**.

4.6.2. Potencia media

En este análisis hemos utilizado la potencia media obtenida en las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s y en ambos hombros, distribuido por modalidades deportivas (natación, waterpolo y natación sincronizada) y por sexo (hombres y mujeres).

4.6.2.1. Potencia media en hombres de la modalidad de natación

Los valores de la variable potencia media en los deportistas masculinos de natación son mayores en el HD, tanto para la RI como para la RE (figura 63).

En los dos movimientos del hombro, y de forma bilateral, se obtienen mayores valores de potencia media en la velocidad angular más alta (180°/s).

Podemos observar que los valores que se obtienen a 60°/s, tanto en RI como en RE, son muy similares cuando comparamos HD y HND.

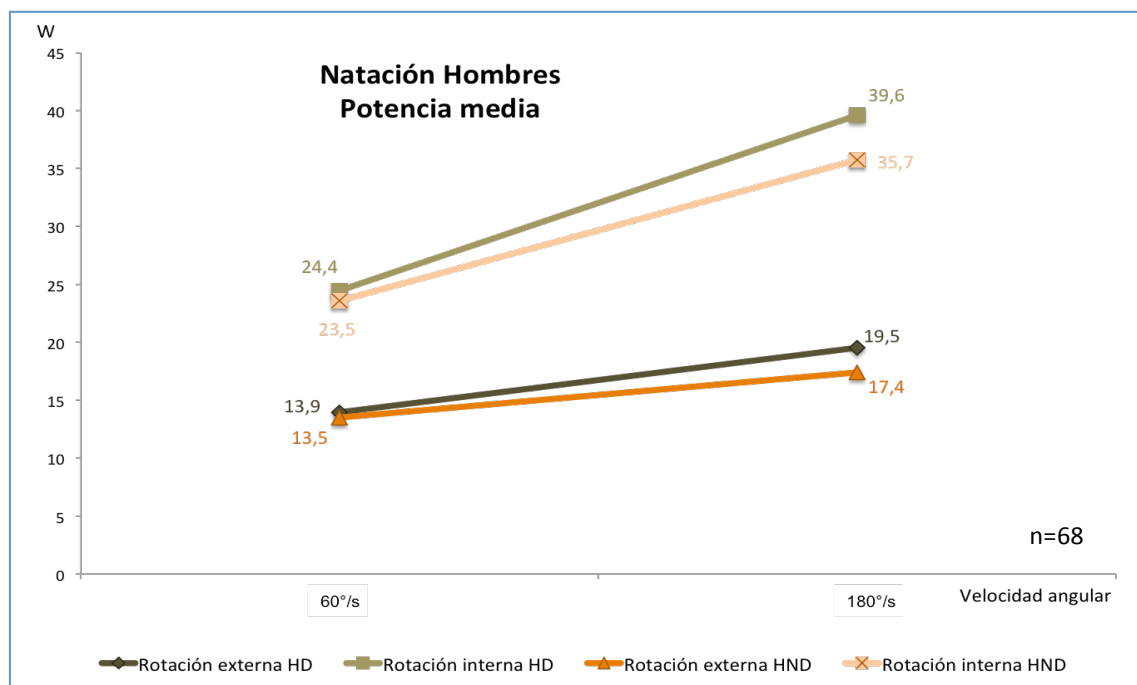


Figura 63. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.6.2.2. Potencia media en hombres de la modalidad de waterpolo

En el grupo de jugadores de waterpolo de nuestra población (figura 64) encontramos un comportamiento de la potencia media muy similar a los nadadores, es decir que los valores de esta variable, en estos deportistas, son mayores en el HD, tanto para la RI como para la RE.

Además, en los dos movimientos del hombro, y de forma bilateral, se obtienen mayores valores de potencia media en la velocidad angular más alta (180°/s).

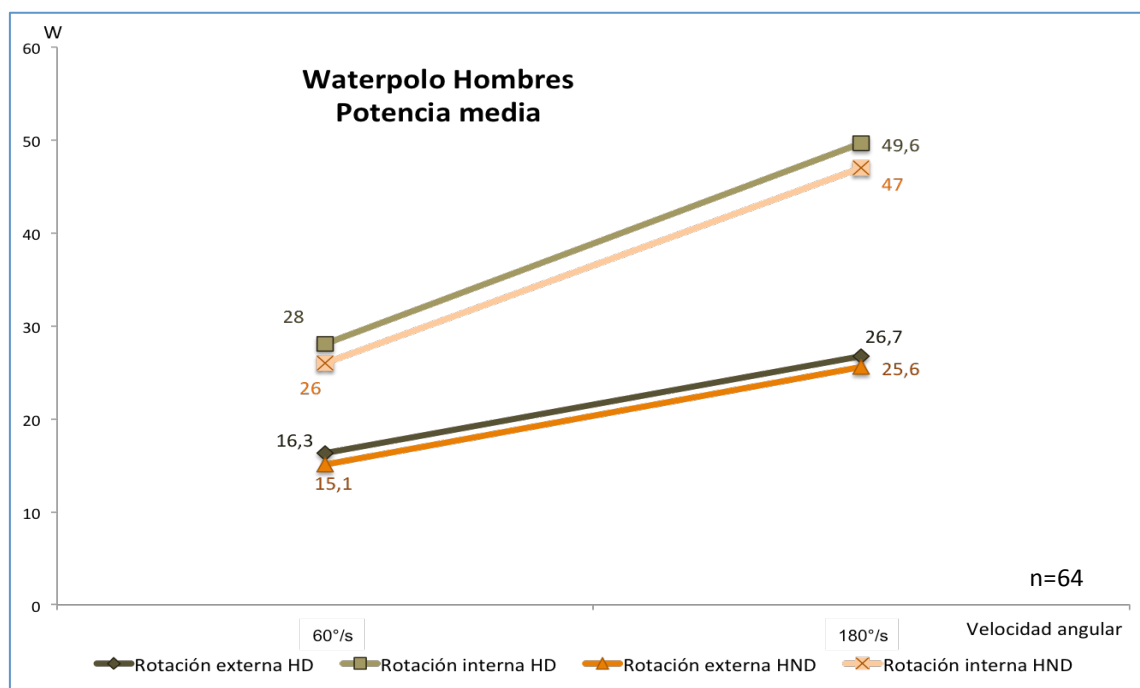


Figura 64. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.6.2.3. Potencia media en mujeres de la modalidad de natación

Los valores de la mediana de la variable potencia media en las mujeres de la modalidad de natación perteneciente a nuestra población (figura 65), se muestran muy similares en ambos hombros (HD y HND) para el movimiento de RI.

En el movimiento de RE del hombro, las semejanzas se circunscriben a la velocidad angular de 60°/s, pues a velocidad alta (180°/s) el valor de la mediana de la potencia media del hombro HD es superior al HND.

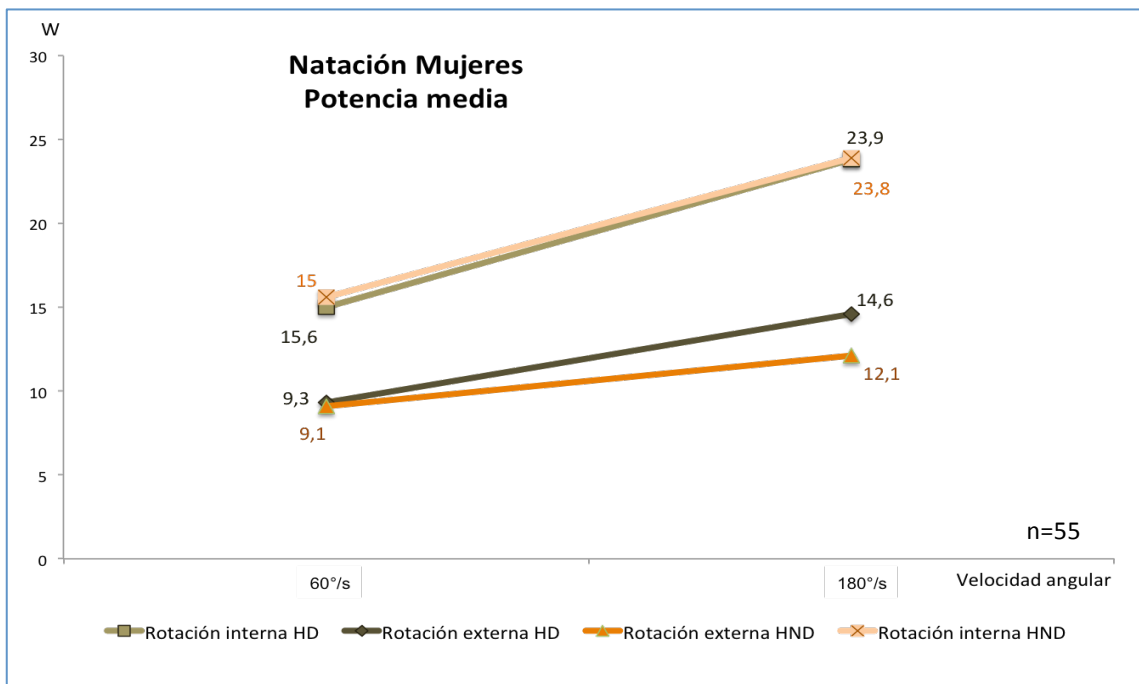


Figura 65. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.2.4. Potencia media en mujeres de la modalidad de waterpolo

Las jugadoras de waterpolo de nuestra población (figura 66) poseen unos valores de la variable potencia media más elevados para el HD a velocidad angular de 60°/s, tanto en los movimientos de RI como de RE del hombro, sin embargo a velocidad alta no muestran grandes diferencias en los valores.

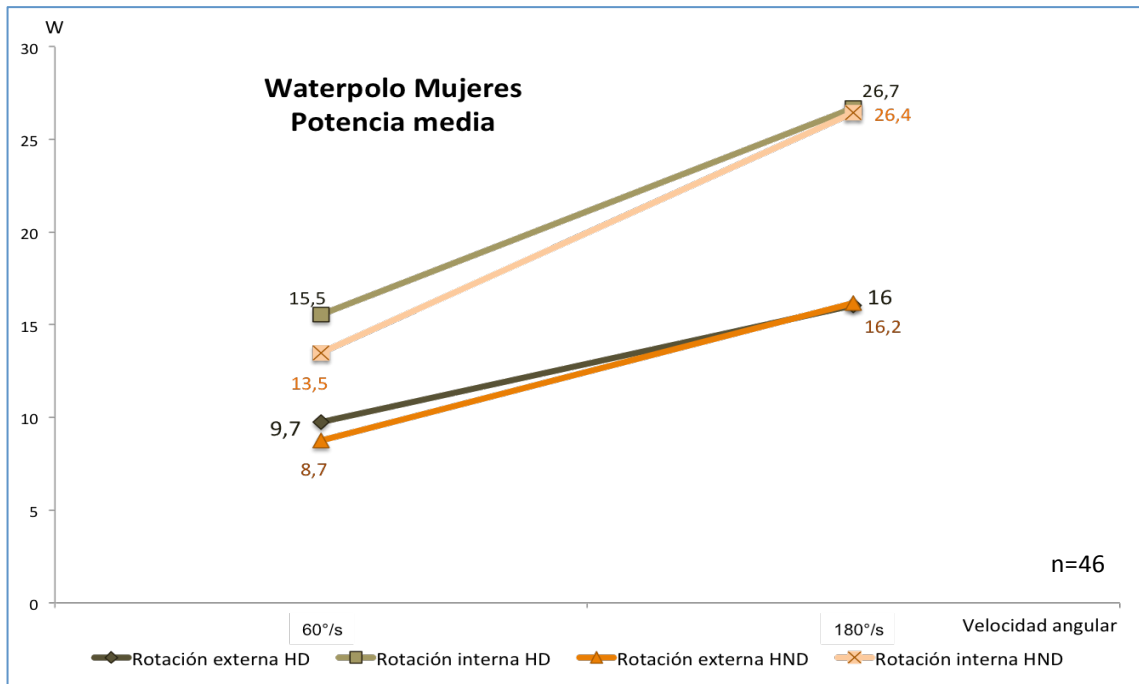


Figura 66. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

4.6.2.5. Potencia media en mujeres de la modalidad de natación sincronizada

Los valores de la mediana de la potencia media que muestran las deportistas de natación sincronizada (figura 67), para el movimiento de RI del hombro, son ligeramente inferiores en HD frente a HND en la velocidad angular de 60°/s, mientras que se muestran muy similares a 180°/s

En el movimiento de RE se obtienen valores de mediana de potencia media ligeramente superiores en el HD frente al HND.

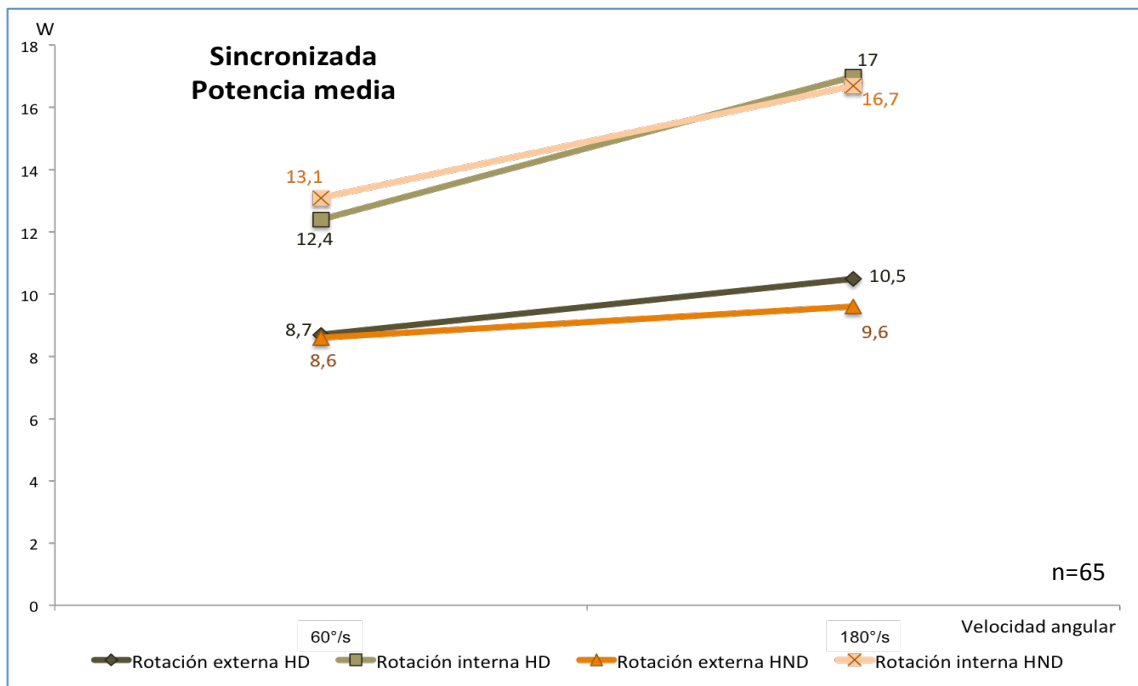


Figura 67. Valores de las medianas de la variable potencia media en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En marrón aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en naranja las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; W: vatios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

Se ha encontrado una fuerte correlación entre el PT/peso y el trabajo total y entre este y la potencia media en todas las velocidades angulares estudiadas, tanto para el HD como para el HND.

4.6.3. Trabajo total

En este análisis hemos utilizado el trabajo total obtenido en las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s y en ambos hombros, distribuido por modalidades deportivas (natación, waterpolo y natación sincronizada) y por sexo (hombres y mujeres).

4.6.3.1. Trabajo total en los hombres de la modalidad deportiva de natación

Cuando analizamos las medianas del trabajo total en la población masculina de natación integrada en nuestra población (figura 68), observamos que los valores obtenidos son mayores para el movimiento de RI, con una ligera diferencia a favor del HD frente al HND. Estos valores obtenidos a la velocidad angular de 60°/s son menores que a la de 180°/s.

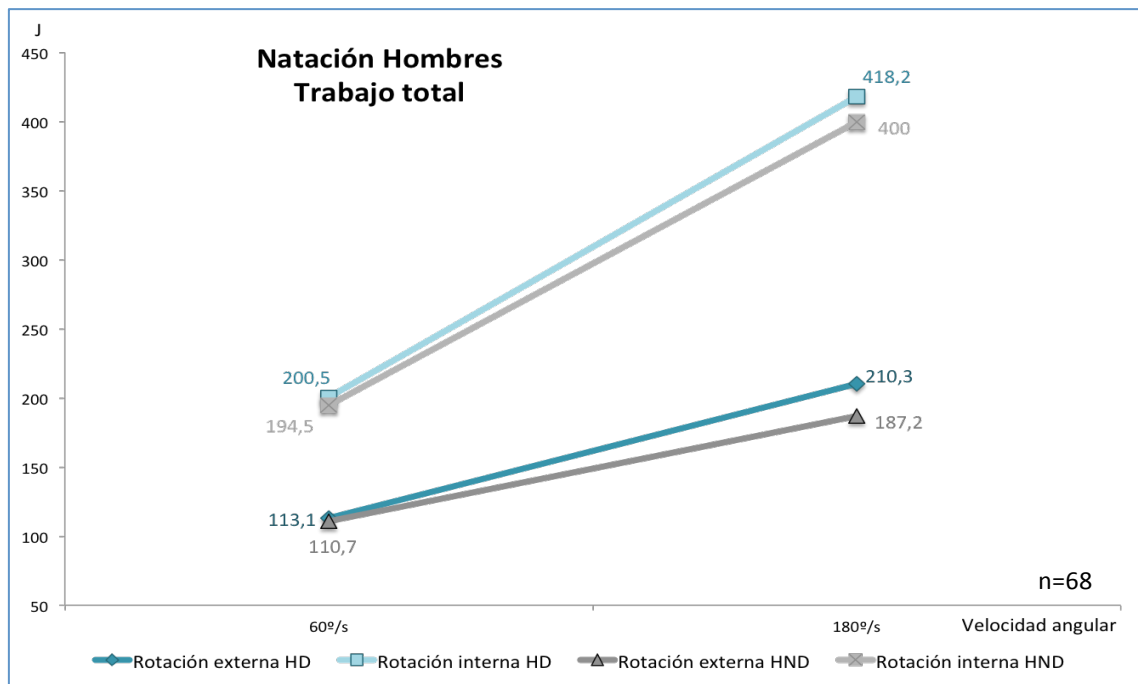


Figura 68. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Los valores de las medianas de la variable trabajo total en el movimiento de RE son similares en ambos hombros, e inferiores a los obtenidos en la RI. Los valores más altos encontrados en el movimiento de RE se dan en el HD y a la velocidad angular de 180°/s.

