

DEPARTAMENT D' EDUCACIÓ FÍSICA I ESPORTIVA

DETERMINACIÓN DE LOS EFECTOS DEL
ENTRENAMIENTO DE FUERZA DE LA CINTURA
ESCAPULAR EN PARAPLÉJICOS USUARIOS DE SILLA DE
RUEDAS.

MARIA PILAR SERRA AÑÓ

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA
Servei de Publicacions
2011

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 10 d'octubre de 2011 davant un tribunal format per:

- Dr. Eliseo Pascual Gómez
- Dr. Gabriel Brizuela Costa
- Dra. María Francisca Peydro de Moya
- Dr. Manuel Gomis Bataller
- Dra. Laura López Pascual

Va ser dirigida per:

Dr. Luis Millán González Moreno

Dr. Manuel Giner Pascual

©Copyright: Servei de Publicacions
Maria Pilar Serra Añó

I.S.B.N.: 978-84-370-8527-2

Edita: Universitat de València

Servei de Publicacions

C/ Arts Gràfiques, 13 baix

46010 València

Spain

Telèfon:(0034)963864115

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultat de Ciències de l'Activitat Física i de l'Esport



“Determinación de los efectos del entrenamiento de fuerza de la cintura escapular en parapléjicos usuarios de silla de ruedas”

TESIS DOCTORAL

PRESENTADA POR:

Dña. Maria Pilar Serra Añó

DIRIGIDA POR:

Dr. D. Luis-Millán González Moreno

Dr. D. Manuel Giner Pascual

Valencia, 2011

Dr. D. Luis-Millán González Moreno, Profesor Titular de la *Universitat de València*, adscrito al *Departament d' Educació Física i Esportiva*.

Dr. D. Manuel Giner Pascual, Profesor Asociado de la *Universitat de València*, adscrito al *Departament de Medicina* y médico adjunto de la unidad de lesionados medulares del *Hospital Universitari i Politècnic La Fe*.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “Determinación de los efectos del entrenamiento de fuerza de la cintura escapular en parapléjicos usuarios de silla de ruedas”, ha sido realizado bajo su dirección en el *Departament d' Educació Física i Esportiva* de la *Universitat de València*, por Dña. Maria Pilar Serra Añó, para optar al grado de Doctora. Habiéndose concluido, y reuniendo a su juicio las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autorizan su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste, expiden y firman la presente certificación en Valencia, a 27 de julio de 2011.

Fdo: L-M. González Moreno

Fdo: M. Giner Pascual

*Als meus pares i germà
A Juan*

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi agradecimiento:

A mis directores de tesis, el Dr. Luis-Millán González Moreno y el Dr. Manuel Giner Pascual, por su total implicación, asesoramiento y guía a lo largo de todo el trabajo, y por estar disponibles a cualquier hora del día. He aprendido mucho de su gran experiencia académica e investigadora y me siento afortunada de haber sido su doctoranda. Gracias por vuestro apoyo, confianza y amistad.

A Maite Pellicer, por su gran dedicación y entrega durante todas las fases del estudio, así como a Xavi y Pau, compañeros del Despacho 25, quienes me han acompañado y ayudado en la logística durante todo el proceso.

A todos los participantes del estudio, quienes con su alegría y espíritu de superación me recordaban todos los días que cualquier contratiempo puede ser una oportunidad de mejora.

A la Asociación de Lesionados Medulares y Grandes Discapacitados Físicos (ASPAYM), desde donde me facilitaron el reclutamiento de pacientes, sin los cuales no podría haberse llevado a cabo este trabajo.

A la administradora del edificio de Rectorado, Isabel Sanmartín, por su valiosa ayuda en la facilitación del acceso de los participantes a las instalaciones.

A mis padres y hermano, quienes siempre han estado a mi lado y me han inculcado desde pequeña el valor del esfuerzo y el estudio. Sin ellos, nada de esto hubiese tenido sentido. Gracias por vuestra comprensión y cariño. Sois mi mayor riqueza.

A Juan, que ha pasado de novio a marido en el transcurso de la realización de la tesis y ha estado, como siempre, asesorándome, ayudándome y dándome aliento en todo momento. Gracias por tu cariño constante y tu amor.

A TODOS, MUCHAS GRACIAS.

ÍNDICE

Índice

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	23
I.1. La lesión medular	23
I.1.1. Concepto y clínica.....	23
I.1.2. Evolución y calidad de vida.....	27
I.1.3. Epidemiología	29
I.2. Complejo articular del hombro.....	31
I.2.1. Articulaciones del hombro	31
I.2.2. Musculatura del hombro	33
I.2.3. Funcionalidad del hombro.....	40
I.2.3.1. Descripción analítica.....	40
I.2.3.2. Actividades de la vida diaria	43
I.2.4. Técnicas de valoración de hombro.....	44
I.2.4.1. Métodos de valoración de la estructura corporal.....	46
I.2.4.2. Métodos de valoración de las funciones corporales.....	47
I.2.4.3. Métodos de valoración de la actividad funcional y de la participación de la persona.....	47
I.3. Relación entre lesión medular torácica y lesión de hombro	50
I.3.1. Prevalencia	50
I.3.2. Etiología.....	51
I.3.3. Tipos de patologías de hombro	55
I.3.4. Prevención y tratamiento de las lesiones de hombro.....	60
I.4. Entrenamiento de fuerza en lesionados medulares.....	62
I.4.1. La fuerza como cualidad física.....	63
I.4.1.1. Clasificación en función de la acción muscular	63

Índice

I.4.1.2. Adaptaciones anatómo-fisiológicas producto del entrenamiento contra resistencia	67
I.4.1.3. Recomendaciones generales sobre el entrenamiento de la fuerza.....	69
I.4.2. Estado actual del tema: entrenamiento de fuerza en pacientes con paraplejía.....	72
I.5. Hipótesis y objetivos	89
II. MATERIAL Y MÉTODOS	95
II.1. Diseño del estudio	95
II.2. Procedimiento general.....	95
II.3. Sujetos.....	97
II.4. Material.....	99
II.4.1. Formulario de registro.....	99
II.4.2. Cinta métrica	100
II.4.3. Cuestionarios de valoración funcional y dolor	100
II.4.3.1. Escala Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI)	100
II.4.3.2. Escala Disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH)	101
II.4.3.3. Spinal Cord Independence Measures (SCIM).....	103
II.4.4. Herramientas objetivas de valoración: dinamómetro isocinético y densitómetro de absorción dual	104
II.4.4.1. Aparato de absorciometría dual para rayos X.....	104
II.4.4.2. Dinamómetro isocinético	106
II.4.5. Instrumentos para el entrenamiento: mancuernas, sacos, máquinas, eslingas y cinchas	107
II.5. Procedimientos	110
II.5.1. Administración de los cuestionarios.....	110