4.6.3.2. Trabajo total en lo hombros de la modalidad deportiva de waterpolo

En los deportistas de waterpolo masculino (figura 69), los valores de la mediana de la variable trabajo total para el movimiento de RI son levemente superiores en el HD. Encontramos valores menores a la velocidad angular de 60°/s frente 180°/s.

En el movimiento de RE, los valores de las medianas del trabajo total son superiores en el HD a los alcanzados en el hombro HND.

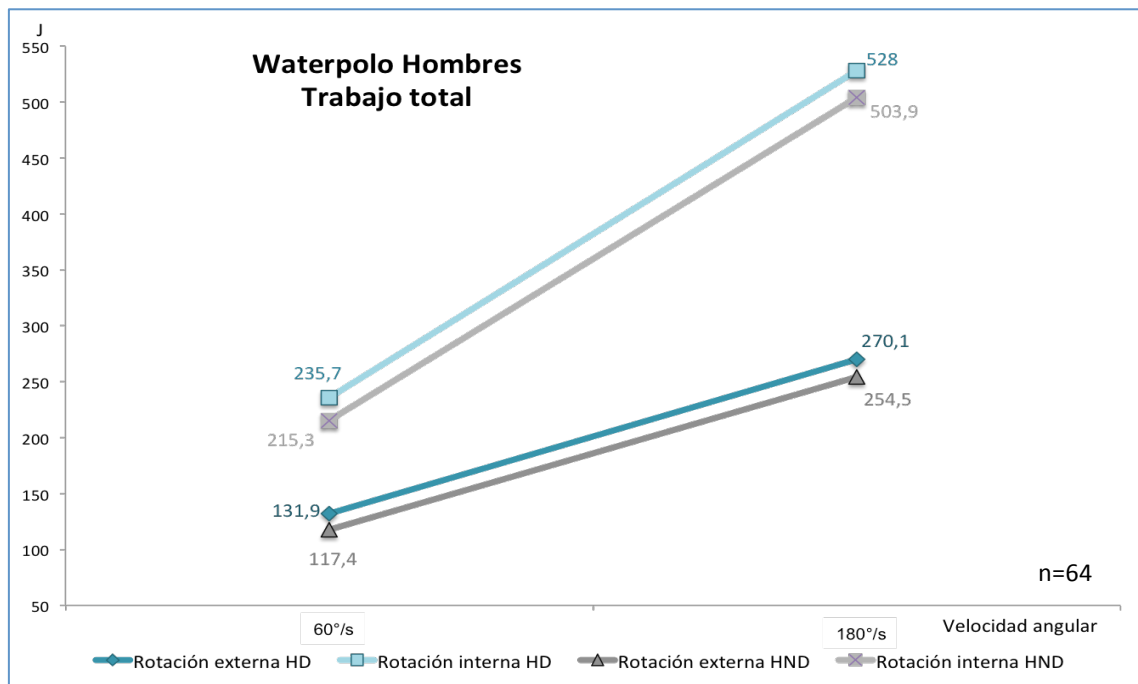


Figura 69. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.3.3. Trabajo total en las mujeres de la modalidad deportiva de natación

Los valores de la mediana de la variable trabajo total hallados en la población femenina de natación, muestra unos resultados para el movimiento de RE superiores en el HD a 180°/s, pero inferiores a los obtenidos en el movimiento de RI (figura 70).

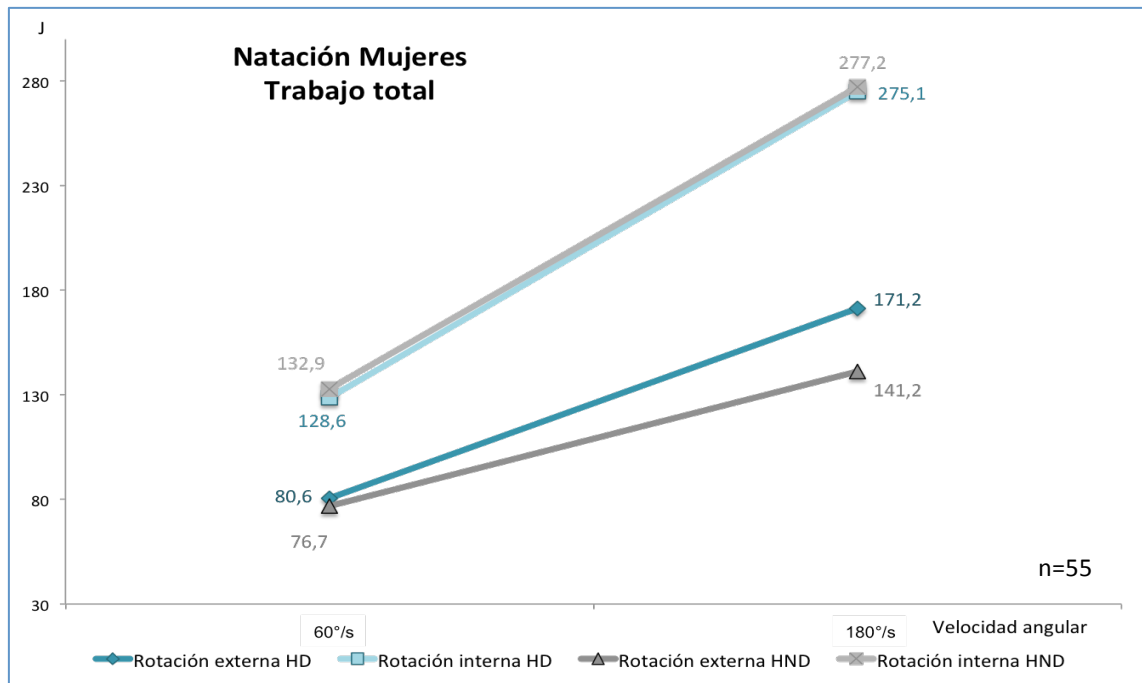


Figura 70. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.3.4. Trabajo total en las mujeres de la modalidad deportiva de waterpolo

En la modalidad de waterpolo femenina (figura 71), los valores que se obtienen de la mediana de la variable trabajo total son muy similares en ambos hombros para el movimiento de RI, sin embargo para el movimiento de RE se encuentra una superioridad de los resultados en el HD a la velocidad angular de 180°/s. En las dos velocidades estudiadas los valores obtenidos para el movimiento de RI son mayores que los obtenidos para la RE.

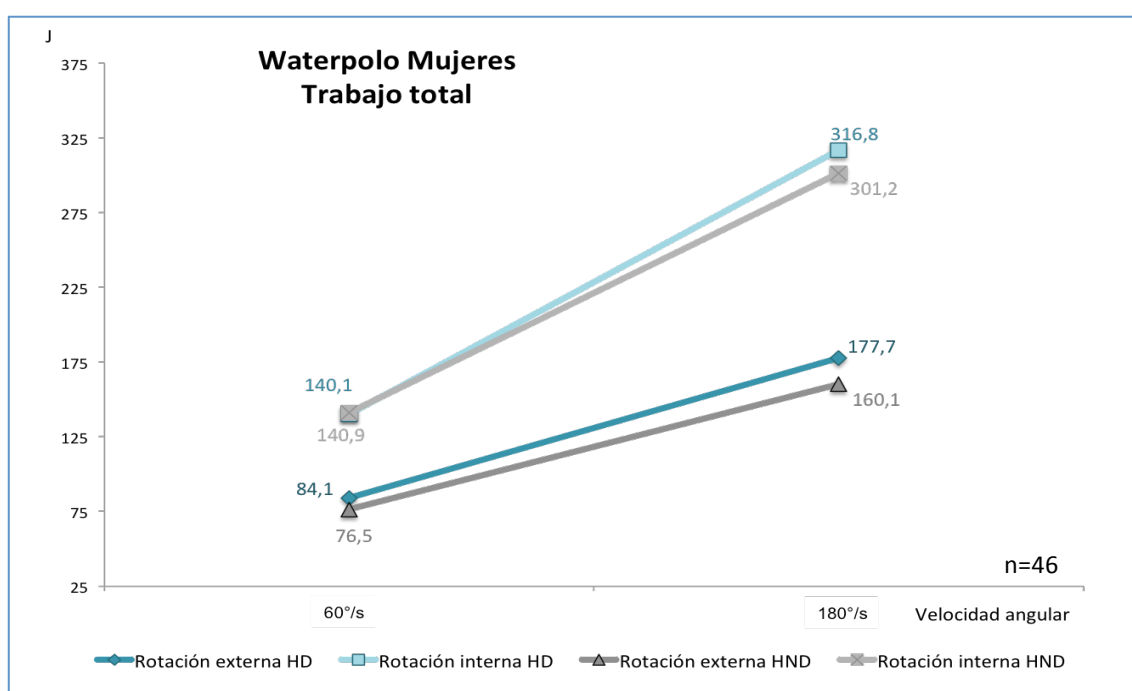


Figura 71. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.3.5. Trabajo total en las mujeres de la modalidad deportiva de natación sincronizada.

En la modalidad de natación sincronizada (figura 72), los valores de las medianas de la variable trabajo total obtenidos en el movimiento de RI son similares para ambos hombros, y superiores a los encontrados en el movimiento de RE. Los valores de la mediana de trabajo total obtenidos a 60°/s en el movimiento de RE son similares en ambos hombros, sin embargo observamos un leve despunte de estos valores a 180°/s a favor del HD.

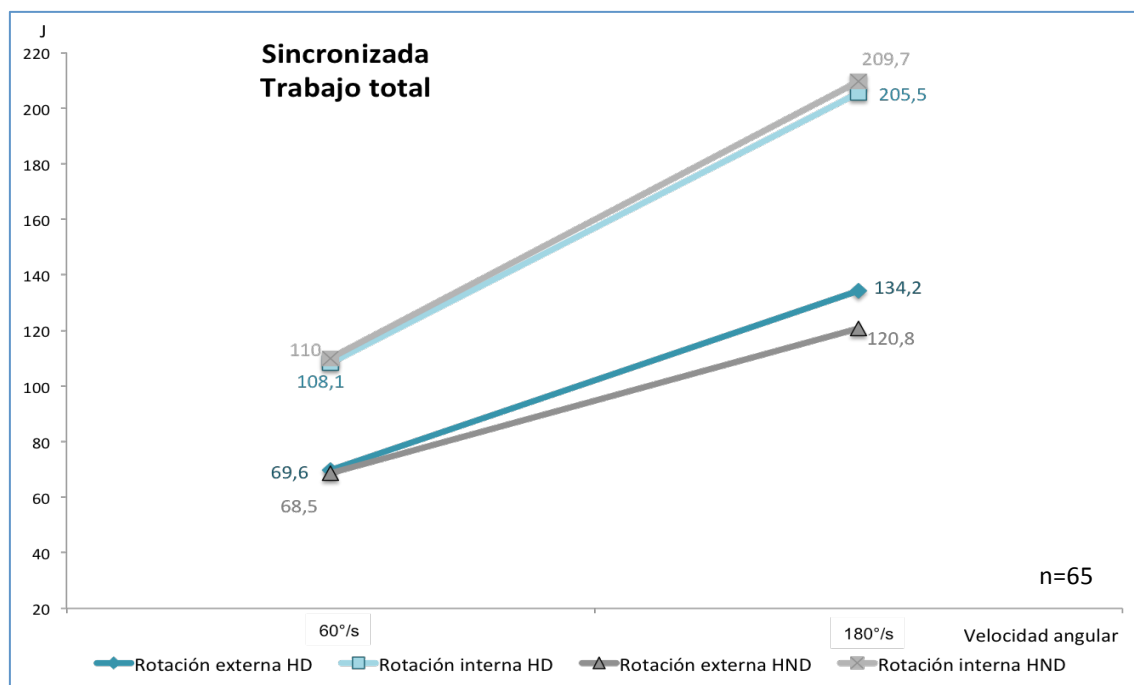


Figura 72. Valores de las medianas de la variable trabajo total en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En azul turquesa aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en gris las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

4.6.4. Tiempo del pico del momento máximo de fuerza

El tiempo del momento máximo de fuerza (TMMF) es aquel que transcurre desde el inicio del movimiento hasta que se alcanza el *peak torque* o el pico del momento máximo de fuerza y se expresa en milisegundos (ms). En general se emplea porque se considera un buen indicador de la fuerza explosiva y, por tanto, de rendimiento en un determinado movimiento.

Estudiamos el tiempo del pico del momento máximo de fuerza en ambos hombros, comparándolos en las distintas modalidades deportivas incluidas en este estudio: natación, waterpolo y natación sincronizada.

En un primer análisis comparamos las dos modalidades masculinas que están incluidas en este estudio, natación y waterpolo, y posteriormente se realizó en mismo análisis entre las modalidades con integrantes femeninas: natación, waterpolo y natación sincronizada.

Estudiamos, en la población masculina, la variable del tiempo del *peak torque* en la modalidad de natación (figura 73) y de waterpolo (figura 74).

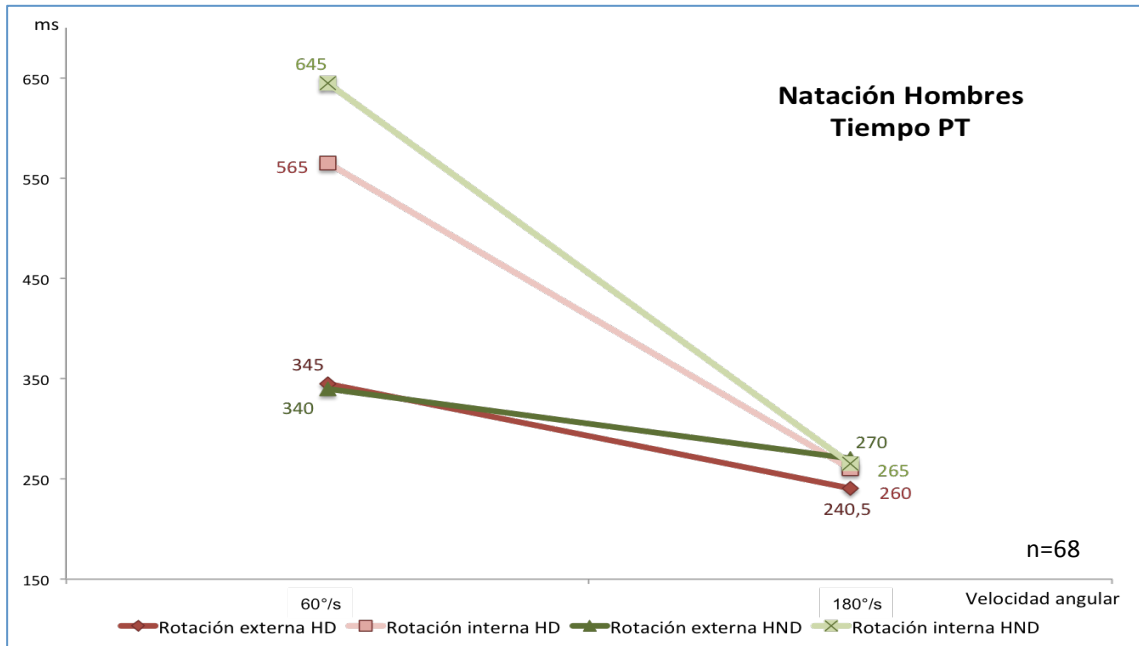


Figura 73. Valores de las medianas de la variable tiempo PT en la población masculina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

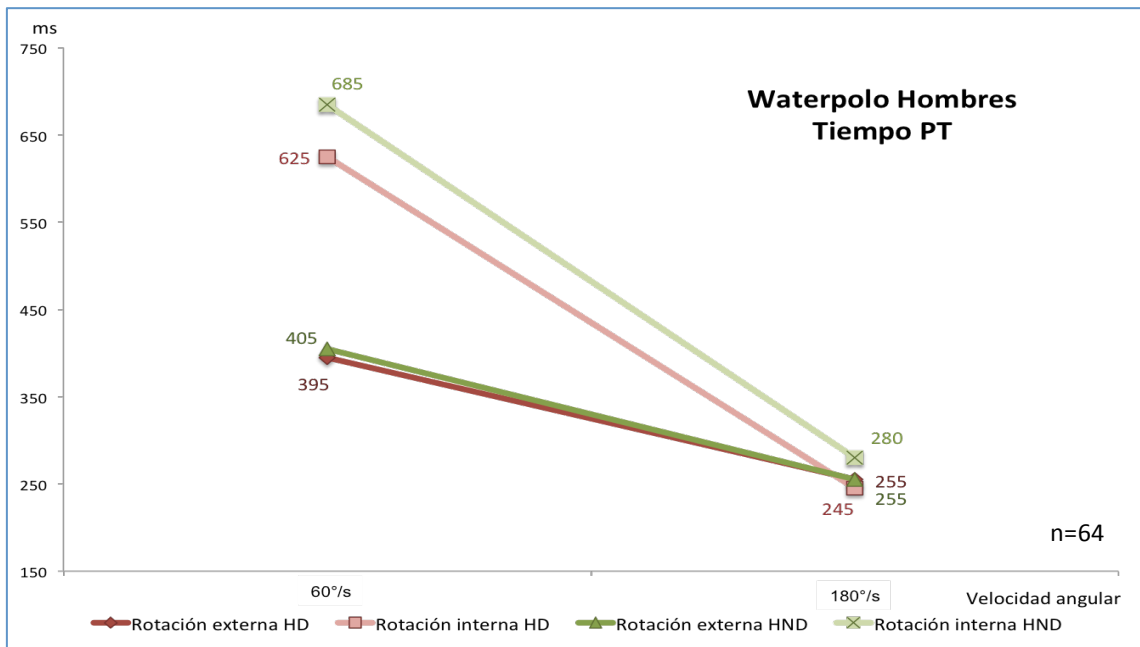


Figura 74. Valores de las medianas de la variable tiempo PT en la población masculina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

Estudiamos, en la población femenina, la variable del tiempo del *peak torque* en la modalidad de natación (figura 75), de waterpolo (figura 76) y natación sincronizada (figura 77)

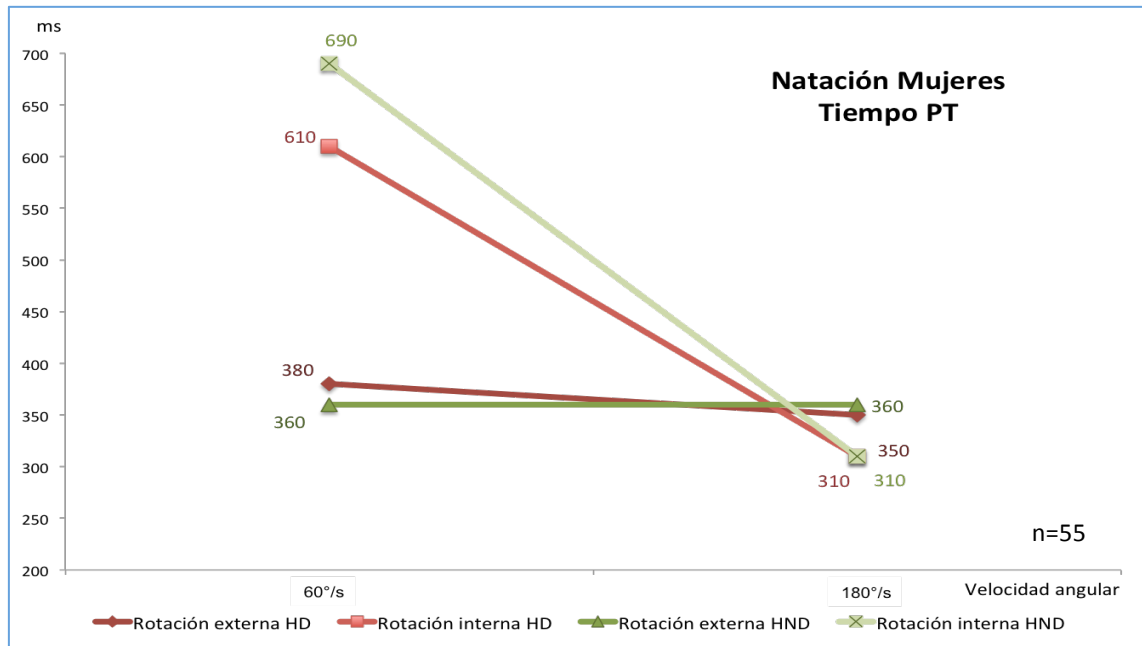


Figura 75. Valores de las medianas de la variable tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de natación, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos).

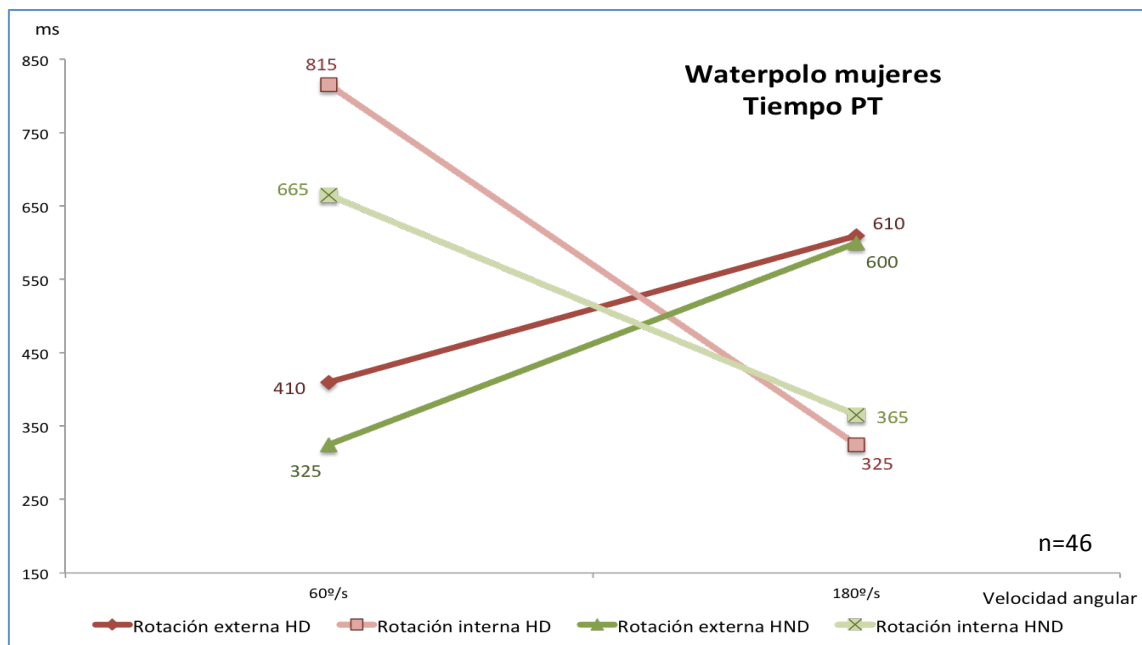


Figura 76. Valores de las medianas de la variable tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de waterpolo, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

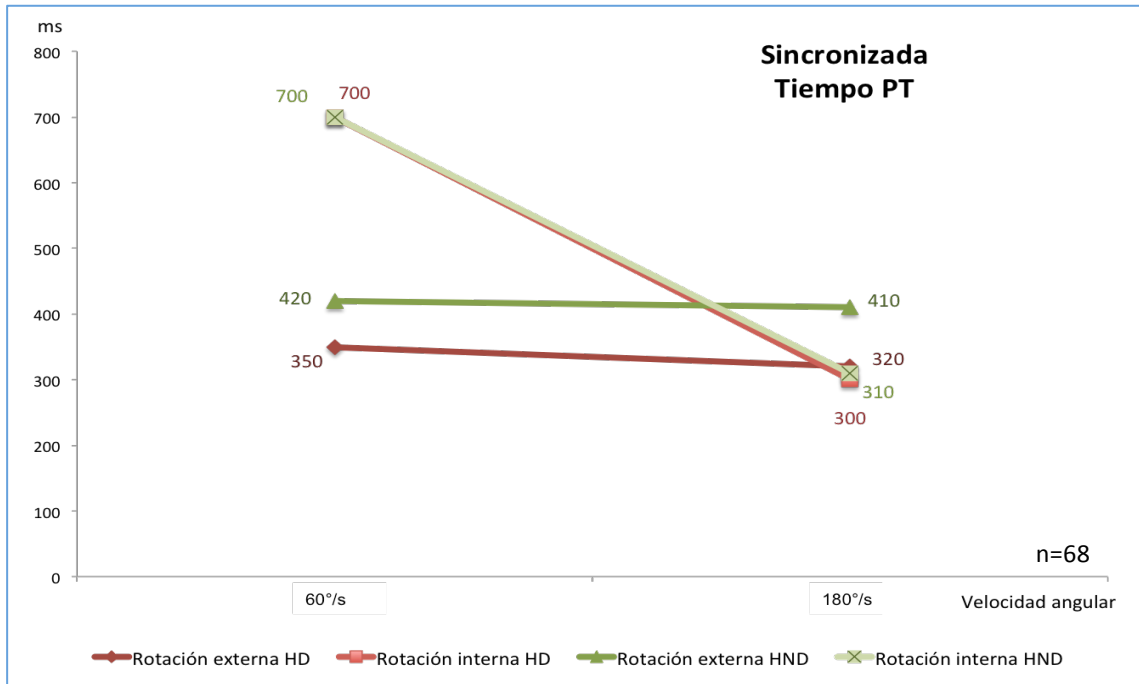


Figura 77. Valores de las medianas de la variable tiempo PT en la población femenina y modalidad deportiva de natación sincronizada, tanto para los músculos rotadores internos como rotadores externos del hombro. En rojo aparecen los valores de las medianas obtenidas en el hombro dominante y en verde las del hombro no dominante (HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; J: Julios; p: significación estadística; n: número de sujetos)

Se han realizado comparaciones de la variable del tiempo de *peak torque* entre los dos sexos de la muestra (tabla X), encontrando diferencias estadísticamente significativas en RI en la velocidad angular de 60°/s sólo para el HD, mientras que en la velocidad angular de 180°/s en los dos hombros. En la RE se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos hombros y en los 2 movimientos, sólo en la velocidad angular de 180°/s.

Tabla X. Comparaciones de la variable del tiempo del *peak torque* entre hombres y mujeres de la población (RE: Rotación externa; RI: Rotación interna; HD: hombro dominante; HND: hombro no dominante; °/s: grados/segundo; p: significación estadística)

Comparación de la variable tiempo PT con el sexo				
	RE		RI	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
HD	-	p<0,001	p=0,001	p<0,001
HND	-	p=0,001	-	p=0,003
U de Mann Whitney				

Cuando comparamos la variable del tiempo de *peak torque* entre las distintas modalidades de la muestra masculina, los resultados obtenidos reflejan una diferencia estadísticamente significativa entre las poblaciones, así en los nadadores obtienen un tiempo de *peak torque* menor (565ms) que el encontrado en los jugadores de waterpolo (625ms), con una significación estadística de $p=0,05$ (U de Mann Whitney). Estos datos pueden significar un mayor rendimiento de los nadadores para ese movimiento de RI y en la velocidad angular de $60^\circ/s$, que puede explicarse debido a su gesto deportivo.

Cuando comparamos la variable del tiempo de *peak torque* entre las distintas modalidades de la muestra femenina, los resultados obtenidos reflejan una diferencia estadísticamente significativa entre las poblaciones, en rotación interna en el hombro dominante para las diferentes modalidades ($p=0,02$; prueba de Kruskal Wallis).

Al realizar la comparación por parejas (tabla XI), observamos que sólo son estadísticamente significativas las diferencias encontradas entre las nadadoras (610ms) y las jugadoras de waterpolo (815ms), en el HD y para el movimiento de RI.

Tabla XI. Comparación por parejas del tiempo de *peak torque* entre modalidades femeninas de la población del estudio.

	NATACIÓN	WATERPOLO	SINCRONIZADA
NATACIÓN		$p=0,008$	$p=0,1$
WATERPOLO			$p=0,2$
SINCRONIZADA			

4.6.5. Relación agonista – antagonista

Encontramos relevancia estadística en el equilibrio entre los músculos agonistas y antagonistas de la rotación del hombro en los deportistas masculinos de nuestra población a la velocidad angular de 180°/s en ambos hombros (figura 78). En el HD, los jugadores de waterpolo son los que se acercan más al equilibrio entre las fuerzas. Los nadadores, sin embargo, tienen un predominio de la musculatura rotadora interna a 180°/s.

En el HND, predomina la fuerza de la musculatura rotadora interna a la velocidad angular de 180°/s en ambas modalidades, aunque los jugadores de waterpolo se acercan más al equilibrio. No encontramos significación estadística en las diferencias del índice agonista – antagonista en ambos hombros, a la velocidad angular de 60°/s.

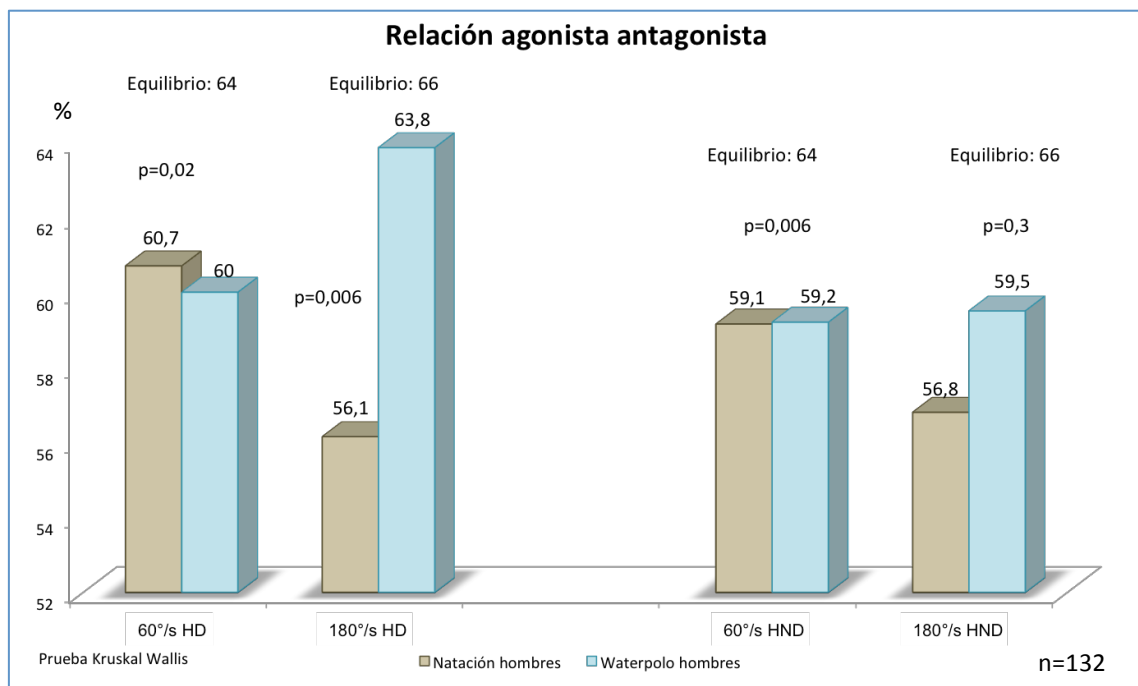


Figura 78. Relación agonista – antagonista de los músculos del hombro de los hombres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación como de waterpolo, en el hombro dominante y no dominante, y a las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

En cuanto a la relación agonista – antagonista de la musculatura rotadora del hombro en deportistas femeninas de nuestra población (figura 79), observamos que en el HD en la velocidad angular de 60°/s hay un predominio de la musculatura rotadora interna en todas las modalidades. Las nadadoras de sincronizada son las que más se acercan al equilibrio muscular. En la velocidad angular de 180°/s, tanto natación sincronizada como waterpolo muestran un equilibrio en el par de fuerzas, mientras que las nadadoras mantienen el desequilibrio hacia la musculatura rotadora interna. Todos estos hallazgos son estadísticamente significativos.

En el HND hay un desequilibrio hacia la RI en las dos velocidades estudiadas, y en todas las modalidades aunque más marcado en la población de natación. Sólo encontramos significación estadística en la velocidad angular de 60°/s.

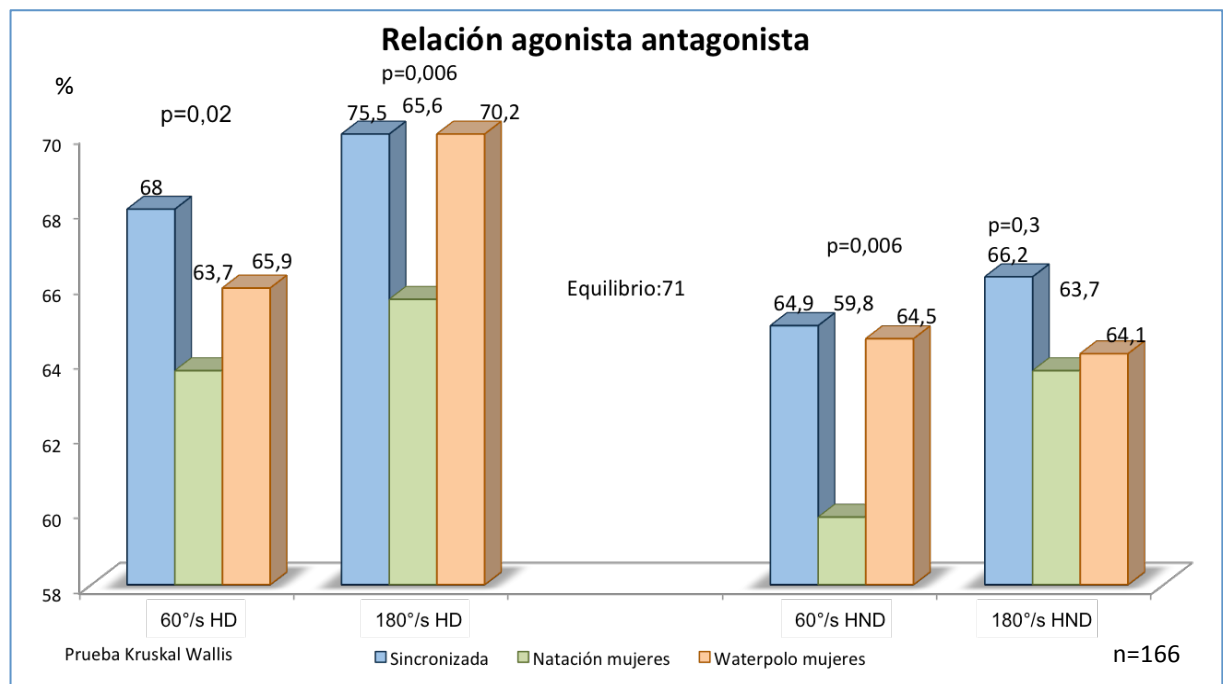


Figura 79. Relación agonista – antagonista de los músculos del hombro de los mujeres de nuestro estudio, tanto de la modalidad de natación, waterpolo como en natación sincronizada, en el hombro dominante y no dominante, y a las velocidades angulares de 60°/s y 180°/s (°/s: grado/segundo; p: significación estadística; n: número de sujetos).

Al realizar las comparaciones por parejas, observamos que las diferencias encontradas en el índice agonista – antagonista a la velocidad angular de 60°/s es significativa entre las deportistas de natación y natación sincronizada tanto para el HD (tabla XII) como para el HND (tabla XIII). Lo mismo observamos en el HD a la velocidad angular de 180°/s (tabla XIV).

Tabla XII. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro dominante a la velocidad angular de 60°/s.

HD - 60°/s	NATACIÓN	WATERPOLO	SINCRONIZADA
NATACIÓN		p=0,9	p=0,01
WATERPOLO			p=0,3
SINCRONIZADA			

Tabla XIII. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro no dominante a la velocidad angular de 60°/s.

HND - 60°/s	NATACIÓN	WATERPOLO	SINCRONIZADA
NATACIÓN		p=0,1	p=0,005
WATERPOLO			p=1
SINCRONIZADA			

Tabla XIV. Comparación por parejas del índice agonista – antagonista en el hombro dominante a la velocidad angular de 180°/s.