II.5.1.1. Protocolo de valoración del dolor	110
II.5.1.2. Protocolo de valoración de la funcionalidad del miembro superior.....	110
II.5.1.3. Protocolo de valoración de la funcionalidad general.....	111
II.5.2. Valoración antropométrica y de la composición corporal	111
II.5.2.1. Protocolo de medición de la altura de los sujetos	111
II.5.2.2. Protocolo de valoración de la densidad, masa ósea, masa grasa y masa muscular	112
II.5.3. Medición de la fuerza del hombro	114
II.5.4. Protocolo del entrenamiento de la cintura escapular.....	122
II.6. Tratamiento de imágenes, señales y descripción de variables.....	129
II.6.1. Tratamiento de las imágenes de composición corporal	129
II.6.2. Tratamiento señal de fuerza.....	131
II.6.3. Descripción de las variables analizadas	133
II.7. Análisis estadístico	134
III. RESULTADOS	139
III.1. Descriptivos de la muestra.....	139
III.2. Evolución de las puntuaciones de los cuestionarios.....	139
III.2.1. Cambios en el cuestionario DASH	140
III.2.2. Cambios en el cuestionario WUSPI.....	140
III.3. Cambios en la fuerza isométrica e isocinética	141
III.3.1. Cambios en la fuerza isométrica.....	141
III.3.1.1. Rotaciones	142
III.3.1.2. Flexión-extensión	142

Índice

III.3.1.3. Abducción-aducción	143
III.3.2. Cambios en la fuerza isocinética	144
III.3.2.1. Rotaciones	144
III.3.1.2. Flexión-extensión	147
III.3.2.3. Abducción-aducción	148
III.4. Cambios en la composición corporal	150
IV. DISCUSIÓN	155
V. CONCLUSIONES.....	187
VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	191
VIII. ANEXOS.....	208

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura I.1. Dermatomas y puntos clave sensitivos del cuerpo humano utilizados para la exploración sensitiva del lesionado medular.	25
Figura I.2. Superficies articulares del húmero y la escápula.	33
Figura I.3. Manguito de los rotadores.	34
Figura I.4. Descripción del hombro propuesto por la SIB	43
Figura I.5. Proceso de selección de los trabajos científicos.....	75
Figura II.1. Diseño experimental de la investigación	95
Figura II.2. Fantoma para la calibración del sistema.....	106
Figura II.3. Máquinas de musculación empleadas en el entrenamiento.....	109
Figura II.4. Eslinga para la suspensión del brazo en abducción de 90°.....	109
Figura II.5. Valoración de la densidad ósea de los sujetos.....	113
Figura II.6. Sistema de ajuste del dinamómetro isocinético.....	117
Figura II.7. Instrumentación del sujeto para el estudio de rotación.....	119
Figura II.8. Instrumentación del sujeto para el estudio de flexión-extensión.....	121
Figura II.9. Instrumentación del sujeto para el estudio de abducción-aducción.....	122
Figura II.10. Estiramientos previos a la sesión de entrenamiento.....	124

Índice de figuras

Figura II.11. Regiones predeterminadas del densitómetro y área de interés	130
Figura II.12. Ejemplo de la selección del periodo de tiempo a analizar de un intento isométrico (A) y un intento isocinético 60°s^{-1} (B) de rotación externa	132
Figura II.13. Selección de las repeticiones que se promediaron para la obtención de los parámetros finales.....	133
Figura III.1. Diferencias en la puntuación del cuestionario WUSPI para la cohorte dolor	141
Figura III.2. Aumento de fuerza en el gesto de rotación a lo largo del estudio	145
Figura III.3. Aumento de fuerza en el gesto de flexión-extensión a lo largo del estudio	147
Figura III.4. Resultados de la composición corporal a lo largo del estudio	151

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I.1. Niveles de la lesión medular	24
Tabla I.2. Escala de grados de lesión medular según ASIA	27
Tabla I.3. Métodos de valoración según la Clasificación Internacional del Funcionamiento	45
Tabla I.4. Resultados de la Escala Van Tulder	76
Tabla I.5. Tipo de entrenamiento de fuerza	78
Tabla I.6. Tipo de resultados y efectos del entrenamiento	84
Tabla II.1. Características clínicas de los participantes	98
Tabla II. 2. Resumen de los ejercicios realizados en cada sesión	126
Tabla III.1. Descriptivos de la muestra	139
Tabla III.2. Diferencias en las variables antropométricas a lo largo del estudio	139
Tabla III.3. Diferencias en la puntuación del cuestionario DASH.....	140
Tabla III.4. Resultados del estudio de la fuerza de rotación isométrica en las medidas realizadas a lo largo del estudio.....	142
Tabla III.5. Resultados del estudio de la fuerza de flexión y extensión isométricas en las medidas realizadas a lo largo del estudio	143
Tabla III.6. Resultados del estudio de la fuerza de abducción y aducción isométricas en las medidas realizadas a lo largo del estudio	143
Tabla III.7. Resultados del estudio de la fuerza de rotación isocinética en las medidas realizadas a lo largo del estudio.....	146

Índice de tablas

Tabla III.8. Resultados del estudio de la fuerza de flexión y extensión en las medidas realizadas a lo largo del estudio.....	148
Tabla III.9. Resultados del estudio de la fuerza de abducción y aducción isocinética en las medidas realizadas a lo largo del estudio	149
Tabla III.10. Resultados descriptivos de la composición corporal a lo largo del estudio	150