HD - 180°/s	NATACIÓN	WATERPOLO	SINCRONIZADA
NATACIÓN		p=1	p=0,007
WATERPOLO			p=0,06
SINCRONIZADA			

DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

5.1. Variables sociodemográficas

Como ya hemos comentado previamente, se considera que las niñas se encuentran en la adolescencia entre los 12 – 18 años y los niños entre 14 – 18 años, debido a los diferentes ritmos que se producen en la maduración en ambos sexos. A pesar de ser continuo, estos ritmos madurativos variables nos inducen a dividir este periodo en tres fases: adolescencia temprana (11-13 años), media (14-17 años) y tardía (17-18 años)^{28, 31}.

Nuestra muestra consta de sujetos de ambos sexos, que se encuentran entre las tres fases de la adolescencia descritas y el inicio de la edad adulta, puesto que están incluidos sujetos con un rango de edades comprendidas entre los 11 y los 19 años.

Al no seguir una distribución normal, para poder describir los parámetros de tendencia central de nuestra muestra, utilizaremos la mediana con los límites mínimo y máximo respectivamente.

La mediana global de la edad se encuentra en los 15 años (11 – 19), pero si la distribuimos la población teniendo en cuenta los sexos, la mediana de edad en los hombres se sitúa en 15 años (11 – 19) mientras que en las mujeres lo hace en 14 años (11 – 18).

Dentro de los deportes acuáticos hemos escogido, para que formen parte de nuestra población, aquellos sujetos incluidos en las modalidades deportivas de natación, waterpolo y natación sincronizada. Si atendemos a las edades que presentan cada una de estas modalidades, observamos que en natación la mediana de edad se encuentra en los natación 14 años (11 – 19), mientras que en waterpolo y natación sincronizada se sitúa en los 15 años (12 – 17).

Cuando examinamos las modalidades deportivas y las edades de los sujetos que han escogido otros autores para sus investigaciones, nos encontramos con una amplia variación de criterios.

La mayoría de los autores que estudian deportistas acuáticos, se refieren en sus trabajos al término “natación”, con lo que suponemos que dejan fuera de sus muestras a sujetos que practican waterpolo o natación sincronizada que nosotros sí hemos incluido en nuestra población. La mayoría de los investigadores, estudian sujetos que se encuentran en las etapas inicial o media de la adolescencia, como Batalha^{122, 123} que incluye sujetos de edades comprendidas entre 14 – 15 años, Mueller¹²⁴ entre 11 – 15 y Costa² entre 11 – 13 años. Otros autores incorporan sujetos preadolescentes como lo hace Schneider¹²⁵ en su trabajo, que contiene sujetos con edades comprendidas entre los 9 – 13 años. Gozlan⁷⁶ por su parte estudia individuos con más edad, incluyendo aquellos que se encuentran entre los 15 y 19 años, pero combina deportistas de alto nivel que compiten en deportes y modalidades tan diversas como tenis, voleibol y natación, que a pesar de tener gestos deportivos de miembros superiores por encima de la cabeza, no siempre son comparables en sus características de fuerza.

Si tenemos en cuenta investigaciones de valoración de fuerza en la adolescencia pero que contienen sujetos con otras modalidades deportivas, nos encontramos a autores como Ellenbecker¹²⁶ que estudia tenistas entre los 12 – 18 años con medias de edades por sexos de 16,4 en chicos y 15,3 en chicas. Huang¹²⁷, en sus investigaciones sobre beisbol, incluye sujetos entre los 10 – 23 años, dividiendo su muestra en 3 grupos de edades diferentes (9-12 años; 13-15 años 16-18 años).

También encontramos investigadores que comparan poblaciones de adolescentes deportistas y no deportistas, como Cools^{128, 129} con una población entre 11 – 17 (con una media de 12,8 años), o aquellos otros autores que centran su investigación en sujetos sanos que no practican deporte como De Ste.

Croix¹³⁰ con poblaciones entre los 11 – 12 años o entre los 14 – 16 años, y Bernad¹⁰⁵ con niños entre los 11 – 13 años.

En estos sujetos en crecimiento, además de tener en cuenta las edades en las que se realizan las valoraciones de fuerza, es importante contar también con los cambios que se producen en el peso y la talla del individuo y por ende en el índice de masa corporal (IMC).

En nuestra población encontramos que el IMC se sitúa en 21 para la población masculina y 19,7 para la femenina. Aunque parecidos, contrastan con los valores de Richardson¹³¹ pues los deportistas de sexo masculino de su población muestran unos valores ligeramente más bajos que en la nuestra (19,5 – 20,5) mientras que los de sexo femenino presentan valores más altos (20,2 – 20,4). Estas pequeñas diferencias pueden deberse a la cantidad o la modalidad de entrenamiento de fuerza.

Si lo examinamos por modalidad deportiva, el IMC mas bajo nos lo encontramos en el grupo de natación sincronizada con 18,6, seguido de natación con un IMC de 20,1 y, por último, waterpolo con una cifra de 21,7.

Como es lógico, el IMC va aumentando conforme se va completando el desarrollo madurativo del individuo y por ello nos encontramos que los valores más bajos de nuestra muestra (16,4) corresponden a los sujetos con un estadio de Tanner P2 para el desarrollo del vello púbico, mientras que los más elevados (21,4) lo obtenemos en los deportistas que se encuentran en el estadio P5. Es destacable el salto en el IMC que observamos entre el estadio P2 y el siguiente, P3, en el que los sujetos presentan un IMC de 19,6.

Schneider¹²⁵, en una población de nadadores, sitúa los valores de los sujetos prepúberes en 18,3 para los hombres y 17,2 para las mujeres, ambos resultados por encima de los encontrados en nuestra muestra, mientras que en sujetos púberes los sitúa en 19,6 para los hombres y 18,6 para las mujeres.

5.2. Valoración isocinética

5.2.1. Metodología de la valoración isocinética

Una de las cuestiones más importantes cuando se comienza una investigación sobre la valoración de fuerza del con el dinamómetro isocinético, es la elección de la postura en la que se van a realizar las pruebas, pues según comentan Keating⁵⁹, Ellenbecker⁹⁷ y Radaelli¹³², este hecho va a influir en los valores de los distintos parámetros de fuerza que se obtienen, lo que obliga a mantener una cierta cautela a la hora de comparar valoraciones realizadas con distintas posiciones del aparato. Por su parte Lorren⁷² afirma que la mejor posición debe ser la más confortable para el sujeto, pues nos permitirá obtener unos mejores resultados.

Desde que se concibió el método isocinético para la evaluación de la fuerza son múltiples los aparatos y las posturas que se han utilizado, tanto para la valoración del tronco como para el complejo articular del hombro. Así nos podemos encontrar en la literatura autores que, refiriéndose a la valoración del tronco, utilicen instrumentos que mantengan a la persona en bipedestación, sentado, tumbado en decúbito supino o incluso en decúbito lateral^{63, 86}. Respecto al hombro, Dvir⁶³ describe posiciones en bipedestación, decúbito supino o lateral y sedestación, esta última en con el brazo situado en diferentes ángulos tanto de flexión como de abducción respecto al tronco. Esta versatilidad de las posiciones, en cualquier región que se valore, lleva asociada la variación en los sistemas de estabilización del sujeto y de corrección de la gravedad.

Si nos atenemos a la valoración de fuerza en el tronco, Los movimientos más frecuentemente evaluados son los de flexión y extensión, pero también aquí hay disparidad de pautas, pues existen dispositivos capaces de medir la fuerza de torsión.

En 2004 Dvir⁶³, tras varios años de investigación, llevó a cabo un intento de estandarización en el método de medición de fuerza del tronco, pero la

comparación entre los múltiples sistemas se encuentra muy limitada por la divergencia entre las posiciones y sistemas asociados de estabilización y corrección de la gravedad previamente comentados. Esta restricción es más amplia si tenemos en cuenta las afirmaciones de Dervisevic¹³³ quien asevera que los datos no son sólo específicos para cada aparato, sino que también puede influir el *software* utilizado.

Para la valoración de la fuerza isocinética en el presente estudio se utilizó un dinamómetro Biodex System 3 PRO, que según enuncian Grabiner⁹⁴, Timm¹³⁴ y Cheng Ho⁷³ en sus trabajos, se trata de un sistema fiable desde el punto de vista fisiológico para medir distintos parámetros de fuerza como son el momento máximo, la potencia y el trabajo, a la vez que permite la reproducción de los datos en distintas ocasiones.

Este sistema es capaz de evaluar la fuerza del tronco en los movimientos de flexión y extensión acoplado al dinamómetro un sillón adaptador (*Dual Position Back Ex/Flex Attachment*)⁷⁹ que mediante el ajuste del asiento, permite la valoración en dos posiciones diferentes, “tumbado o *semi - standing*” y “sentado o *seated – compressed*”. En la primera posición, “tumbado”, se simula la postura vertical del sujeto.

A pesar de que ambas posiciones miden la fuerza del tronco, los grupos musculares valorados resultan diferentes. Lorren⁷² argumenta que en la postura *tumbado* puede manifestarse una combinación entre los músculos de la cadera y la columna lumbar, que provoque un aumento de los valores de flexión debido al músculo psoas mayor. Peltonen¹³⁵ afirma que el psoas es un estabilizador de columna y potente flexor de cadera, que posee un papel importante en la hiperlordosis lumbar. En ese sentido Morini¹³⁶ encuentra en sus estudios un incremento entre 15 – 40% de la fuerza flexora de tronco, hecho que también ratifican Perrin⁷⁰ y Langrana^{88, 137} quienes incluso otorgan al psoas la capacidad de duplicar la fuerza del tronco en esta posición del isocinético.

En esa misma línea de pensamiento sobre la asociación de los músculos de la cadera y tronco, Dvir¹⁰⁴ plantea la posibilidad del incremento de los resultados de la fuerza en extensión debidos a la acción de la musculatura glútea e isquiosural.

En la posición *sentado*, el asiento del sillón se encuentra paralelo al suelo de manera que las caderas y rodillas quedan flexionadas. Ganzit¹⁰⁰ prefiere esta posición para minimizar las acciones sinérgicas de los músculos de la cadera y estabilizar los músculos de la pelvis. Morini¹³⁶ afirma que partiendo de esa flexión de cadera el psoas tiene una menor capacidad de trabajo. Lorren⁷² comenta que al encontrarse el músculo psoas relajado, se valora mejor la musculatura de la pared abdominal. A su vez Dvir⁶³ expone que al bloquear la pelvis, inhibimos en parte la musculatura extensora glútea e isquiosural, pudiendo valorar verdaderamente los extensores lumbares. Además de apoyar los argumentos de Dvir⁶³ sobre la musculatura posterior del tronco, Perrin⁷⁰ otorga fiabilidad a los datos del tronco sólo para esta posición.

Por todos estos motivos Dvir⁸⁴ asevera que *sentado* es la mejor posición para la valoración de la fuerza del tronco además de ser la postura más tolerada y la que permite un mayor rango de movimiento.

En nuestro trabajo hemos utilizado las dos posiciones, *tumbado* y *sentado*, pues consideramos que la biomecánica del tronco no se encuentra aislada de la de la cadera, actuando ambas en simbiosis en muchos de los movimientos que los deportistas realizan tanto en la vida diaria como en los distintos gestos deportivos que llevan asociadas las modalidades estudiadas. Por este motivo nos pareció interesante poder medir de una manera objetiva, varios parámetros de la fuerza que abarcase todos los músculos implicados, y esto lo conseguimos al utilizar ambas posiciones.

En lo referente al complejo articular del hombro, y más concretamente la articulación glenohumeral, al tratarse de una articulación esferoidea, nos permite una amplia gama de posibilidades de posicionar el brazo en el espacio,

convirtiéndose en la articulación móvil del cuerpo humano. Los movimientos que se van a poder valorar serán los de abducción – aducción, flexión – extensión y rotación interna – rotación externa. La mayoría de los autores, al igual que nosotros en este estudio, se centran en las rotaciones, pues son los músculos implicados en este movimiento los que más frecuentemente se ven afectados por lesiones y, ciñéndonos al ámbito deportivo, los que juegan un papel indispensable en una gran parte de los gestos deportivos que se realizan con los miembros superiores.

Ellenbecker^{95, 97, 138, 139}, autora de un gran número de trabajos sobre la valoración isocinética del miembro superior, utiliza diversas posiciones del sujeto y del hombro en los distintos estudios publicados, así el sujeto puede situarse en bipedestación o en decúbito supino, en algunos estudios el hombro lo sitúa en 90° de abducción y 90° de flexión y en otros lo hace en una posición más funcional.

Como ya apuntan Meeteren⁷⁵ y Codine⁷⁴ en sus trabajos, no se sabe cuál es la posición óptima para la valoración de las rotaciones del hombro, aunque, desde que Davies⁷⁷ la describió, parece que la posición funcional situando el brazo a 45° de abducción y alrededor de 30° de flexión, con el codo flexionado a 90° y posición neutra de pronó – supinación, es la más aceptada y utilizada por la mayoría de los autores. Perrin^{64, 70} y Dvir⁶³ la proponen como la posición más fisiológica, al contrario de la que mantiene el hombro a 90° de abducción, que además de no ser confortable, puede reproducir síntomas de compromiso subacromial. Codine⁷⁴, además de añadir que dicha postura no produce malestar ni dolor a los sujetos, también afirma que es óptima pues la estabilización hace que se minimicen las compensaciones de grupos musculares sinérgicos, hecho corroborado por Edouard⁸², que como complemento a la seguridad de la postura, apunta que al ser más confortable, permite obtener de forma más fiable el mejor momento de fuerza. Stickley⁷⁸ también la escoge por el mayor confort de los pacientes infantiles de su muestra y por la disminución del riesgo de inestabilidad asociada a esta posición.

Al ser la de mayor consenso, y teniendo en cuenta que nuestra muestra consta de sujetos comprendidos entre los 11 y los 18 años, hemos elegido esta última postura, situando el brazo de los deportistas a 45° de abducción y de 30° de flexión de hombro, con el codo flexionado a 90° y posición neutra de pronosupinación, que adaptada al equipo de Biodex System Pro, mantiene al sujeto en sedestación, con una estabilización del tronco y pelvis al asiento de manera que se minimizan las sinergias musculares.

Para poder comparar entre las dos posiciones utilizadas en la valoración del tronco, mantuvimos el mismo rango de 90° movimiento (fijando el límite posterior en 100° y el límite anterior en 10°, todo ello respecto de la posición horizontal 0°) en ambas posiciones del isocinético. Este rango fue bien tolerado por todos los sujetos del estudio.

No encontramos consenso en la bibliografía sobre el rango de movimiento más conveniente para realizar las exploraciones, ni siquiera en los autores que, como nosotros, utilizaron el dinamómetro de Biodex. Bayramoglu¹⁴⁰ restringe el movimiento a 60° (-10° a 50°), Cheng Ho⁷³ a 70° (-10° a 50°), Corin¹⁴¹ a 90° (-10° a 80°) y, finalmente Grabiner¹⁴² lo limita a 100°. Este último autor refiere que el rango lumbar máximo se encuentra alrededor de los 50° de desplazamiento, y en movimientos más amplios intervienen los músculos de la articulación de la cadera.

Nuestros límites los fijamos atendiendo a varios motivos. Por un lado, como hemos comentado previamente, al pretender comparar las valoraciones realizadas en las dos posiciones del tronco, precisábamos de un rango que fuese aceptable y tolerado en ambas. Por otro, debido a las características de nuestra población con algunos sujetos de corta edad, el límite posterior lo fijamos en una posición confortable para la espalda, sin forzar ninguna hiperextensión en la misma.

Si tomamos como referencia la posición anatómica del hombro (0°), el rango articular para la rotación externa (RE) es de 80° y 100° para la rotación

interna (RI), aunque para alcanzar los últimos grados de este movimiento se deberá situar el brazo en extensión, salvando el volumen del tronco. En la posición neutra elegida del equipo isocinético esta última circunstancia se hace imposible al situarse el sujeto en sedestación y estabilizado en el respaldo mediante correas almohadilladas, lo que restringe el arco de movimiento que se puede valorar.

Tampoco hemos encontrado consenso en la literatura respecto a los grados totales del arco de movimiento analizado. Un ejemplo de la diversidad de estos protocolos lo encontramos en los rangos elegidos por Ellenbecker⁹⁵ (90° RI/65° RE), Olivier⁴ (40°RI/50°RE) o Edouard⁸² (30°RI/40°RE), entre otros. En nuestro trabajo el rango completo de movimiento se estableció en 90°, con 45° de rotación interna y 45° de rotación externa tomando como referencia la posición anatómica (0°). Consideramos que puede resultar un rango suficiente para una correcta valoración de la fuerza rotadora del hombro, pero sin llegar a ser excesivamente amplio de manera que no resulte molesto ni lesivo para los sujetos.

La alineación del sujeto con el eje del dinamómetro en la valoración del tronco es controvertida, pues la columna lumbar se trata de un conjunto poliarticular de difícil accesibilidad desde el exterior. Según refieren Dvir⁶³ y Grabiner¹⁴², el centro instantáneo de rotación se encuentra en el segmento L2 – L3, pero como afirma este último, al no ser palpable, pretender la alineación de este punto con el eje del dinamómetro resulta un ejercicio subjetivo. Otros autores como Bygott⁹² prefieren escoger el nivel L4 – L5, que se encuentra a la altura aproximada de la espina ilíaca anterior y superior (EIAS), por la facilidad que tiene esta referencia de ser explorada desde la superficie. El propio Dvir⁶³ comenta que puede ser correcto escoger esa localización, sobre todo en la posición *sentado*, ya que es mejor sacrificar lo más correcto (alineación exacta con el centro instantáneo de rotación de la columna) en pos de una mejor y más fácil localización de la EIAS. Además, en sus investigaciones, no encuentra diferencias estadísticamente significativas al utilizar cualquiera de las dos

localizaciones mencionadas. Es esta circunstancia la que nos ha hecho escoger el punto anatómico de la EIAS como referencia para la alineación del sujeto al eje del dinamómetro en nuestro trabajo.

Sin embargo en la valoración del hombro, todos los autores coinciden en la alineación del dinamómetro con el eje longitudinal del húmero a través del cual se realizan las rotaciones interna y externa de hombro. Es Meeteren⁷⁵ quien apunta que una referencia buena para hallar este eje puede ser el olécranon del cúbito, ya que al estar el codo flexionado su localización resulta sencilla para el explorador.

La modalidad de ejercicio utilizada para la valoración de los pares de fuerza del tronco en el presente estudio fue concéntrica – concéntrica, tanto para la flexión como para la extensión, al igual que autores como Grabiner¹⁴², Jerome⁸⁹ o Smith⁹⁰. Aunque algunos investigadores, como Dvir⁶³ entre otros, escogen en varios de sus trabajos modalidades concéntricas – excéntricas, en nuestra población no ha sido bien tolerada. Además el modo concéntrico – concéntrico es menos complicado de explicar y de más fácil comprensión en una población, que a pesar de estar habituados al ejercicio, no están, en la mayoría de los casos, familiarizados con la terminología específica, debido a su corta edad.

También es concéntrica – concéntrica la modalidad elegida para la valoración del hombro en consonancia con Olivier⁴, Rupp¹⁴³ y Gozlan⁷⁶. Aunque Dvir⁶³ y Ellenbecker⁹⁵ expongan que el ejercicio en el modo concéntrico – excéntrico se ajusta más al gesto deportivo de los atletas y que se consigan valores de *peak torque* más elevados, Meeteren⁷⁵ y de De Ste. Criox¹⁴⁴ apuntan que puede ser lesivo sobre un esqueleto inmaduro.

Todos los autores coinciden en que son necesarias varias velocidades para estudiar los diferentes parámetros y características de la fuerza. Keating⁵⁹ alega que la velocidad elegida va a influir en el *peak torque* pues el comportamiento normal en la modalidad concéntrica es que conforme aumenta

la velocidad angular, va disminuyendo el valor de este. Hay consenso en utilizar al menos una velocidad baja, que se relaciona con la contracción máxima, y una o varias velocidades altas, que se relacionan más con la coordinación muscular, aspecto que se considera importante en actividades funcionales.

Es habitual que en las valoraciones de tronco se escojan velocidades bajas, medias y altas. En nuestro estudio son cuatro las velocidades elegidas: 60°/s, 90°/s, 120°/s, y 180°/s para cada una de las posiciones del isocinético. Tlatoa⁵⁶ por su parte describe unas velocidades lentas, hasta 60°/s, intermedias, 90°/s – 150°/s y alta a 180°/s. Las velocidades bajas, como opina Jerome de la velocidad de 60°/s, serán óptimas para medir el momento máximo de fuerza, siendo, según Dvir⁶³ la que más se relaciona con las actividades de la vida diaria, mientras que de 60 - 120°/s serán apropiadas para medir trabajo. Por nuestra parte discrepamos con esta última opinión de Dvir sobre las actividades diarias, pues nos inclinamos más a pensar como Jerome en el sentido de que son velocidades medias (90 y 120°/s) las más adecuadas para medir potencia, mostrándose como velocidades más funcionales. Dervisevic¹³³ ha comprobado en sus estudios que las velocidades altas no son confortables para el paciente y Lorren⁷² afirma que a partir de 180°/s las medidas que se obtienen en las valoraciones del tronco tienden a ser inconsistentes.

En general los autores coinciden que en las velocidades bajas son necesarias pocas repeticiones. Lorren⁷² afirma que en el tronco son suficientes entre 2 – 6 repeticiones y coincide con Brown⁹⁸ en manifestar que la primera de ellas nunca será máxima. En estas velocidades bajas Huesa¹⁰³ describe que hay más reclutamiento de fibras tipo I, y que para que haya un mayor porcentaje de reclutamiento de fibras rápidas se necesitan velocidades más altas y un mayor número de repeticiones, tal como lo confirman Rothstein⁸⁰, Brown⁹⁸ y Jerome⁸⁹.

Meeteren⁷⁵ alega que, en la valoración isocinética del hombro, la selección de la velocidad es arbitraria. A pesar de ello coincide con Olivier⁴, Shklar⁸¹, Dvir⁶³ y Gozlan⁷⁶ en utilizar un protocolo que incluye las velocidades angulares de 60°/s

y 180°/s. Codine⁷⁴ utiliza estas mismas velocidades en sus estudios, sin embargo comenta que hay que ser precavidos con las velocidades altas y no utilizar más elevadas de 180°/s porque, en el movimiento concéntrico, puede afectar a la consistencia de la prueba y no considerarse fiable el valor del *peak torque* obtenido. A pesar de ello, Ellenbecker¹³⁹ realiza protocolos incluyendo velocidades desde 210 – 300°/s, y lo justifica aseverando que esas velocidades se corresponden con el gesto deportivo de los atletas que valora en sus estudios. Esta misma autora comunica que no realiza corrección de la gravedad, no obstante el resto de los autores consideran este hecho como un paso fundamental previo a comenzar la exploración porque si no se corrige la gravedad, dependiendo de la postura en la que se realiza la prueba, se favorece un par de fuerzas y desfavorece el contrario.

5.2.2. Resultados de la valoración isocinética

En la sociedad occidental actual el ejercicio físico está adquiriendo, cada vez más, un papel preponderante en nuestra vida cotidiana, pues no es ajeno a ninguno, y menos en un entorno sanitario, los beneficios que la actividad física ejerce sobre la salud de los individuos. Si bien el ejercicio puede realizarse de manera recreacional, suele venir acompañado de un componente competitivo, también cada vez mayor entre nosotros. Esta realidad no es ajena a la infancia y adolescencia pues se encuentran incluidos en actividades de competición a edades cada vez más tempranas.

Aunque se ha visto que la ejecución de trabajos de fuerza en adolescentes, si se realiza de una manera adecuada y supervisada, puede resultar incluso beneficiosa³⁶, todas las recomendaciones van encaminadas a estudiar la madurez biológica de cada uno de los deportistas de forma individualizada para poder elaborar planes apropiados de entrenamiento y lograr optimizar el rendimiento deportivo^{28,41}.

Se hace imprescindible, teniendo en cuenta esta circunstancia, la evaluación de la fuerza en estos sujetos, para poder ajustar el entrenamiento a su edad biológica.

Como comenta De Ste. Croix^{119,144}, la mayoría de los estudios de fuerza en niños se realizan a través de valoraciones isométricas, en parte porque son más accesibles y económicas, y en parte porque las valoraciones isocinéticas, hasta hace apenas una década estaban circunscritas casi exclusivamente a los adultos. Este mismo autor De Ste. Croix¹³⁰, en investigaciones posteriores, apunta que la dinamometría isocinética puede ser una herramienta útil para realizar valoraciones de fuerza en los niños y la describe como un método fiable y reproducible en varios estudios que realiza en poblaciones con edades comprendidas entre los 10 y los 14 años, similares o incluso algo más jóvenes que la población incluida en nuestra investigación. Aclara que, aunque la dinamometría isocinética no puede medir gestos de deportivos, sí ofrece una

información objetiva sobre valores de fuerza adquiridos de una manera dinámica. Scneider¹²⁵ comenta, en cambio, que en los nadadores, las valoraciones isocinéticas son las más adecuadas, además de por su objetividad, porque se asemejan en general a la fuerza que deben ejercer estos deportistas su gesto.

La mayor dificultad estriba en la comparación de los resultados, pues los distintos autores utilizan equipos diferentes y una amplia variedad en rangos de movimientos, tipos de contracciones musculares, velocidades angulares, etc. A esto habría que sumarle la variabilidad en las muestras (número de sujetos, edades, articulaciones estudiadas) y el coste y especificidad del test que hace que no sea accesible a la mayoría de las poblaciones.

5.2.2.1. Valoración del tronco

En nuestro estudio, para la valoración del tronco, hemos utilizado el dinamómetro Biodex System 3 Pro con el sillón adaptado específico para la evaluación de esta región⁷⁹. Esto nos ha hecho toparnos con una primera dificultad a la hora de valorar población infantil, pues las características físicas del equipo exigen una medida mínima de altura del sujeto entre 145 – 150cm, que ha provocado la exclusión de algunos de nuestros deportistas. Puede ser por esta causa el que no encontremos en la literatura demasiados autores que utilicen este tipo de equipos para la valoración de sujetos de edades menores a 10 años, aunque no queda reflejado específicamente este hecho en sus investigaciones.

Similar a lo que ocurre en los adultos, explicado por Smith⁹⁰, Lorren⁷² o Dvir⁶³, en una población de adolescentes Mueller¹²⁴ encuentra diferencias entre los pares de fuerza del tronco pues la musculatura extensora alcanza valores más elevados que la flexora.

Aunque nosotros en nuestra muestra no lo podemos comprobar al carecer de grupo control, otros autores como Bernard¹⁰⁵, Mueller¹²⁴, De Ste. Criox¹²⁴,

han encontrado, obviamente, unos valores de fuerza aumentados respecto de la población general que no practica deporte.

En sus múltiples trabajos De Ste. Croix¹⁴⁴ comprueba que la edad tiene un efecto sobre el aumento la fuerza. En nuestra población se confirman las afirmaciones en ese sentido, pero hemos podido diferenciar varios niveles de edad en los que el PT/peso se comporta de una manera similar: 11 – 12 años, con medidas muy parecidas y alejadas del resto, 13 – 14 años, 15 años, 16 – 17 años y finalmente 18 – 19 años, siendo estos deportistas los que obtienen valores más altos de la medida de fuerza utilizada.

En la literatura consultada, los estudios de fuerza que hemos hallado con edades similares a nuestra población, generalmente tomaban como referencia o bien la edad cronológica o los estadios de maduración de Tanner.

Tanto Lloyd^{27, 28} como Bernard¹⁴⁵ apuntan que la edad cronológica es un débil indicador de la maduración, pues como recuerda De Ste. Croix¹⁴⁴ no se correlaciona linealmente con el desarrollo madurativo. Este último autor, De Ste. Croix¹¹⁹ en otro de sus trabajos, comenta que el estadio del vello púbico es mejor predictor para la fuerza isotónica que la edad cronológica. Otro autor que utiliza el los estadios de desarrollo del vello púbico para comprobar la influencia de la pubertad en el desarrollo muscular es Neu¹¹⁸, pero sus estudios no son con valoraciones isocinéticas sino que mide la fuerza de agarre de la mano. Por su parte Costa² comprueba que el desarrollo del vello púbico es similar en hombres y en mujeres.

Todo esto nos ha llevado a comprobar el desarrollo de la fuerza de los sujetos que componen nuestra población y su relación con los estadios madurativos. La confrontación se ha realizado entre los valores de las medianas del PT/peso y los estadios madurativos de Tanner de desarrollo del vello púbico que es común a los dos sexos. De esta manera hemos podido comprobar que nuestra población se divide en tres niveles de comportamiento de fuerza muy diferenciados entre ellos. Por un lado tenemos a los sujetos que refieren

encontrarse en un estadio madurativo P2, en los que obtenemos los valores más bajos de PT/peso de nuestra muestra y en los que el comportamiento del PT/peso con el aumento de la velocidad angular lleva una trayectoria ascendente, contraria a lo referenciado en la literatura para la modalidad isocinética concéntrica de ejercicio que nosotros hemos utilizado. Otro segundo nivel es aquel que engloba los sujetos que refieren encontrarse en los estadios P3 y P4, muy similares entre sí, con unos valores de fuerza intermedios y un comportamiento del PT/peso con el aumento de la velocidad angular tendente a lo descrito en la literatura, pero aún con un descenso muy paulatino y limitado de las medianas de PT/peso halladas en cada velocidad angular estudiada. Por último nos encontramos un tercer nivel en nuestra población formado por los sujetos que refieren encontrarse en un nivel P5 de desarrollo madurativo del vello púbico, con un 70% del aumento de la fuerza respecto al nivel anterior, tanto en flexión como en extensión de tronco y en el que encontramos valores y comportamiento del PT/peso muy similares a los hallados por Baretta¹⁴⁶ para una población de nadadores adultos.

Un reconocimiento similar hace Costa² en los sujetos de su muestra que se encuentran en el estadio P5, exponiendo que pueden estar preparados para altas cargas de entrenamiento mientras que propone, para estadios inferiores, un entrenamiento individualizado y así poder minimizar la aparición de posibles lesiones por sobrecarga. Este mismo autor encuentra comportamientos similares tanto en valores del pico de momento máximo de fuerza como de la potencia media.

Todo esto nos lleva a la reflexión de si el análisis de fuerza mediante dinamometría isocinética puede ser un instrumento válido para, junto con los estadios madurativos, medir el estado del desarrollo del sistema muscular del individuo, de manera que podamos indicar, de una manera objetiva, si están preparados o no, y en qué medida, para introducir aumentos de cargas en los entrenamientos de fuerza.

En lo referente a la relación entre la fuerza y el sexo de los individuos no hay ningún titubeo cuando afirmamos que en los hombres se encuentran valores de fuerza mayores que en las mujeres, aunque De Ste. Croix¹¹⁹ apunta que no hay diferencia ente de ambos sexos en sujetos entre 10 y 14 años que tengan características antropométricas similares.

Bernard¹⁴⁵ en su trabajo encuentra diferencias entre ambos sexos para los movimientos del tronco, de un 24% para los músculos extensores y un 20% en los flexores. Para comprobar la semejanza con esos resultados en nuestra muestra, hemos analizado los porcentajes entre hombres y mujeres de la mediana del PT/peso obtenidos a la velocidad angular de 60°/s. En la modalidad de natación, los resultados para los músculos extensores del tronco son similares a los de Bernard, puesto que hallamos un 22% de diferencia en posición *tumbado* y 20,1% en *sentado*. Sin embargo no encontramos similitud en la flexión de tronco pues las mujeres obtienen valores de fuerza un 29,8% más elevados que los hombres de esta modalidad. En waterpolo los chicos presentan siempre valores más altos de fuerza que las chicas, pero lo hacen en porcentajes que oscilan entre un 7 y 11%, lo que sitúa nuestra muestra con unos valores relativos muy por debajo a los referidos por Bernard.

En nuestra población hemos escogido deportistas de Alto Nivel, de tres modalidades concretas incluidas en los deportes de agua, y con unas edades comprendidas entre los 11 y los 19 años. Esta gran especificidad hace que resulte complejo la comparación con las poblaciones de distintos autores consultados.

Mueller¹²⁴ en sus publicaciones refleja investigaciones realizadas en sujetos adolescentes, pero engloba deportes tan diferentes como atletismo, lucha libre, boxeo, fútbol, balonmano, pentatlón, ciclismo, piragüismo, equitación, tiro y otros que no precisa. En su población de natación no especifica la modalidad, lo que nos hace pensar que excluye la natación sincronizada o el waterpolo. Este autor refiere obtener, en todos los deportes evaluados, mayores valores para la extensión de tronco que para la flexión y también valores PT/peso más elevados

en los hombres que en las mujeres. En nuestra población son mayores los valores encontrados para el PT/peso en la modalidad de waterpolo, excepto en el movimiento de flexión del tronco y en la posición *sentado* a las velocidades angulares de 90°/s y 120°/s, donde la modalidad de natación es la que obtiene mayores valores de fuerza.

Las variables isocinéticas de potencia media y trabajo total se muestran, según Kannus¹⁰⁷, como parámetros fiables y con gran reproductibilidad. Las obtenidas en nuestra investigación, al igual que refieren Dvir⁶³, Perrin⁶⁴, Martín Urrialde⁶⁶ y Jerome⁸⁹ en sus trabajos, guardan una alta correlación con los resultados del momento máximo de fuerza. Martín Urrialde⁶⁶ refiere que la potencia media es una variable que se puede utilizar como indicador de la eficacia muscular, ya que relaciona el trabajo con el tiempo que se utiliza para realizarlo.

Tanto Bernard¹⁴⁵ como Jerome⁸⁹ detallan en sus trabajos un comportamiento ascendente de los valores de la potencia media conforme aumentan las velocidades angulares de las pruebas, hasta llegar a un momento de meseta, es decir que a velocidades bajas obtienen valores menores de este parámetro que a las velocidades más altas.

El comportamiento global de la potencia media en nuestra población se distingue de los resultados de los autores citados pues, aunque en las primeras velocidades lleva una trayectoria ascendente, en las velocidades más elevadas, sobre todo a 180°/s, en vez de mantener valores similares a 120°/s dibujando una meseta, efectúa un gran descenso, obteniendo valores parecidos o incluso interiores de la segunda velocidad angular (90°/s). Es muy evidente este comportamiento al relacionar la potencia media con los estadios madurativos en el grupo P2 de desarrollo del vello púbico, donde observamos un profundo descenso de los valores del PT/peso a 180°/s, tanto en la posición *sentado* como *tumbado* y en los dos movimiento del tronco analizados, flexión y extensión.

Cuando comparamos los valores de este parámetro obtenidos en las

diferentes modalidades deportivas que conforman nuestra población, observamos que natación y waterpolo obtienen resultados de potencia media similares, desmarcándose totalmente la modalidad de natación sincronizada donde encontramos valores muy por debajo de los obtenidos en los otros grupos. Por otro lado, todas las modalidades deportivas mantienen el comportamiento de la potencia descrito en el párrafo precedente excepto en la modalidad de waterpolo y en el movimiento de flexión en la posición *sentado* donde se observa un gran aumento de los valores a la velocidad de 180°/s.

También hemos observado una tendencia ascendente en los valores del trabajo total, con una caída de los mismos a 120°/s, en todas las modalidades, posiciones y movimientos del tronco estudiados, en contraposición a lo que refieren Bernard¹⁰⁵ y Jerome⁸⁹ que advierten, también en el trabajo total, el mismo comportamiento que en la potencia de ascenso de los valores desde las velocidades bajas hasta las más elevadas.

Otros cálculos que obtenemos en el dinamómetro isocinético cuando realizamos una valoración de un par de fuerzas que actúan sobre una articulación, son los parámetros de relación entre grupos musculares. Si realizamos medidas en los miembros superiores o inferiores, tendremos la posibilidad de comparar entre la extremidad dominante y la no dominante, cuestión que abordaremos en la valoración de fuerza isocinética de la articulación del hombro, pero en este apartado, al valorar la fuerza del tronco, el único parámetro de relación que podemos utilizar es el agonista- antagonista.