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ASIA	American spinal injury association
1RM	Una repetición máxima
ACSM	American college of sports medicine
ATP	Adenosín trifosfato
AVD	Actividades de la vida diaria
CAFYD	Ciencias de la actividad física y deporte
CV	Capacidad vital
CVF	Capacidad vital forzada
DASH	Disabilities of the arm, shoulder and hand
DICOM	Digital imaging communication in medicine
DOF	Grados de libertad
FC	Frecuencia cardíaca
FEV ₁	Volumen espiratorio forzado en un segundo
FR _{máx}	Frecuencia respiratoria máxima
IMC	Índice de masa corporal
MMSS	Miembros superiores
PEF	Flujo espiratorio máximo
PEF _{25-75%}	Flujo espiratorio máximo entre el 25 y 75% de la CVF
PEFR	Ratio de flujo espiratorio máximo
R	Ratio de intercambio respiratorio
SCA	Sistema de coordinación articular
SCIM	Spinal cord index measurement

Índice de abreviaturas

SD	Desviación estándar
SIB	Sociedad internacional de biomecánica
$V_{e_{m\acute{a}x}}$	Ventilación máxima
$VO_{2m\acute{a}x}$	Volumen de oxígeno máximo
VRE	Volumen de reserva espiratorio
VRI	Volumen de reserva inspiratorio
VT	Volumen tidal
VVM	Ventilación voluntaria máxima
WUSPI	Wheelchair user shoulder pain index

INTRODUCCIÓN

Introducción

I. INTRODUCCIÓN

I.1. La lesión medular

La lesión medular es una alteración neurológica compleja. En este apartado se incluye una breve descripción del concepto de lesión medular y sus repercusiones clínicas, su clasificación según la American Spinal Injury Association (ASIA) y una aproximación a la evolución de dicha lesión a lo largo de la historia moderna y a la calidad de vida de las personas que la sufren.

I.1.1. Concepto y clínica

La médula espinal es una compleja asociación de motoneuronas altas y bajas que funcionan de manera bidireccional entre el cerebro y sus objetivos motores, sensitivos y autónomos, además de servir de lugar donde se integran los reflejos entre los sensores corporales y los efectores motores.

Las lesiones medulares pueden ocasionar la alteración sensitivo-motora de los miembros inferiores o también de los superiores. Así, la lesión medular puede clasificarse en paraplejía o tetraplejía, en función del tipo de afectación (1), tal y como se explica a continuación.

La tetraplejía es el daño o pérdida de la función motora y/o sensitiva en la zona cervical de la médula espinal debido al daño de los elementos neurales dentro del canal raquídeo. Por ello, el resultado es la alteración de la función de brazos, así como del tronco, de las piernas y órganos pélvicos, no incluyendo lesiones del plexo braquial o de los nervios periféricos fuera del canal. En cambio la paraplejía, significa la lesión o pérdida de la función motora y/o sensitiva en la zona torácica, lumbar o sacra de la médula, secundaria a la lesión de los elementos neurales dentro del canal raquídeo. En la paraplejía la

Introducción

funcionalidad de los brazos está conservada, pero dependiendo del nivel de la lesión, el tronco, las piernas y los órganos pélvicos pueden verse afectados (2).

La lesión medular se clasifica con fines diagnósticos siguiendo los estándares de la ASIA. Esta clasificación se basa en la identificación del nivel y grado de la lesión medular traumática. La clasificación incluye cuatro aspectos distintos, el nivel de la lesión, la completividad, el grado de la misma y las zonas de parcial preservación.

El nivel de la lesión es la altura de la lesión o el último segmento sensitivo o motor preservado y su exploración debe hacerse en cada hemicuerpo. Los niveles se clasifican en tres, tal y como se muestra en la tabla I.1.

Tabla I.1. Niveles de la lesión medular

NIVEL	DEFINICIÓN
Neurológico	Segmento más caudal de la médula con función sensitiva y motora normal
Sensitivo	Segmento más caudal de la médula con normalidad en la sensibilidad táctil y dolorosa
<i>Motor</i>	Segmento más caudal de la médula con función motora normal

En la tabla se explica el significado de los diferentes niveles que se exploran para la valoración de la lesión medular, según los criterios de la ASIA.

La exploración del nivel sensitivo se realiza en cada uno de los 28 dermatomas (Figura I.1.) del cuerpo humano, incluyendo desde C2 hasta S5 y siempre se explora, tanto el lado izquierdo como el derecho del cuerpo (3). Para analizar la sensibilidad táctil superficial se utiliza un trozo de algodón y para la sensibilidad dolorosa se utiliza un objeto punzante. Muy importante es también la exploración perianal, ya que en ocasiones es la única zona preservada. Para ello se utilizarán guantes con la finalidad de realizar una exploración, tanto superficial como profunda.

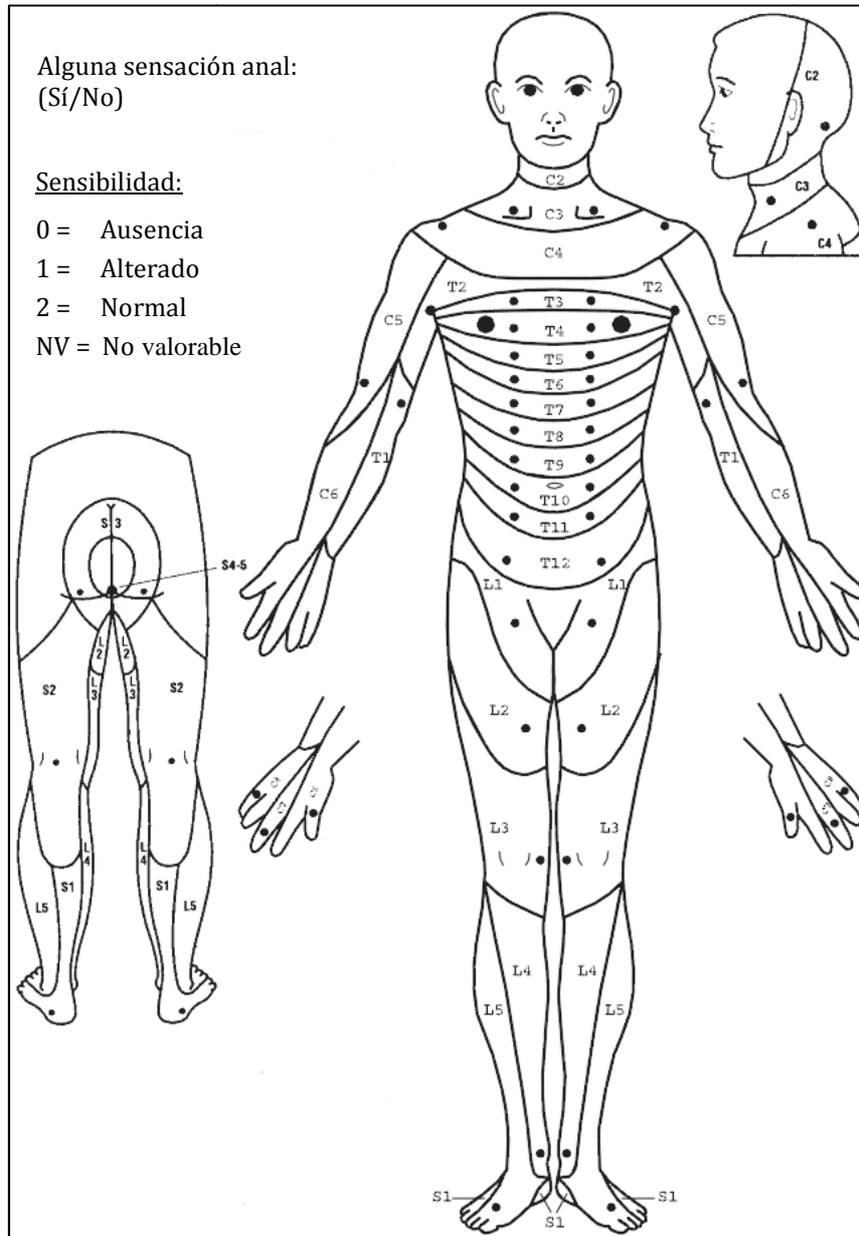


Figura I.1. Dermatomas y puntos clave sensitivos del cuerpo humano utilizados para la exploración sensitiva del lesionado medular (Fuente: ASIA).

En el caso de la exploración del nivel motor, se realiza la valoración de 20 músculos, 10 en cada uno de los hemicuerpos. Cada uno de los músculos representa un miotomo, desde C5 a D1 en el miembro superior, y desde L2 a S1

Introducción

en el inferior y los músculos examinados son: bíceps braquial para la valoración del nivel C5, radiales para C6, tríceps braquial para C7, flexor común profundo de los dedos para C8, abductor del meñique para D1, psoas-ilíaco para L2, cuádriceps para L3, tibial anterior para L4, extensor del primer dedo para L5, y tríceps sural para S1.

La valoración, se realizará para cada uno de los miotomos descritos en la clasificación y se basará en la escala de Daniels (4), oscilando las puntuaciones de esta escala entre 0 y 5 puntos en función de los siguientes criterios:

0 = Parálisis total

1 = Contracción palpable o visible

2 = Movimiento activo desgravitado

3 = Movimiento activo contra gravedad

4 = Movimiento activo contra resistencia

5 = Movimiento activo contra resistencia máxima

NE = No evaluable

Otro de los aspectos mencionados en la clasificación de la lesión medular es la completividad de la lesión. La forma de clasificar la lesión medular en este apartado ha evolucionado a lo largo de la historia. La primera de las clasificaciones, establecía que la lesión incompleta se daba cuando existía preservación sensitiva o motora más de tres niveles por debajo del nivel neurológico. A partir del estudio de Waters *et al.* en 1991 (5), se determinó que la lesión incompleta fuese aquella en la que se encontrase preservación parcial de la función sensitiva o motora por debajo de la lesión, incluidos los segmentos sacros. Y la completa, siempre y cuando no existiese ninguna función sensitiva ni motora por debajo del nivel de lesión, incluidos los segmentos sacros más distales.

El grado de la lesión medular, es otro aspecto a tener en cuenta ya que establece la extensión horizontal del daño lesional y se determina mediante una escala de 5 grados, desde el grado A al E, tal y como se puede ver en la tabla I.2.

Tabla I.2. Escala de grados de lesión medular según ASIA

GRADO	DEFINICIÓN
A (COMPLETA)	No preservación sensitiva ni motora por debajo del nivel lesional incluidos los segmentos sacros (S4-S5)
B (INCOMPLETA)	Preservación sensitiva, pero no motora, por debajo del nivel lesional incluidos segmentos sacros (S4-S5)
C (INCOMPLETA)	Preservación sensitiva y motora por debajo del nivel de lesión y más de la mitad de los músculos claves infralesionales se testan a menos de 3
D (INCOMPLETA)	Preservación sensitiva y motora por debajo del nivel de lesión y al menos la mitad de los músculos claves se testan a 3 o más
E (NORMAL)	Función motora y sensitiva son normales

Esta escala de grados de lesión medular explica la completividad de la lesión. Tomada de ASIA.

Finalmente, otro aspecto importante son las posibles zonas de parcial preservación. Solamente se valora en las lesiones completas (grado A) y se refiere a los miotomos y dermatomas distales a la lesión que permanecen parcialmente inervados (6).

I.1.2. Evolución y calidad de vida

Actualmente, la lesión medular no es una condición estática, como se creía antiguamente, sino que sus consecuencias cambian y evolucionan a lo largo de la vida de quien la sufre. Y aunque, antes de la 2ª Guerra Mundial, la supervivencia de los lesionados medulares en la fase aguda era del 15%, ya en 1978 esta tasa aumentó en los tetraplégicos al 75% y en parapléjicos, al 85% (6),

Introducción

siendo la esperanza de vida de los supervivientes cada vez más parecida a la de las personas no lesionadas (7).

Esto se debe a los avances en el campo de la medicina que han permitido tratar directamente la lesión, tanto de manera directa (el foco de fractura) como de forma indirecta, atendiendo a todas las complicaciones asociadas, como infecciones, alteraciones cardio-pulmonares, etc.

Ese aumento de la esperanza de vida en las personas con afectación medular, experimentada en los últimos años, hace que se vayan desarrollando nuevos problemas además de los ya sufridos por la discapacidad preexistente, que necesitan de un abordaje individualizado e integrado en su contexto socio-cultural. No obstante, en ocasiones, no se presta la suficiente atención al bienestar general del lesionado medular, lo que implica que estos pacientes puedan vivir muchos años por debajo de la media de la calidad de vida de la población no lesionada (8).