Según explica Kramer¹⁰⁹, los coeficientes de fiabilidad que poseen los parámetros isocinéticos relativos, es decir aquellos que se expresan en porcentajes (%), son menores que los de los absolutos, en tanto que los errores estándar de la medición son mayores. No obstante estas diferencias pueden disminuir según comenta Levene¹⁴⁷ al aumentar el número de repeticiones de la prueba o realizándola en más de una ocasión. También se ha descrito que se puede minimizar el error permitiendo al sujeto familiarizarse con el aparato y

realizando un calentamiento previo a la prueba. Por este motivo, dentro de nuestro esquema de trabajo, el paciente realiza 5 – 10 minutos calentamiento cardiovascular general en cicloergómetro y un calentamiento específico con posterior estiramiento de los grupos musculares implicados en la valoración isocinética. Además y con el fin de familiarizar al sujeto con la prueba que va a realizar, se efectúa, una vez posicionado el paciente en el aparato, un protocolo específico de calentamiento que reproduce, aunque con un menor número de repeticiones, el ejercicio real de la valoración. Durante este calentamiento específico se solicitará al paciente que efectúe contracciones submáximas y alguna máxima para reproducir en lo posible el protocolo isocinético.

La relación agonista – antagonista o índice convencional se expresa como el cociente del par de fuerza más débil (en el caso del tronco los músculos flexores) por el más fuerte (músculos extensores) y, según argumentan Balzatopoulos⁵⁷, Perrin⁷⁰, Pocholle¹⁴⁸ y Bernard¹⁰⁵, puede ser un indicador de desequilibrios entre los distintos grupos musculares valorados cuando las diferencias con el valor de referencia superen el 10%. Sin embargo autores como Dvir^{63, 67} entre otros, muestran su escepticismo sobre la capacidad de esta relación para predecir el riesgo de lesión. La controversia radica en que existen varios factores que pueden influir en los resultados de este cociente como son la corrección de la gravedad, la edad y el sexo de los sujetos y las velocidades angulares elevadas.

Además, en la literatura no hay consenso sobre cual es la fórmula óptima para calcular esta relación. Así Ridao¹¹² y Soldati⁸⁷ utilizan el índice convencional, que como ya hemos comentado previamente se trata de la relación entre el par débil por el par fuerte de grupos musculares que actúan sobre una articulación; Bernard^{105, 145} y Ganzit¹⁰⁰ analizan la relación inversa, es decir el par fuerte (musculatura extensora del tronco en nuestro caso) entre el par débil (músculos flexores). Por último autores, como Ayala⁶⁸ o Dvir^{63, 67} prefieren utilizar un índice dinámico en el que se relacione la fuerza excéntrica de los músculos flexores con la concéntrica de los extensores. Todas estas diferencias en los procedimientos

para hallar índice, nos dificultan el poder comparar nuestros resultados con los de otros autores e incluso realizar comparaciones entre varios de ellos.

También hay que tener en consideración que el índice es dependiente del equipo y la modalidad de ejercicio utilizados para la evaluación y el valor de referencia con el que comparar el resultado obtenido viene fijado por el sexo y talla del individuo, por lo que cualquier confrontación de datos deberá tener presente estas cuestiones. Mueller¹²⁴ no encuentra diferencia ni entre género ni con la edad, a diferencia de Balzatopulos⁵⁷ y Ganzit¹⁰⁰ que sí dicen que el índice se ve afectado por la edad y la actividad. Generalmente los valores de referencia son fijados en base a los valores obtenidos en la población general, sin embargo Ayala⁶⁸ advierte que existe una gran variabilidad dependiendo de la modalidad deportiva y futuras investigaciones deberían encaminarse a desarrollar índices de seguridad en estas poblaciones.

En población de adolescentes no deportistas Bernard¹⁴⁵ ha descrito cocientes para la velocidad angular de 60°/s de 78%, a 90°/s de 72% y a 120°/s de 72%. Este autor no diferencia estos índices entre hombres y mujeres. Sin embargo Mueller¹²⁴, en una población de adolescentes pertenecientes a múltiples modalidades deportivas, obtiene unos valores, en la velocidad angular de 60°/s y modo de ejercicio concéntrico, para los hombres de 69% y para mujeres 73%.

Con las precauciones debidas por el uso de diferente equipo que los autores citados (utilizan Cybex® y Comtrex® respectivamente), observamos que, en la posición tumbado (que es la más semejante a los otros equipos), nosotros obtenemos valores menores que en los adolescentes no deportistas y en los deportistas de otras modalidades. En esta posición, en los hombres encontramos un equilibrio a la velocidad angular de 90°/s, y un desequilibrio a favor de la musculatura flexora del tronco a 60°/s y 120°/s. Tenemos que ser conscientes que este “predominio flexor” es relativo, pues siempre hallamos valores de momento máximo de fuerza más elevados, como aseveran Bernard¹⁴⁵,

Dervisevic¹³³, Lorren⁷², Smith⁹⁰ y Morini¹³⁶ entre otros, en la musculatura extensora del tronco. En las mujeres también existe ese predominio relativo de los músculos flexores en todas las velocidades, aunque hay una tendencia al equilibrio a 90°/s. En una población de nadadores, pero con deportistas adultos, Baretta¹⁴⁹ describe valores de este índice a 90°/s de 82% y a 120°/s de 78%, que son resultados algo mayores que en nuestra muestra de adolescentes.

5.2.2.2. Valoración isocinética del hombro

En el presente estudio hemos realizado la valoración isocinética del complejo articular del hombro utilizando el equipo del dinamómetro Biodex System 3 Pro[®] con el adaptador para mantener la postura neutra del hombro, con brazo en 30° de flexión y 45° de abducción, el codo flexionado a 90° y el antebrazo en posición neutra de pronosupinación. El sujeto situado en sedestación con fijación del tórax y pelvis al asiento mediante correas almohadilladas. Ningún deportista ha referido incomodidad con la postura ni molestias al realizar la prueba.

En la citada posición, y alineando el cabezal del dinamómetro con el eje longitudinal del húmero, se ha valorado la musculatura que realiza el movimiento de rotación externa (RE) y rotación interna (RI), en el hombro dominante (HD) y en el no dominante (HND).

Tanto Barretti¹⁴⁹ en adultos como Stickley⁷⁸ en adolescentes, comprueban en sus estudios la fiabilidad del dinamómetro Biodex System[®] para la valoración de la musculatura rotadora del hombro en deportistas.

En este par de fuerzas que actúan sobre la articulación glenohumeral, es la RI la que predomina sobre la RE, como confirman autores como Shklar⁸¹ y Perrin⁷⁰ en sus investigaciones que analizan población adulta, así como Huang¹²⁷ cuando realiza estas mismas valoraciones pero estudiando, además de adultos, jóvenes deportistas prepúberes.

Hallazgos similares en nadadores, encontramos en las investigaciones de Mc Master¹⁵⁰, que ratifica esta diferencia entre RI y Re, que incluso se va a incrementar a lo largo de la temporada, como apunta Batalha¹⁵¹, debido al gesto típico de los nadadores, que potencia sobre todo la musculatura rotadora interna del hombro.

Algunos autores nos exponen los resultados del *peak torque* sin indicar la diferenciación de los mismos por sexos, así Stickly⁷⁸ señala que en un ejercicio concéntrico, a la velocidad angular de 60°/s obtiene valores para la RI de 20,5 Nm y para la RE de 14,5 Nm. Franceschini¹⁵² por su parte, en la misma velocidad angular pero sin especificar el tipo de ejercicio, obtiene valores mucho mayores, con una RI de 57Nm y una RE de 35,5. Las diferencias entre ambos pueden deberse a que las medidas de Franceschini fueron realizados en sujetos masculinos que practicaban voleibol.

En una población mixta de nadadores adultos, pero distribuyéndola por sexos, Gozlan⁷⁶ obtiene unos valores del peak torque a la velocidad angular 60°/s de 50,4Nm para la RI y 23,3Nm para la RE en los hombres y 29,6Nm para la RI y 13Nm para la RE en mujeres.

Los valores que nosotros obtenemos en el PT/peso, para el mismo tipo de movimiento concéntrico y a la velocidad de 60°/s son, en el grupo de población correspondiente a la modalidad de natación, los siguientes: 67,5 para la RI y 32,8 para la RE en hombres y 42,4 para la RI y 26,3 para la RE en mujeres, que, como podemos comprobar son valores más elevados que los hallados por Gozlan⁷⁶, a pesar de que nuestra población se encuentra todavía en la adolescencia. Este dato puede ser debido a que nuestros deportistas son de medio y alto nivel y los nadadores de Gozlan no, aunque no queda claramente especificado en su trabajo.

En la modalidad de waterpolo los valores obtenidos en nuestra población son de 53,2 para la RI y 35,2 para la RE en los hombres y 38,7 para la RI y 25,9 para la RE en las mujeres. Son datos muy similares a los indicados por

Franceschi¹⁵² en sus deportistas de voleibol, lo que apoya el planteamiento de considerar a waterpolo como deporte de lanzamiento, además de estar integrado, por motivos indiscutibles, en los deportes de agua.

Los valores del PT/peso van aumentando progresivamente con la edad como ya hemos descrito también en el análisis de nuestros datos en la valoración del tronco, pero un hallazgo llamativo en los resultados de la prueba del hombro realizada en nuestra población es que los valores del PT/peso en ambas velocidades (60°/s y 180°/s) muestran valores similares entre sí, es decir que aumentan parejos conforme aumenta la edad del sujeto. Este hecho se objetiva hasta los 18 años, y no es hasta los 19, donde el valor hallado a la velocidad angular de 60°/s supera el obtenido a 180°/s. Esta característica no la hemos podido contrastar en la literatura pues no hemos encontrado estudios con poblaciones de características similares a la nuestra.

De la misma manera que acontece con la edad, el PT/peso va aumentando con el desarrollo madurativo. Las características más destacadas de nuestros resultados cuando diferenciamos nuestra muestra por los distintos estadios de Tanner para el vello púbico, son las siguientes: los sujetos que se encuentran en el estadio P2 no muestran diferencias en los PT/peso para la RI y RE, incluso en RE en el hombro dominante (HD) aparece una inversión de valores, encontrándose más elevados los hallados a la velocidad angular de 180°/s. En los sujetos que se mantienen en los estadios P3 y P4 comienza a observarse una pequeña diferencia entre los valores del PT/peso evaluados en cada velocidad angular y no es hasta que se encuentran en el estadio P5 donde estas diferencias son más pronunciadas.

Cuando analizamos los sujetos integrantes en cada una de las modalidades que componen nuestra población, advertimos una gran diferencia entre los datos obtenidos por las deportistas de la modalidad de natación sincronizada (con los menores valores de PT/peso), y las otras dos modalidades, que se muestran muy parejas en sus resultados, con la excepción del HD a la velocidad

angular de 180°/s y en el movimiento de RI donde natación aventaja a los deportistas de waterpolo que, por lo demás, son los que demuestran tener más fuerza en el PT/peso.

Todos los valores que hemos reflejado hasta ahora en esta discusión, son los encontrados para el hombro dominante (HD) de cada uno de los sujetos, pues son los más utilizados por los autores en la literatura.

Las modalidades de natación y natación sincronizada que centran nuestro estudio son consideradas como deportes simétricos, pues han de manejar ambos miembros superiores de manera muy similar, sin embargo los deportistas de waterpolo, excepto los porteros, diferencian su gesto potenciando más el miembro dominante para los lanzamientos del balón.

Cuando estudiamos la dominancia en nuestros deportistas, no encontramos diferencias significativas entre HD y HND en ninguna de las modalidades. Esta misma circunstancia está descrita por Shklar⁸¹, tanto en deportistas como en no deportistas, por Mc Master¹⁵⁰ en una población de nadadores adolescentes y Barretti¹⁴⁹ en nadadores adultos. Sin embargo Olivier⁴ sí describe diferencias significativas a favor del hombro dominante en adultos nadadores de competición. Una circunstancia que al propio autor sorprende es la diferencia que encuentra Gozlan⁷⁶ en los nadadores masculinos de su estudio a favor de la RE pero no en RI en el hombro dominante, a pesar de la bilateralidad del gesto deportivo. En el resto de su muestra compuesta por deportistas de voleibol y tenis no encuentra diferencias de dominancia.

Además de estudiar los parámetros de relación entre ambos hombros, al igual que comentamos en los resultados obtenidos en la valoración del tronco, resulta interesante analizar la relación entre los pares de fuerza agonista y antagonista, es decir, entre los músculos rotadores internos y externos del hombro, pues según indica Batalha¹²² los desequilibrios que se producen en la fuerza de los músculos de los miembros superiores, sobre todo los pertenecientes al manguito de los rotadores, puede contribuir a la aparición de

lesiones por sobrecarga. No hay que olvidar las recomendaciones de realizar una corrección de la gravedad previa al comienzo de la prueba, pues Shklar⁸¹ y Dvir⁶³ apuntan en sus trabajos que es en las articulaciones periféricas donde más influenciado estaría el movimiento, en el caso del hombro la RI a favor de la gravedad y la RE en contra de ella.

El problema radica en el índice utilizado para estas comparaciones, pues algunos autores emplean el índice convencional que es el cociente entre los valores del *peak torque* de los músculos del par débil (en este caso los rotadores externos) entre los valores de los músculos del par fuerte (rotadores internos). Otros autores prefieren servirse del índice dinámico, como Edouard⁸² que comenta que la fiabilidad del ratio concéntrico en el hombro es muy limitada. Este índice puede hallarse con el cociente entre los valores del *peak torque* de la RI en ejercicio excéntrico entre valores del *peak torque* en la RE en ejercicio concéntrico o al revés, es decir el cociente entre los valores del *peak torque* de la RE en ejercicio excéntrico entre los valores del *peak torque* de RI en ejercicio concéntrico. En nuestro caso hemos utilizado el índice convencional y con la modalidad concéntrica de los dos movimientos estudiados.

Entre los autores que utilizan el índice dinámico nos encontramos a Ellenbecker⁹⁷, que apunta que la relación agonista – antagonista se mantiene similar en todas las velocidades con las que estudia el hombro.

Hay otros autores que, como nosotros, utilizan el índice convencional para las comparaciones entre los pares de fuerza en hombro. Olivier⁴ especifica que encuentra índices menores en población deportista que en no deportista. En general se describen índices muy similares, entre 60 y 66% refiriéndose siempre a población masculina y a valoraciones realizadas a 60°/s en el HD. Así encontramos a Franceschini¹⁵² que obtiene un índice de 62% en deportistas de voleibol, en una población similar Stickley⁷⁸ obtiene 60% al igual que Mc Master¹⁵³ en nadadores, Barretti¹⁴⁹ analiza también nadadores pero observa un índice de 63%. Índices algo más elevados son observados por Batalha¹²³ en niños

(66%) y Huang¹²⁷ en deportistas que juegan al béisbol (73%). En nuestra población, en los hombres y a la velocidad angular de 60°/s y en el HD, obtenemos unos valores de 60,7% en nadadores y 60% en jugadores de waterpolo, lo que asemeja nuestra población a la de los distintos autores consultados.

Las diferencias que hemos encontrado en la relación agonista – antagonista cuando distribuimos la muestra teniendo en cuenta el sexo y la modalidad deportiva, son que en hombres no hay diferencias significativas entre las modalidades de natación y waterpolo a la velocidad angular de 60°/s, y a 180°/s; el waterpolo es la modalidad donde los pares de fuerza del hombro se encuentran más equilibrados, mientras que en natación se observa un desequilibrio a favor de la rotación interna, que puede ser debido a su gesto deportivo. En todas las modalidades de la población femenina de nuestra muestra se mantiene un equilibrio de RE/RI a la velocidad de 180°/s, como también lo mantienen a 60°/s las modalidades de waterpolo y natación sincronizada, mientras que natación muestra una leve tendencia al predominio de la RI.

Como no puede ser de otra manera, las variables isocinéticas de potencia media y trabajo total observadas en el hombro, igual que lo descrito en el tronco, guardan una alta correlación con los resultados del momento máximo de fuerza. A pesar de que Martín Urrialde⁶⁶ refiere que la potencia es una variable que se puede utilizar como indicador de la eficacia muscular, son pocos los autores los que se refieren a este parámetro en sus trabajos, resultando difícil la comparación de los resultados obtenidos en nuestra investigación. En general, y no son ajenos a esta característica, nuestros valores de trabajo total y de la potencia media van aumentando conforme aumenta la velocidad angular, al contrario de lo que ocurre con el *peak torque*. La única excepción que hemos observado en nuestros resultados se encuentra en los valores de la potencia media en natación sincronizada que, a pesar de cumplir la premisa

anteriormente explicada, los valores encontrados en ambas velocidades (60°/s y 180°/s) son muy similares.

El tiempo del pico del momento máximo de fuerza, es el transcurrido desde el inicio del movimiento hasta que se alcanza el *peak torque*. Se mide en milisegundos y algunos autores como Bernard manifiestan que se trata de un buen indicador de la fuerza explosiva del sujeto pues cuanto menor sea este parámetro, mayor rendimiento presentará el sujeto en ese movimiento determinado, sin embargo Dvir⁶³ advierte de la escasa relevancia clínica que presenta.

En nuestro trabajo hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en referencia a los tiempos de *peak torque* observados en las valoraciones de fuerza en la articulación del hombro, a la velocidad angular de 60°/s y en el movimiento de RI, a favor del HD. Si analizamos estos cambios entre las diferentes modalidades deportivas, encontramos significación estadística entre las diferencias existentes, tanto en hombres como en mujeres, entre natación y waterpolo, siendo inferior el tiempo hallado en esta última modalidad deportiva. Esto puede ser debido al gesto explosivo en el momento del lanzamiento del balón que poseen los jugadores de waterpolo, frente al braceo rítmico que realizan los nadadores.

CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

Encontramos, en nuestra población de adolescentes deportistas, un predominio de músculos extensores en el tronco y de los rotadores internos en el hombro como ocurre en la población adulta, en todas las posiciones y velocidades angulares estudiadas.

Tanto en el movimiento de flexo – extensión del tronco como en la rotación interna y externa del hombro, hay un incremento de los valores del pico del momento máximo de fuerza normalizado ajustado a la edad y con el desarrollo madurativo, El comportamiento de esta variable nos permite diferenciar varios grupos de edades distintas y tres niveles diferentes de desarrollo madurativo, mostrando ser la dinamometría isocinética un instrumento válido para determinar el estado del desarrollo del sistema muscular, en una población de deportistas adolescentes.

La potencia media y el trabajo total de los músculos flexores y extensores del tronco, en las dos posiciones estudiadas, aumentan con las velocidades angulares, aunque cada una de ellas muestran comportamientos característicos en la población deportista adolescente. La potencia media, sobre todo en estados madurativos tempranos sufre un descenso en la velocidad angular de 180°/s, mientras que el trabajo total muestra una tendencia ascendente en consonancia con las velocidades angulares, salvo a 120°/s.

En la relación entre los pares de fuerza que actúan en el tronco, hay un “predominio” de los músculos flexores, más evidente en la posición *tumbado* y a velocidades angulares de 60°/s y 120°/s. Esta relación se encuentra en equilibrio a la velocidad angular de 90°/s, en ambos sexos y en todas las modalidades deportivas estudiadas.

El pico del momento máximo de fuerza normalizado en el movimiento hombro, muestra valores muy similares en las 2 velocidades estudiadas en todas las edades, salvo a los 18 y 19 años donde se observa que dichos valores descienden conforme aumentamos la velocidad angular.

La potencia media y el trabajo total observados en el movimiento de rotación interna y externa del hombro, guardan una alta correlación con los resultados del momento máximo de fuerza. En todas las modalidades deportivas estas variables van aumentando conforme se incrementa la velocidad angular, excepto en natación sincronizada donde los valores encontrados en las dos velocidades ($60^\circ/s$ y $180^\circ/s$) son muy similares para cada movimiento.

En el hombro, en general, encontramos un equilibrio en los pares de fuerza que realizan las rotaciones. Este equilibrio es más evidente en las velocidades angulares elevadas, excepto en natación donde encontramos un predominio de la fuerza en el movimiento de rotación interna del hombro. No se encuentran diferencias en relación con la dominancia en ninguna de las modalidades deportivas estudiadas.

Hemos encontrado diferencias en los valores de las variables y el comportamiento de la fuerza, tanto en el hombro como en el tronco, en cada una de las modalidades deportivas estudiadas. Los resultados de la potencia media son similares en las modalidades de natación y waterpolo, siendo estos últimos deportistas los que obtienen valores más elevados del pico máximo del momento de fuerza normalizado, excepto en la flexión de tronco a velocidades medias en las que los nadadores consiguen valores superiores. Son las deportistas de natación sincronizada las que se diferencian claramente del resto de las modalidades pues obtienen menores valores en las variables de fuerza, en todas las valoraciones realizadas.

BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Anuario de Estadísticas Deportivas. In: Subdirección General de Estadística y Estudios SGT, (ed.). Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Gobierno de España, 2015.
2. Costa SX, Alves R and Gomes ALM. Estudio comparacional entre el período del entrenamiento maturacional y la fuerza en el atleta de nadar en la categoría infantil femenina. *Fitness & Performance Journal*. 2006; 5: 31-8.
3. Sein ML, Walton J, Linklater J, et al. Shoulder pain in elite swimmers: primarily due to swim-volume-induced supraspinatus tendinopathy. *Br J Sports Med*. 2010; 44: 105-13.
4. Olivier N, Quintin G and Rogez J. [The high level swimmer articular shoulder complex]. *Ann Readapt Med Phys*. 2008; 51: 342-7.
5. Wanivenhaus F, Fox AJ, Chaudhury S and Rodeo SA. Epidemiology of injuries and prevention strategies in competitive swimmers. *Sports Health*. 2012; 4: 246-51.
6. Leao Almeida GP, De Souza VL, Barbosa G, Santos MB, Saccol MF and Cohen M. Swimmer's shoulder in young athlete: rehabilitation with emphasis on manual therapy and stabilization of shoulder complex. *Manual therapy*. 2011; 16: 510-5.
7. Dorssen EV, Whiteley R, Mosler A, Ortega-Cebrian S and Dijkstra P. Shoulder Injuries in swimming. Meeting the challenge. *Aspetar*. 2014; 3: 584-93.
8. González Badillo JJ and Gorostiaga Ayestarán E. *Fundamentos Del Entrenamiento de la Fuerza: Aplicación Al Alto Rendimiento*. 3^a ed. Barcelona: INDE, 2002.
9. BOCM. Centro de Medicina Deportiva. www.madrid.org: madrid.org, 2016.

10. Ley del Deporte (10/1990, de 15 de Octubre). In: BOE-A-1990-25037, (ed.). 249, de 17 de Octubre de 1990. Boletín Oficial del Estado, 15 de Octubre 1990.
11. Deportistas — Portal del Consejo Superior de Deportes. <http://www.csd.gob.es/csd/preguntas-frecuentes/deportistas#deportistas5>
12. Comunidad-de-Madrid. Ley del Deporte de la Comunidad de Madrid (15/1994, de 28 de diciembre). In: BOCM, (ed.). Madrid: BOCM, 1994.
13. Información Práctica - Centro de Natación Mundial 86 - CENTRO DE TECNIFICACIÓN. <http://www.madrid.org>.
14. López Chicharro J and Fernandez Vaquero A. *Fisiología del ejercicio*. 3^o ed. Madrid: Ed. Panamericana, 2006.
15. Kawamori N and Haff G. The optimal training load for the development of muscular power. *J Strength Cond Res*. 2004; 18: 675-84.
16. Viladot Voegeli Ayc. *Lecciones básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor*. Barcelona: Springer, 2001.
17. Pérez Soriano P and Llana Belloch S. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. Badalona: Ed. Paidotribo, 2015.
18. Pablos Abella C. El entrenamiento de fuerza en adolescentes. Utilización de la ratio testosterona/cortisol para la valoración de sus efectos. *Apunts: Educación física y deportes*. 1997: 48-57.
19. González Badillo JJ and Izquierdo M. Encuentro sobre el alto rendimiento deportivo. *La carga de entrenamiento y el rendimiento en fuerza y potencia muscular*. Malaga: Consejería de Turismo, Comercio y Deporte. Junta de Andalucía, 2006.
20. Lesinski M, Prieske O and Granacher U. Effects and dose–response relationships of resistance training on physical performance in youth

- athletes: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2016; 50: 781-95.
21. Bergeron MF, Mountjoy M, Armstrong N, et al. International Olympic Committee consensus statement on youth athletic development. *Br J Sports Med*. 2015; 49: 843-51.
22. Loko J, Aule R, Sikkut T, Erelina J and Viru A. Motor performance status in 10 to 17 - year - old estonian girls. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2000; 10: 109-13.
23. Avila Romero F and Moreno Hernández FJ. La importancia del trabajo de fuerza como medio de compensación y adaptación neuromuscular en la iniciación deportiva. *Apunts: Educación física y deportes*. 2001: 26-31.
24. Berdejo González JM. Strength training in young tennis players. *Journal of Sport and Health Research*. 2009; 1: 46-55.
25. Domínguez La Rosa P and Espeso Gayte E. Bases fisiológicas del entrenamiento de la fuerza con niños y adolescentes. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 2003; 3: 61-8.
26. Lauersen JB, Bertelsen DM and Andersen LB. The effectiveness of exercise interventions to prevent sports injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med*. 2014; 48: 871-7.
27. Lloyd RS, Faigenbaum AD, Stone MH, et al. Posicionamiento sobre el entrenamiento de fuerza en jóvenes. Consenso Internacional de 2014. *Arch Med Deporte*. 2014; 31: 111-24.
28. Lloyd RS, Oliver JL, Faigenbaum AD, Myer GD and De Ste Croix MBA. Chronological Age vs. Biological Maturation: Implications for Exercise Programming in Youth. *J Strength Cond Res*. 2014; 28: 1454-64.

29. Álvarez Medina J. *Los deportes colectivos: teoría y realidad. Desde la iniciación al rendimiento*. Zaragoza: Servicio de publicaciones. Universidad de Zaragoza, 2011, p.261.
30. Gómez-Campos R, de Arruda M, Hobold E, et al. Valoración de la maduración biológica: usos y aplicaciones en el ámbito escolar. *Rev Andal Med Deporte*. 2013; 6: 151-60.
31. Casas Rivero J, Ceñal González MJ, del Rosal Rabes T and Jurado Palomo J. Conceptos esenciales de la adolescencia. Criterios cronológicos, físico-funcionales, psicológicos y sociales. *Medicine*. 2006; 9: 3931-7.
32. Marshall WA and Tanner JM. Variations in the Pattern of Pubertal Changes in Boys. *Archives of Disease in Childhood*. 1970; 45: 13-23.
33. Marshall WA and Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. *Archives of Disease in Childhood*. 1969; 44: 291-303.
34. Stang J and Story M. Adolescent Growth and development. In: Centre for leadership eatimcn, (ed.). *Guidelines for Adolescent Nutrition Services*. Minesota: University of Minesota, 2005.
35. Balias Juli R. Acción de la sobrecarga deportiva sobre el aparato locomotor del niño y del adolescente. *Apunts Medicina de l'Esport (Castellano)*. 1983; 20: 85-96.
36. Chulvi Medrano I and Pomar Puig R. El entrenamiento de la fuerza adecuado a los niños en edad prepubertal. *Alto rendimiento: ciencia deportiva, entrenamiento y fitness*. 2007: 2.
37. Nogueira de Araujo RW and Fernandes Filho J. Estudio de la relación entre el somatotipo y la madurez sexual con la cualidad física fuerza en niños y jóvenes. *Fitness & Performance Journal*. 2005; 4: 332-9.

38. Marina M, Jemni M, Rodríguez FA and Jimenez A. Plyometric Jumping Performances of Male and Female Gymnasts From Different Heights. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2012; 26: 1879-86.
39. Cancela JM. El desarrollo evolutivo de la fuerza en niños y niñas prepuberales: pautas de intervención. *Tándem: Didáctica de la Educación Física*. 2003; 4: 67-78.
40. Barbieri D and Zaccagni L. Strength Training for Children and Adolescents: Benefits and Risks. *Collegium Antropologicum*. 2013; 37 219-25.
41. Pastor N. El entrenamiento de la fuerza en niños y jóvenes. Aplicación al rendimiento deportivo. 2007.
42. Kapandji A. *Fisiología Articular*. Raquis. 5^a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2001.
43. Rouvière H and Delmas A. *Anatomía Humana. Descriptiva, topográfica y funcional*. 11^a ed. Barcelona: Masson, 2005.
44. Dufour M and Pillu M. *Biomecánica funcional: miembros, cabeza y tronco. Bases anatómicas, estabilidad, movilidad y tensiones*. 13^a ed. Barcelona (España): Elsevier, 2006.
45. Miralles Marrero R. *Biomecánica clínica del Aparato Locomotor*. Barcelona: Masson, 1998.
46. Neumann D. *Fundamentos de rehabilitación física. Cinesiología del sistema musculoesquelético*. Badalona: Paidotribo, 2007.
47. Schünke M and Shulte E. *Texto y Atlas de Anatomía Prometheus*. 2 ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A., 2011, p.422.
48. Dauber W. *Feneis. Nomenclatura Anatómica Ilustrada*. 5^ª edición ed. Barcelona: Elsevier Masson, 2007.

49. Miralles Marrero R. Biomecánica de la columna. *Rev Soc Esp Dolor*. 2001; 8: 2 - 8.
50. Kapandji A. *Fisiología articular. Miembro superior*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2001.
51. Drake RL VW, Mitchell Gray. *Anatomía para eestudiantes*. Madrid: Elsevier, 2005.
52. Huesa Jiménez F, García Díaz J and Vargas Montes J. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física*. 2005; 39: 288-96.
53. Hislop H and Perrine J. The isokinetic concept of exercises. *Physical therapy*. 1967; 47: 114-7.
54. Perrin D. Reliability of isokinetic Measures. *Athletic Training*. 1986; 21: 319-21.
55. Slocker de Arce A and Segovia Martínez J. Valoración de la fuerza isocinética. In: JC SM, (ed.). *Manual de Valoración Funcional Aspectos físicos y fisiológicos*. Segunda edición ed. Madrid: Elsevier, 2007, p. 221-33.
56. Tlatoa Ramírez H. Torque máximo absoluto e índice convencional isocinético de rodilla en futbolistas profesionales del 2007 - 2012. *Rev Med Inv*. 2014; 2: 154-62.
57. Baltzopoulos V and Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med*. 1989; 8: 101-16.
58. Zawadzki J, Bober T and Siemienski A. Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta Bioeng Biomech*. 2010; 12: 25-32.

59. Keating JL and Matyas TA. The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Physical therapy*. 1996; 76: 866-89.
60. Segovia Martínez JC, López-Silvarrey FJ and Legido Arce JC ea. *Manual de Valoración Funcional. Aspectos clínicos y fisiológicos*. Segunda Edición ed. Madrid: Elsevier, 2007.
61. Huesa-Jiménez F and Carabias-Aguilar A. *Isocinéticos. Metodología y utilización*. Madrid: Fundación Maphre Medicina, 2000.
62. Pereira MT, Della Villa S and Sergio Roi G. Rehabilitación isocinética tras las reconstrucción del ligamento cruzado anterior(LCA). *Archivos de Medicina del Deporte*. 2005; XXII: 19-25.
63. Dvir Z. *Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical applications*. 2^o ed. China: Churchill Livingstone, 2004.
64. Perrin D. *Isokinetic exercise and assessment*. Human Kinetics 1993.
65. Bosch Martín MA and Spottorno Rubio MP. Valoración de la fuerza isocinética. *Lesiones músculo-tendinosas en el medio deportivo*. Madrid: Dirección General de Juventud y Deporte, 2017, p. 83-95.
66. Martín Urrialde J. Los isocinéticos y sus conceptos generales. *Fisioterapia*. 1998; 20: 2-7.
67. Dvir Z. Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test parameters: Some critical comments. *Mov Sport Sci/Sci Mot*. 2014: 15-21.
68. Ayala F, Sainz de Baranda P, Ste Croix M and Santonja F. Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts Medicina de L'Esport*. 2011; 47: 131-42.
69. Mora Jordá C. Ejercicios isocinéticos. Evaluación y potenciación. *Fisioterapia*. 1998; 20: 9008-16.

70. Perrin D. *Isocinética. Ejercicios y evaluación*. Barcelona: Bellaterra, 1994.
71. Biodex. System 3 Pro. Application/Operation manual. Biodex Medical System, Inc.
72. Lorren T. Isokinetic trunk testing. In: Hochschuler SH, (ed.). *The spine in sports*. Hanley & Belfus, 1990, p. 43-53.
73. Ho CW, Chen LC, Hsu HH, et al. Isokinetic muscle strength of the trunk and bilateral knees in young subjects with lumbar disc herniation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005; 30: E528-33.
74. Codine P, Bernard PL, Pocholle M and Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys*. 2005; 48: 80-92.
75. Meeteren J, Roebroek ME and Stam HJ. Test-Retest Reliability In Isokinetic Muscle Strength Measurements Of The Shoulder. *J Rehabil Med*. 2002; 34: 91-5.
76. Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, et al. [Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley-ball, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder]. *Ann Readapt Med Phys*. 2006; 49: 8-15.
77. Davies GJ. *A compendium of isokinetics in clinical usages and rehabilitation technics*. Onalaska, Wisconsin: S and S Publishers 1992.
78. Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG and Kimura IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train*. 2008; 43: 571-7.
79. Biodex. Dual Position back Ex/Flex attachment. Operation manual. Biodex Medical systems, Inc.

80. Rothstein JM, Lamb RL and Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Physical therapy*. 1987; 67: 1840-4.
81. Shklar A and Dvir Z. Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. *Clinical Biomechanics*. 1995; 10: 369-73.
82. Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard P and Hérisson C. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the biodex dynamometer. *Journal of science and medicine in sports*. 2013; 16: 162-5.
83. Dvir Z and Keating J. Identifying feigned isokinetic trunk extension effort in normal subjects: an efficiency study of the DEC. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001; 26: 1046-51.
84. Dvir Z and Keating JL. Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003; 28: 685-92.
85. Akebi T, Saeki S, Hieda H and Goto H. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; 79: 33-5.
86. Thorstensson A and Nilsson J. Trunk Muscles strength during constant velocity movements. *Scand J Rehab Med* 1982; 14: 61-8.
87. Soldati A, Cicchella A, Bombardi F, Gradilone A and Lubich T. Valutazione della forza dei muscoli del tronco attraverso dinamometro specifico in atleti. *Med Sport*. 1992; 45: 339-42.
88. Langrana NA and Lee CK. Isokinetic evaluation of trunk muscles. *Spine*. 1984; 9: 171-5.
89. Jerome J, Hunter K, Gordon P and McKay N. A new robust index for measuring isokinetic trunk flexion and extension. *Spine*. 1991; 16: 804-8.
90. Smith SS, Mayer TG, Gatchel RJ and Becker TJ. Quantification of lumbar function. Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures

- in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1985; 10: 757-64.
91. Karatas GK, Gogus F and Meray J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2002; 81: 79-85.
92. Bygott IL, McMeeken JM, Carroll S and Story I. Gravity Correction in trunk dynamometry: Is it reliable? *Isokinetics and Exercise Science*. 2001; 9: 1-9.
93. Delitto A, Rose S, Crandell C and Strube M. Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*. 1991; 16: 800-3.
94. Grabiner M, Jeziorowski J and Diverkar A. Isokinetic measurement of trunk extension and flexion performance collected with biodex clinical data station. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1990; 11: 590-8.
95. Ellenbecker TS and Mattalino AJ. Concentric isokinetic shoulder internal and external rotation strength in professional baseball pitchers. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1997; 25: 323-8.
96. Dvir Z and Keating J. Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; 16: 627-30.
97. Ellenbecker TS and Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train*. 2000; 35: 338-50.
98. Brown L. *Isokinetics in human performance*. United States: Human Kinetics, 2000.
99. Campenella B, Mattacola CG and Kimura IF. Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics and Exercise Science*. 2000; 8: 1-6.

100. Ganzit G, Chisotti L, Albertini G, Martore M and Gribaudo C. Isokinetic testing of flexor and extensor muscles in athletes suffering from low back pain. *J Sports Med Phys Fitness*. 1998; 38: 330-6.
101. García Díaz J, Huesa Jiménez F, Vargas Montes J and Santos Yubero F. Monitorización isocinética del tratamiento rehabilitador tras cirugía artroscópica del hombro: dos ejemplos de su uso en el ámbito laboral. *Patología del Aparato Locomotor*. 2004; 2: 126-30.
102. Kisner C and Colby L. *Ejercicio terapéutico. Fundamentos y técnicas*. Barcelona: Ed Paidotribo, 2005.
103. Huesa Jiménez F, García Díaz J and Vargas Montes J. Dinamometría isocinética. In: Sanchez I, Ferrero A, Aguilar JJ, et al., (eds.). *Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física*. Madrid: Panamericana, 2008, p. 83-7.
104. Dvir Z. Differentiation of submaximal from maximal trunk extension effort. *Spine*. 1997; 22: 2672-6.
105. Bernard P, Amato M, Degache F, et al. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Ann Phys Rehabil Med*. 2012; 55: 241-51.
106. Slocker de Arce AM, Carrascosa Sánchez J, Fernández Camacho FJ, Clemente de Arriba C and Gómez Pellico L. Análisis isocinético de la flexo-extensión de la rodilla y su relación con la antropometría del miembro inferior. *Rehabilitación: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física*. 2002; 36: 86-92.
107. Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*. 1994; 15: S11-8.
108. Ordax G and Sánchez A. Valoración isocinética en el hombro. *Fisioterapia*. 1998; 20: 9058-64.