Parece obvio que, para un pleno desarrollo personal y social, es de gran importancia, para cualquier ser humano, ser independiente en la realización de las actividades típicas de la vida, lo que inevitablemente redundará en una mejora de la calidad de vida.

Así, el Dr. Sir Ludwig Guttman en 1944, pautó una serie de ámbitos de actuación dentro del abordaje de esta patología que se detallan a continuación:

1. Tratamiento integral, reuniendo todos los aspectos de la vida del paciente e integrándolos en la vida familiar, social y profesional.
2. Tratamiento conservador de la fractura, con reducción de la misma en hiperextensión.
3. Cateterización intermitente aséptica de la vejiga, con la finalidad de conseguir la automatización y equilibrado de su función.
4. Ocupación del tiempo del paciente, para que focalice en su mejoría y no pueda pensar en las consecuencias de su lesión.

5. Prevención de las úlceras por decúbito mediante cambios posturales periódicos.
6. Introducción de la actividad física como parte fundamental de la rehabilitación del lesionado medular.

Estas pautas de tratamiento fueron seguidas también en España por el Dr. Vallina y el Dr. Blanco Argüelles. Actualmente se cuenta en España con dos centros monográficos (Centro Nacional de Paraplégicos de Toledo y el Instituto Guttmann) y 10 unidades especializadas integradas en hospitales generales. En España el gran impulsor del tratamiento integral de la lesión medular fue el Dr. Forner Valero, discípulo de Guttmann (9).

I.1.3. Epidemiología

La incidencia de lesionados medulares es difícil de estimar, ya que actualmente no se cuenta con un registro centralizado fiable. No obstante, sí existen aproximaciones como la presentadas en el estudio de Giner *et al.* (9) en el cual se estima una incidencia de 20 casos por cada millón de habitantes en un año. El número de casos nuevos anual se suma a los ya existentes, que a fechas de 2006 (9) establecía, para la Comunitat Valenciana, la cuantía en 320 aproximadamente.

Esta cifra ha ido decreciendo a medida que han pasado los años por diversos factores como la disminución de la accidentalidad de tráfico, que desde el año 2000 hasta el 2009 (últimos datos de los que se tiene registro) ha disminuído en un 13,25%, siendo la reducción del número de accidentados graves de un 49,89% (10). No obstante, el número de accidentados graves aún, a fecha de 2009, sigue siendo alto, concretamente de 13.923 personas.

Como se ha comentado anteriormente, el daño en el sistema nervioso interrumpe en diferentes grados la integración de la señal motora, sensitiva y autónoma, lo que tiene graves consecuencias, además de la parálisis motora o

Introducción

la anestesia, sobre la condición física general, las capacidades físicas y la salud. Por este motivo, las personas jóvenes con lesión medular crónica experimentan en sí mismos una evolución patológica acelerada, haciendo que aparezcan más rápidamente problemas relacionados con el envejecimiento prematuro, incluyendo entre ellas: dislipemias y alteraciones cardíacas (11), insuficiencia arterial circulatoria, alteraciones de la coagulación (12), desórdenes óseos y articulares y dolor, tanto de origen músculo-esquelético como neuropático (13).

Algunas de las alteraciones músculo-esqueléticas asociadas a la lesión medular son la alteración de las propiedades estructurales y contráctiles de la musculatura, que a su vez limitan la capacidad de mantener contracciones intensas durante larga duración. Algunos estudios demuestran que, en los primeros seis meses, las fibras musculares soportan alteraciones como: disminución del tamaño de aquéllas que están por debajo de la lesión y comparativamente con las fibras de aquéllos que no presentan lesión medular (14), reducción del pico de fuerzas contráctiles (15) y disminución de su resistencia a la fatiga (15,16).

Otra alteración asociada a la lesión medular se produce a nivel óseo, ya que después de un año de lesión medular, los niveles de densidad ósea disminuyen significativamente, perdiéndose alrededor de un tercio hasta la mitad de la densidad mineral del hueso después de este periodo de tiempo (2) .

La pérdida de mineralización ósea se atribuye al desuso y a la falta de carga de peso sobre los huesos (17). Contrariamente esta pérdida en los miembros inferiores, la densidad ósea de la columna vertebral se encuentra preservada en estos pacientes lo que se atribuye a la carga continuada de la parte superior de su cuerpo, debido a la silla de ruedas. No obstante, Liu y sus colaboradores (18) dicen que se debe a los cambios esqueléticos neuropáticos y la formación

de hueso heterotópica, que elevan los resultados de las pruebas de rayos X de energía dual.

En la población sana, se ha demostrado que el ejercicio incrementa la densidad mineral ósea, particularmente en aquellos sitios donde se producen las cargas durante el ejercicio, sin embargo, esto es válido únicamente para aquellas partes del cuerpo en que el estado neurológico está intacto (19).

I.2. Complejo articular del hombro

Después de haber comentado las características básicas de la lesión medular, este apartado muestra una revisión de una de las pocas articulaciones que permanecen intactas en el lesionado medular torácico y que sufre de sobrecarga por su uso repetitivo, como se explicará más adelante.

El hombro es un complejo articular, también llamado cintura escapular, cuya funcionalidad es muy amplia, siéndolo aún más en personas que no tienen movilidad de miembros inferiores. Desde 1934, año de la publicación de la monografía de referencia del hombro de Codman, hasta el momento actual, el conocimiento acerca de la articulación del hombro ha aumentado enormemente (20). En este apartado se realiza una descripción anatómica y funcional del complejo articular del hombro.

I.2.1. Articulaciones del hombro

La cintura escapular es el conjunto de estructuras que conectan la extremidad superior con el tórax y permiten su movimiento respecto a éste (3). Esta cintura está formada por cinco articulaciones por lo que se la denomina también complejo articular del hombro.

Las cinco articulaciones que forman dicho complejo articular son:

Introducción

Articulación escapulotorácica: es una pseudoarticulación formada por la cara anterior de la escápula y la pared torácica. Se denomina pseudoarticulación porque, aunque tienen lugar movimientos entre ambas superficies, no existe ningún tipo de unión ósea o ligamentosa entre ellas. Estos movimientos que se producen permiten la consecución correcta del ritmo escápulo-humeral, y por tanto la elevación del húmero por encima de los 90° de abducción.

Articulación acromioclavicular: es la que se forma en el extremo externo de la clavícula y la parte más anterior del borde interno del acromion. Se corresponde con una articulación tipo artrodia. Los movimientos que permite realizar la articulación se producen en los tres ejes: horizontal, vertical y rotación longitudinal. Esta movilidad está limitada por el tórax y las sujeciones musculares, y su función es actuar como techo funcional de la articulación glenohumeral.

Articulación esternocostoclavicular: es la unión entre el manubrio esternal y el extremo proximal de la clavícula. Se corresponde con el tipo silla de montar. Esta articulación tiene como función realizar los movimientos de deslizamiento supero-inferior y antero-posterior.

Articulación subdeltoidea o suprahumeral: está unida a la articulación escápulo-humeral. Actúa de forma solidaria, por lo que cualquier movimiento a nivel de la escápulo-humeral origina otro movimiento de la subdeltoidea.

Articulación escápulo-humeral o glenohumeral: está formada por la cavidad glenoidea de la escápula y la cabeza humeral, también denominada “bola-en-cavidad”, ya que la cabeza humeral es convexa y la superficie glenoidea es cóncava. Es una articulación esferoidea multiaxial con la mayor libertad de movimiento e inestabilidad del cuerpo, por lo que se convierte en la articulación más vulnerable.

Además, la superficie articular de la glenoides, es tres o cuatro veces menor que la cabeza humeral, y su superficie no es una esfera regular sino que su diámetro vertical es mayor que el horizontal (Figura 1.2). Esto hace que el perfil óseo sea muy bajo, convirtiendo a la articulación en más inestable todavía. Asimismo, es una articulación “colgada” de la escápula, ya que se une a ella por los ligamentos (estabilizadores pasivos) y los músculos (estabilizadores activos) periféricos.

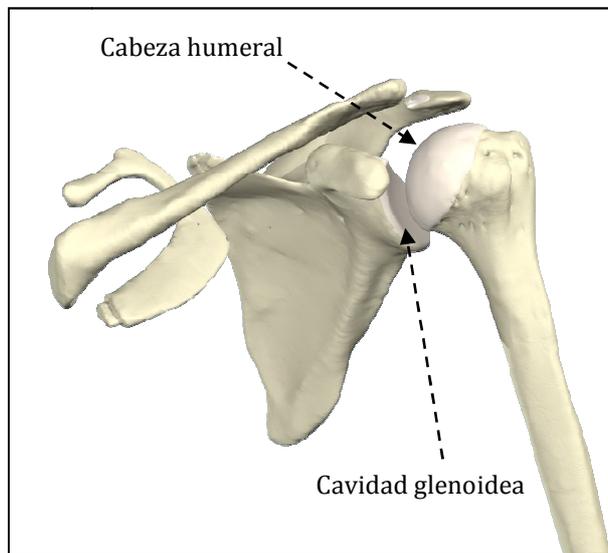


Figura 1.2. Superficies articulares del húmero y la escápula (Fuente: Atlas Interactivo Primal).

1.2.2. Musculatura del hombro

El movimiento normal del complejo articular del hombro requiere además de la estabilidad articular (estabilizadores pasivos), un perfecto estado de la musculatura (estabilizadores activos) debido precisamente a esta suspensión de la articulación comentada (21).

Uno de los conjuntos musculares presentes y más importantes en el hombro es el denominado manguito de los rotadores que está formado por los tendones de cuatro músculos rotadores escápulo-humerales (subescapular,

Introducción

supraespinoso, infraespinoso y redondo menor), que junto con la cápsula articular gleno-humeral y sus ligamentos, recubre aproximadamente tres cuartos del perímetro articular glenohumeral. Estos músculos son capaces de resistir el estrés articular producido por el movimiento gleno-humeral, considerándose responsables del control fino del sistema muscular (22).

Cada músculo integrante del manguito rotador tiene acciones independientes pero al combinarse contribuyen a la estabilidad de la articulación gleno-humeral durante los rangos de movimiento medios y finales (22) ya que producen una fuerza compresiva de la concavidad, y una contracción asimétrica que causa la rotación de la cabeza humeral durante el movimiento del hombro, actuando como un par de fuerzas alrededor de la articulación, con la coactivación de los músculos agonistas y antagonistas, lo que produce el par de torsión y las aceleraciones necesarias al utilizar la articulación del hombro (Figura 1.3).

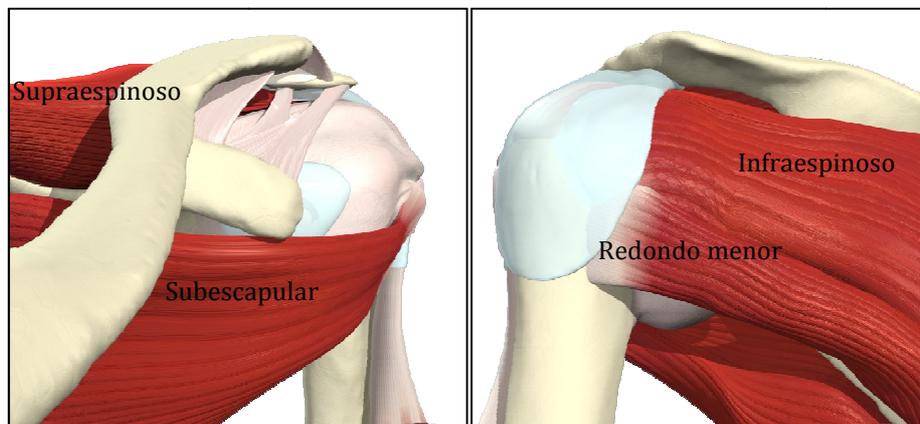


Figura 1.3. Manguito de los rotadores (Fuente: Atlas Interactivo Primal)

La imagen de la izquierda corresponde con una vista coronal anterior de un hombro izquierdo, en la que se aprecia el músculo subescapular y el supraespinoso. La de la derecha es su correspondiente visión coronal posterior, en la que se observan de arriba a abajo el infraespinoso y el redondo menor.

Por otra parte, la contracción del tendón de la porción larga del bíceps, hace que se comprima la cabeza humeral sobre la glena, impidiendo así la luxación de la cabeza humeral. Junto con la porción larga, la corta actúa también como estabilizadora anterior de la cabeza humeral.