109. Kramer J, Ingham-Tupper S, Walters-Stansbury K, Stratford P and MacDermid J. Reliability of Absolute and Ratio Data In Assessment of Knee Extensor and Flexor Strength. *Isokinetics and Exercise Science*. 1994; 4: 51-7.
110. Birmingham T, Kramer J, Speechley M, Chesworth B and Macdermid J. Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores. *Ergonomics*. 1998; 41: 853-63.
111. Luoto S, Hupli M, Alaranta H and Hurri H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II. Coefficient of variation in isokinetic measurement in maximal effort and submaximal effort. *Scand J Rehab Med*. 1996; 28: 207-10.
112. Ridao N, Sánchez MD, Chaler J and Müller B. Aportación de la dinamometría isocinética de columna lumbar en una mutua laboral. *Trauma Fund MAPFRE*. 2009; 20: 229-33.
113. Hupli M, Hurri H and Alaranta H. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used in clinical settings. *J Spinal Disord*. 1997; 10: 391-7.
114. Biodex. Biodex system 3. Software manual. Biodex medical Systems, Inc.
115. Aragonés M, Casajús J, Rodríguez F and Cabañas M. Manual de Cineantropometría. In: FEMEDE, (ed.). FEMEDE, 1993, p. 35-66.
116. ISAK. *International Standards for Anthropometric Assessment*. 2001.
117. Hadzic V, Sattler T, Veselko M, Markovic G and Dervisevic E. Strength asymmetry of the shoulders in elite volleyball players. *J Athl Train*. 2014; 49: 338-44.
118. Neu CM, Rauch F, Rittweger J, Manz F and Schoenau E. Influence of puberty on muscle development at the forearm. *American Journal of Physiology - Endocrinology and Metabolism*. 2002; 283: E103-E7.

119. De Ste Croix M. Advances in Paediatric Strength Assessment: Changing Our Perspective on Strength Development. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2007; 6: 292-304.
120. World Medical A. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*. 2013; 310: 2191-4.
121. Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. España: Boletín Oficial del Estado, Modificación del 5 de marzo del 2011.
122. Batalha NM, Raimundo AM, Tomas-Carus P, Barbosa TM and Silva AJ. Shoulder rotator cuff balance, strength, and endurance in young swimmers during a competitive season. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013; 27: 2562-8.
123. Batalha N, Marmeleira J, Garrido N and Silva AJ. Does a water-training macrocycle really create imbalances in swimmers' shoulder rotator muscles? *Eur J Sport Sci*. 2014; 15: 167-72.
124. Mueller J, Mueller S, Stoll J, Baur H and Mayer F. Trunk extensor and flexor strength capacity in healthy young elite athletes aged 11-15 years. *J Strength Cond Res*. 2014; 28: 1328-34.
125. Schneider P and Meyer F. Anthropometric and muscle strength evaluation in prepubescent and pubescent swimmer boys and girls. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2005; 11: 209-13.
126. Ellenbecker TS and Roetert EP. Isokinetic profile of elbow flexion and extension strength in elite junior tennis players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2003; 33: 79-84.
127. Huang TF WS-H, Jung-Chi C, Hsu M-J and Chang HY. Isokinetic evaluation of shoulder internal and external rotatos concentric strength and endurance in

- baseball players: Variations from pre-pubescence to adulthood. *Isokinetics and Exercise Science*. 2005; 13: 237-41.
128. Cools AM, Johansson FR, Cambier DC, Velde AV, Palmans T and Witvrouw EE. Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine*. 2010; 44: 678-84.
129. Cools AM, Geerrooms E, Van den Berghe DF, Cambier DC and Witvrouw EE. Isokinetic scapular muscle performance in young elite gymnasts. *J Athl Train*. 2007; 42: 458-63.
130. De Ste Croix MB, Deighan MA, Ratel S and Armstrong N. Age- and sex-associated differences in isokinetic knee muscle endurance between young children and adults. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2009; 34: 725-31.
131. Richardson J, Beerman K, Heiss C and Shultz J. Comparison of body weight and body fat classifications of competitive school-age club swimmers. *J Am Diet Assoc*. 2000; 100: 237-40.
132. Radaelli R, Bottaro M, Weber F, Brown L and Pinto R. Influence of body position on shoulder rotator muscle strength during isokinetic assessment. *Isokinetics and Exercise Science*. 2010; 18.
133. Dervisevic E, Hadzic V and Burger H. Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinetics and Exercise Science*. 2007; 15: 99-109.
134. Timm KE, Gennrich P, Burns R and Fyke D. The mechanical and physiological performance reliability of selected isokinetic dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science*. 1992; 2: 182-90.
135. Peltonen JE, Taimela S, Erkintalo M, Salminen JJ, Oksanen A and Kujala UM. Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training,

- and trunk muscle strength--a longitudinal study in adolescent girls. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1998; 77: 66-71.
136. Morini S and Ciccarelli A. Anatomia funzionale e valutazione isocinetica dell muscolatura del tronco. *Med Sport*. 1998; 51: 85-90.
137. Langrana NA, Lee CK, Alexander H and Mayott CW. Quantitative Assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine*. 1984; 9: 287-90.
138. Ellenbecker TS. A total arm strength isokinetic profile of highly skilled tennis players. *Isokinetics and Exercise Science*. 1991: 9-22.
139. Ellenbecker TS and Roetert EP. Testing isokinetic muscular fatigue of shoulder internal and external rotation in elite junior tennis players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1999; 29: 275-81.
140. Bayramoglu M, Akman MN, Kilinc S, Cetin N, Yavuz N and Ozker R. Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2001; 80: 650-5.
141. Corin G, Strutton PH and McGregor AH. Establishment of a protocol to test fatigue of the trunk muscles. *Br J Sports Med*. 2005; 39: 731-5.
142. Grabiner M and Jeziorowski J. Isokinetic trunk extension discriminates uninjured subjects from subjects with previous low back pain. *Clin Biomech* 1992; 7: 195-200.
143. Rupp S, Berninger K and Hopf T. Shoulder problems in high level swimmers--impingement, anterior instability, muscular imbalance? *Int J Sports Med*. 1995; 16: 557-62.
144. De Ste Croix M, Deighan M and Armstrong N. Assessment and interpretation of isokinetic muscle strength during growth and maturation. *Sports Med*. 2003; 33: 727-43.

145. Bernard JC, Boudokhane S, Pujol A, Chaleat-Valayer E, Le Blay G and Deceuninck J. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med.* 2014; 57: 38-54.
146. Barretti Sechi L, Diehl Muratt M, Vasconcelos Santos Andrade N and Greve JMA. Isokinetic trunk dynamometry in diferent swimming strokes. *Acta Ortop Bras.* 2010; 18: 295-7.
147. Levene JA, Hart BA, Seeds RH and Fuhrman GA. Reliability of Reciprocal Isokinetic Testing of the Knee Extensors and Flexors. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1991; 14: 121-7.
148. Pocholle M and Codine P. *Isocinétisme et médecine sportive.* Paris: Ed. Masson, 1998.
149. Barretti Sechi L, Brech GC and Greve JMA. Isokinetic dynamometry on the internal rotator ans adductor muscles of the swimmers Shoulders: no differences between asymmetrical and symmetrical swimming strokes. *Medical Express 2:* (2015).
150. McMaster WC. Shoulder injuries in competitive swimmers. *Clin Sports Med.* 1999; 18: 349-59, vii.
151. Batalha N, Raimundo A, Tomas-Carus P, Paulo J, Simão R and Silva AJ. Does a land-based compensatory strength-training programme influences the rotator cuff balance of young competitive swimmers? *Eur J Sport Sci.* 2015; 15: 764-72.
152. Franceschini KC, Nissola N, Soldatelli Zardo B, Sacilotto Tadielo G and Viçosa Bonetti L. Isokinetic performance of shoulder external and internal rotators in adolescent male volleyball athletes. *International Archives of Medicine.* 2011; 9: 1-7.
153. McMaster WC, Long SC and Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *Am J Sports Med.* 1991; 19: 72-5.

ANEXOS

Las pruebas de fuerza y flexibilidad podrían, excepcionalmente, provocar mínimas lesiones músculo-tendinosas (contracturas, distensiones o incluso mínimas roturas fibrilares).

Las pruebas de esfuerzo submáximo y máximo (en tapiz, bicicleta, etc) pueden provocar síntomas menores como mareos o incluso pérdidas de conocimiento transitorio, que se solventan inmediatamente con medidas básicas de reposo.

En sujetos sanos (sin antecedentes de enfermedad coronaria), podrían ocurrir complicaciones que requieran intervención urgente en una tasa que se ha cifrado en 0,8-1 casos cada 10.000 test. Situación que sería tratada con los medios de urgencia que disponen todos los centros de esta naturaleza.

En sujetos con enfermedades previas (enfermedad coronaria, otra enfermedad cardíaca, enfermedades pulmonares, enfermedades metabólicas, enfermedades osteoarticulares etc.) se aplicarán las limitaciones que están consensuadas para cada caso.

Como ampliación a esta información básica, se le ofrecerá cualquier información o aclaración complementaria que precise. Antes de firmar la autorización pregunte cualquier duda o preocupación que pueda tener.

Usted puede rechazar cualquiera de las pruebas que se incluyen en el reconocimiento,

Cualquier otra intervención o procedimiento será bajo su explícita autorización.

Usted autoriza el tratamiento automatizado de los datos de carácter personal procedentes de las pruebas, exploraciones y estudios efectuados para que puedan ser cedidos y, en su caso, utilizados con fines de investigación, en tanto se respeten la confidencialidad y el anonimato de los datos y la cesión y el tratamiento se efectúe previo procedimiento de disociación, de forma que no puedan ser expuestos en relación con su persona.

"Sus datos personales contenidos en este formulario y autorización, han sido recogidos en los contactos mantenidos por usted con el personal del Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid o de fuentes accesibles al público, y han sido incorporados y tratados al fichero "Pacientes CMD", cuya finalidad es el manejo de los datos propios de su historia clínica médica, y que podrán ser cedidos según los casos previstos en la Ley. El órgano responsable del fichero es el Centro de Medicina Deportiva de la Comunidad de Madrid, y la dirección donde usted puede ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición es c/ Juan Esplandiú nº1, 28007 de Madrid, todo lo cual se informa en cumplimiento del artículo 5 de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal."

AUTORIZACIÓN:

Yo, D/Dña.: con D.N.I..... (del cual adjunto fotocopia) me doy por informado y autorizo al equipo del CENTRO DE MEDICINA DEPORTIVA de la Comunidad de Madrid para que realicen en mi persona las pruebas y estudios necesarias para mi evaluación, aceptando los posibles riesgos derivados de los mismos.

Firma del Médico:
Nº Colegiado:

Firma del interesado:

AUTORIZACIÓN PARA MENORES DE 16 AÑOS:

Yo, D/Dña.: con D.N.I..... (del cual adjunto fotocopia) me doy por informado y autorizo al equipo del CENTRO DE MEDICINA DEPORTIVA de la Comunidad de Madrid para que realicen en mi persona las pruebas y estudios necesarios para mi evaluación, aceptando los posibles riesgos derivados de los mismos.

Firma del Médico:
Nº Colegiado:

Firma del representante legal:

Madrid, a de de

Revocación: De acuerdo con lo previsto en la legislación vigente, procedo a la revocación del consentimiento informado autorizado en fecha

Firma del interesado:

8.2. ANEXOS II. Hoja de historia clínica y recogida de datos

RECOGIDA DATOS
BIOMECÁNICA

PROTOCOLO FUERZA - ELASTICIDAD

CENTRO
MEDICINA DEPORTIVA

DATOS FILIACIÓN		Fecha prueba:	
Nombre:		Nº Historia:	
Apellidos:		Fecha de nacimiento:	
Domicilio:		AÑOS:	
Teléfono: /		Correo electrónico:	
DATOS ANTROPOMÉTRICOS		Peso (Kg):	
Dominancia MS:		Talla (cm):	
Dominancia MI:			
		DERECHO	IZQUIERDO
Diámetro biestiloideo			
Circunferencia muñeca			
Pectoral menor			
ELIAS - MALEOLO			
OMBLIGO - MALEOLO			
HISTORIA DEPORTIVA			
Deporte:		Modalidad:	
Años de práctica:		Años de competición:	
Días de entrenamiento:		Horas por sesión:	
Descripción del entrenamiento físico:			
Otros deportes:			
HISTORIA CLINICA			
Enfermedades sistémicas / Alergias / Medicaciones y/o ayudas ergogénicas			
Enfermedades y/o patologías traumatológicas		Menarquia:	
* Dismetrías			
* Dolor lumbar 1 año		Tanner:	
* Cirugías			
* Otras lesiones			



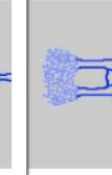
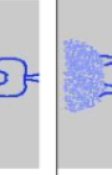
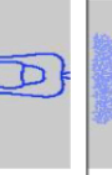
8.3. ANEXO III. Estadios de desarrollo y maduración sexual en niños

Estadios de desarrollo y maduración sexual en niños (Tanner, 1962)


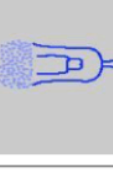

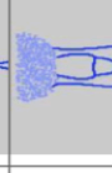

Nombre y apellidos: _____
 Fecha en la que se cumplimenta este gráfico: ___/___/201__

Señalar en el recuadro vacío con una cruz donde corresponda y devolverlo en sobre cerrado para el médico.

DESARROLLO GENITAL

ESTADIO 1 (G1): Pene, escroto y testículos infantiles (igual que en la infancia)	
ESTADIO 2 (G2): Aumento del escroto y los testículos. Piel escrotal más roja y arrugada	
ESTADIO 3 (G3): Agrandamiento del pene, sobre todo en su longitud. Escroto rugoso y pigmentado	
ESTADIO 4 (G4): Aumento del pene en su diámetro y desarrollo del glande. Aumento de pigmentación escrotal. Mayor tamaño de testículos y escroto	
ESTADIO 5 (G5) : Genitales de tipo y tamaño de adulto	

DESARROLLO DEL VELLO PUBIANO

ESTADIO 1 (P1): Ligera vellosidad infantil	
ESTADIO 2 (P2): Vello escaso, lacio y ligeramente pigmentado.	
ESTADIO 3 (P3): Vello rizado, aún poco desarrollado, pero oscuro y pigmentado en la base del pene.	
ESTADIO 4 (P4): Vello de tipo adulto, con crecimiento hacia la ingle, pero no en la cara interna de los muslos.	
ESTADIO 5 (P5) : Vello tipo adulto, extensión a muslos y hacia arriba por la línea alba.	

Fuente: Tanner J (1962)

TALLA DEL PADRE: _____ TALLA DE LA MADRE: _____

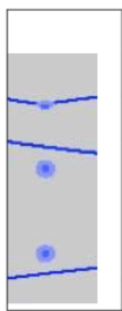
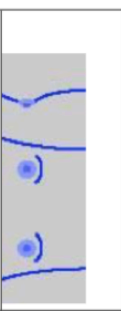
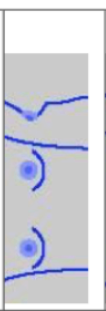


8.4. ANEXO IV. Estadios de desarrollo y maduración sexual en niñas

Estadios de desarrollo y maduración sexual en niñas (Tanner, 1962)


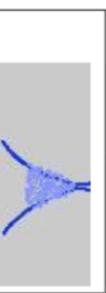
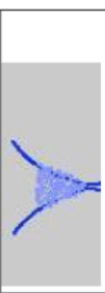
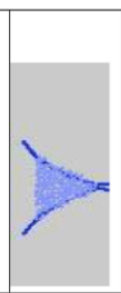
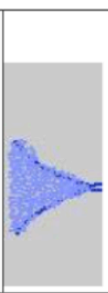
Nombre y apellidos: _____
 Fecha en la que se cumplimenta este gráfico: ____/____/201__

Señalar en el recuadro vacío con una cruz donde corresponda y devolverlo en sobre cerrado para el médico.

DESARROLLO MAMARIO

<p>ESTADIO 1 (M1)</p> <ul style="list-style-type: none"> Mamas infantiles. Sólo el pezón está ligeramente sobreelevado. 	
<p>ESTADIO 2 (M2)</p> <ul style="list-style-type: none"> Brote mamario. Aréolas y pezones sobresalen como un cono. 	
<p>ESTADIO 3 (M3)</p> <ul style="list-style-type: none"> Elevación de mama y areola en un mismo plano. 	
<p>ESTADIO 4 (M4)</p> <ul style="list-style-type: none"> Areola y pezón forman una segunda elevación. (Este estadio puede ser normal en la mujer adulta.) 	
<p>ESTADIO 5 (M5)</p> <ul style="list-style-type: none"> Desarrollo mamario total. La areola se encuentra a nivel de la piel y sólo sobresale el pezón. 	

DESARROLLO VELLO PÚBLICO

<p>ESTADIO 1 (P1)</p> <ul style="list-style-type: none"> Ligera vellosidad infantil. 	
<p>ESTADIO 2 (P2)</p> <ul style="list-style-type: none"> Vello escaso, lacio y ligeramente pigmentado. 	
<p>ESTADIO 3 (P3)</p> <ul style="list-style-type: none"> Vello rizado, aún escasamente desarrollado, pero oscuro y pigmentado. 	
<p>ESTADIO 4 (P4)</p> <ul style="list-style-type: none"> Vello pubiano de tipo adulto, pero cubre menor área. 	
<p>ESTADIO 5 (P5)</p> <ul style="list-style-type: none"> Vello adulto, extensión a cara interna de muslos. 	

Fuente: Tanner J (1962)

TALLA DEL PADRE: _____ TALLA DE LA MADRE: _____