A continuación, se describen de forma independiente cada uno de los músculos que conforman el manguito rotador, así como el resto de músculos de la cintura escapular, importantes para la comprensión de las alteraciones más frecuentes que sufren las personas con paraplejia y que se describirán en el apartado “Relación entre lesión medular torácica y lesión de hombro”.

El *músculo supraespinoso* tiene su origen en la fosa supraespinosa de la escápula y se inserta en la cara superior del tubérculo mayor del húmero y la cápsula articular del hombro. La función principal de este músculo es la iniciación de la abducción del húmero.

El *músculo infraespinoso* se origina en los dos tercios mediales de la fosa infraespinosa de la escápula y su inserción se produce en la cara media del tubérculo mayor del húmero y cápsula articular del hombro. Este músculo se encarga de la rotación externa o lateral de la articulación glenohumeral.

El *músculo subescapular*, también integrante del manguito rotador, nace de la fosa subescapular de la escápula y finaliza en el tubérculo menor del húmero y la cápsula articular del hombro. Es el músculo más medial del manguito y su acción principal es la rotación interna de la articulación glenohumeral, así como la estabilización de la cabeza humeral durante los movimientos del hombro.

El *músculo coracobraquial* se origina en la apófisis coracoides de la escápula y se inserta en la superficie medial de la mitad del cuerpo del húmero opuesta a la tuberosidad deltoidea. Su acción es la flexión y aducción de la articulación del hombro.

Introducción

El *músculo deltoideo* tiene tres porciones distintas con acciones complementarias. Aunque todas se insertan en la tuberosidad deltoidea del húmero, el origen varía en función de la porción del músculo:

- Fibras anteriores: su origen es el borde anterior, la superficie anterior y el tercio lateral de la clavícula.
- Fibras medias: se origina en el borde lateral y cara superior del acromion.
- Fibras posteriores: su origen es el borde inferior del borde posterior de la espina de la escápula.

La acción principal del deltoideo es la abducción del miembro superior, siendo más importante la porción media. Además, las fibras anteriores ayudan a la realización de los movimientos de flexión, e incluso en supinación del brazo, realización de la rotación interna. Por su parte las fibras posteriores, aunque también como las anteriores realizan abducción, ayudan a la flexión y en pronación del brazo, ejecutan la rotación externa de la articulación del hombro.

El *músculo pectoral mayor* cuenta con dos porciones, la superior y la inferior. Aunque también cuentan con una inserción común en la cresta del tubérculo mayor del húmero, su origen depende de cuál sea la porción del músculo:

- Fibras superiores o porción clavicular: origen en la cara anterior del tercio medio de la clavícula.
- Fibras inferiores o porción esternocostal: origen en la cara anterior del esternón, cartílagos de las primeras seis o siete costillas y aponeurosis del oblicuo externo.

La acción del músculo en su conjunto varía en función de cuál sea el punto fijo que se tome. Así, cuando es el origen la parte fija, el pectoral realiza aducción y

rota internamente el húmero. En el caso de que sea la inserción la parte fija, el pectoral realiza la elevación del tórax.

El *músculo pectoral menor*, se sitúa por debajo del pectoral mayor, originándose en las caras externas de los cartílagos costales tercero, cuarto y quinto, y próximas a la fascia sobre los correspondientes músculos intercostales y fijándose al borde medial y cara superior de la apófisis coracoides de la escápula.

La acción de este músculo también depende de cuál sea el extremo que se tome como fijo. Así, si se fija el origen, la escápula se inclina anteriormente, y si la fijación se produce en la inserción, el pectoral menor ayuda en la inspiración forzada.

El *redondo menor* se origina en los dos tercios posterosuperiores del borde lateral de la escápula y se inserta en la superficie más inferior del tubérculo mayor del húmero y la cápsula articular del hombro. Su acción principal es la rotación externa de la cápsula articular, actuando solidariamente con el infraespinoso y el deltoides posterior.

El *músculo redondo mayor*, más caudal que el anterior, nace de la cara superficial del ángulo inferior y tercio inferior del borde lateral de la escápula y finaliza en la cresta del tubérculo menor del húmero. Al contrario que el redondo mayor, realiza la rotación interna del húmero, así como ayuda a la aducción y extensión de la articulación.

El *músculo romboides* forma parte de los llamados interescapulares, cuya acción es la aducción y elevación de la escápula así como la rotación inferior de la escápula. Tiene dos porciones con orígenes e inserciones distintas.

Introducción

- **Romboides mayor:** su origen está en la apófisis espinosa de las vértebras dorsales D2, D3, D4 y D5 y se inserta mediante la fijación fibrosa al borde medial de la escápula.
- **Romboides menor:** su origen está en el ligamento de la nuca y la apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical y la primera dorsal y se inserta en el borde medial en la raíz de la espina de la escápula.

El *músculo elevador de la escápula* pertenece al mismo grupo que el anterior, ya que también se inserta en el borde interno de la escápula (entre el ángulo superior y la raíz de la espina), originándose en la apófisis transversa de las primeras cuatro vértebras. Su acción, al igual que otros de los músculos descritos, depende de si se fija el origen o la inserción. En el primer caso, se produce la elevación de la escápula produciendo a su vez una rotación inferior de la misma. En el segundo caso, si se actúan unilateralmente se produce flexión de las vértebras cervicales y rotación ipsilateral. Si se actúa bilateralmente, se produce la extensión de la columna cervical.

El *músculo serrato mayor* tiene su origen en la superficie externa de los bordes superiores de las ocho o nueve primeras costillas y se inserta en la superficie costal del borde medial de la escápula. En caso de que se fije el origen, la acción principal es la abducción de la escápula y rotación superior. Si se estabiliza la escápula, ayuda a la inspiración forzada.

El *músculo trapecio* cuenta con fibras superiores, medias e inferiores cuyos orígenes e inserciones se detallan a continuación:

- **Fibras superiores:** origen en la protuberancia occipital externa, tercio medial de la línea nugal superior, ligamento de la nuca y apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical e inserción en el tercio lateral de la clavícula y acromion escapular.

- Fibras medias: nacen en las apófisis espinales de la primera a la quinta vértebra dorsal y se fijan en el borde medio del acromion y labio superior de la espina de la escápula.
- Fibras inferiores: se forman en la apófisis espinosa de la sexta a la duodécima vértebra dorsal y se insertan en el tubérculo del vértice de la espina de la escápula.

En conjunto, la acción del trapecio también tiene varias funciones según el extremo que se fije. Así, si el origen es fijo, se produce la aducción de la escápula y rotación superior de la escápula. Por el contrario si la inserción es fija, si se actúa unilateralmente las fibras superiores extienden y flexionan lateralmente y rotan la cabeza y la articulación de las vértebras cervicales mirando la cara hacía el otro lado. Si se actúa en conjunto, el trapecio extiende el cuello.

El *músculo dorsal ancho* tiene su origen en la apófisis espinosa de las últimas seis vértebras torácicas, últimas tres o cuatro costillas, fascia toracolumbar desde las vértebras lumbares y las sacras hasta el tercio posterior del borde exterior de la cresta ilíaca y una porción del ángulo inferior de la escápula, abarcando como se observa gran parte de la superficies inferior de la espalda. Su inserción se produce en el surco intertubercular del húmero.

En cuanto a su acción, hay que hablar de dos posibilidades: cuando se fija el origen y cuando se fija la inserción. En el primer caso, el dorsal ancho produce una rotación medial, aducción y extensión del hombro. En el segundo caso, el dorsal ancho participa en la inclinación de la pelvis anterior y lateral. Si la actuación es bilateral, es capaz de producir una hiperextensión de la columna. Accesoriamente, también tiene funciones respiratorias.

El *músculo bíceps braquial* aunque tiene una inserción común en la tuberosidad del radio y la aponeurosis del bíceps braquial, tiene dos cabezas, una corta que

Introducción

se origina en el vértice de la apófisis coracoides de la escápula y una larga que se origina en el tubérculo supraglenoideo del bíceps braquial. La acción principal del bíceps es la flexión de la articulación del codo. Si se fija el origen, flexiona la articulación del codo, tirando de radio y cúbito. Si por el contrario se fija la inserción, flexiona también la articulación del codo pero movilizándolo el húmero en dirección distal.

El *músculo tríceps braquial*, como su nombre indica se compone de tres partes. Aunque también posee una inserción común en la cara posterior del olécranon cúbito y fascia antebraquial, tiene tres orígenes distintos. La cabeza larga se origina en el tubérculo infraglenoideo de la escápula; la cabeza lateral en las superficies lateral y posterior de la mitad proximal del cuerpo del húmero y tabique intermuscular lateral; y la cabeza media en los dos tercios distales de las caras media y posterior del húmero, por debajo del surco radial y del tabique medial intermuscular.

La acción de este músculo es la extensión de la articulación del codo. Además, la cabeza larga también participa de la extensión y aducción de la articulación del hombro.

I.2.3. Funcionalidad del hombro

La funcionalidad del hombro puede describirse de forma analítica, bien sea con una visión clínica o biomecánica, o de forma más global mediante las actividades de la vida diaria (AVD). En este apartado se hace un breve repaso a las dos formas de caracterización.

I.2.3.1. Descripción analítica

En este apartado se describen los movimientos de la cintura escapular simples, es decir, aquellos que se producen en un plano de movimiento, o aquellos que,

aun realizándose en varios planos de movimiento, no son característicos de una función concreta de AVD.

Tradicionalmente la visión clínica ha clasificado los movimientos de la articulación del hombro en cuatro tipos principales:

1. Flexión y extensión

Estos movimientos se producen respecto al eje transversal. Dentro de estos, la flexión es un movimiento en dirección anterior que puede llegar hasta los 180° sobre la cabeza, aunque para ello es necesaria la combinación de los movimientos de todo el complejo articular del hombro, ya que la articulación gleno-humeral sólo flexiona 120° aproximadamente, mientras que los 60° restantes se consiguen mediante la rotación lateral y abducción de la escápula.

La extensión se realiza en el mismo eje que la flexión, pero se realiza en dirección posterior, refiriéndose al arco de movimiento desde los 180° de flexión hasta los 45° de extensión.

2. Abducción y aducción

Estos movimientos se realizan respecto a un eje antero-posterior. La abducción es un movimiento en dirección lateral desde la posición anatómica, hasta la posición vertical sobre la cabeza. El movimiento de aducción es el movimiento en el plano mediosagital en dirección medial y consiste en un arco de movimientos desde la elevación completa sobre la cabeza, pasando por una posición anatómica, hasta una posición oblicua por encima y atravesando la parte anterior del cuerpo.

La abducción y aducción horizontal son movimientos en el eje longitudinal. La abducción horizontal se realiza en dirección lateral y posterior, y la aducción horizontal, en dirección medial y anterior.

Introducción

3. Rotaciones

La rotación interna y externa son movimientos que se realizan alrededor del eje longitudinal del húmero, siendo la interna el movimiento en el cual la cara anterior del húmero gira dentro del plano medio-sagital, y la externa el movimiento en cuya cara anterior del húmero rota lejos del plano sagital.

4. Circunducción

La circunducción combina los movimientos de flexión, abducción, extensión y aducción de forma consecutiva cuando el miembro superior describe un cono con su vértice en la articulación gleno-humeral.

Por otro lado la biomecánica propone otra clasificación de los movimientos articulares. Concretamente en el año 2005, la Sociedad Internacional de Biomecánica (SIB) propuso un Sistema de Coordinación Articular (SCA) para el hombro compuesto por dos sistemas coordinados, uno de referencia y otro móvil (23).

Los objetivos de este SCA fueron la unificación de las referencias óseas, el idéntico uso de sistemas locales coordinados y la información homogénea en cuanto a los movimientos del hombro con estos estándares recomendados (23). Además de conseguir el uso de unos sistemas de referencia unificados por parte de toda la comunidad investigadora, la SIB pretende que dichos sistemas definidos se asemejasen lo más posible a la terminología empleada en el ámbito clínico.

En esta línea, la SIB intenta caracterizar el movimiento de todo el complejo articular del hombro, describiendo por separado la cinemática de cada una de las cinco articulaciones, como el movimiento del sistema de referencia distal respecto al proximal utilizando los ángulos de Euler.

En el caso de la articulación escápulo-humeral, la SIB describe el movimiento del hombro como una sucesión de tres rotaciones consecutivas del sistema de referencia ligado al humero respecto al sistema de la escápula, según secuencia de rotación de los Ángulos de Euler (Y-X-Y) (Figura I.4).

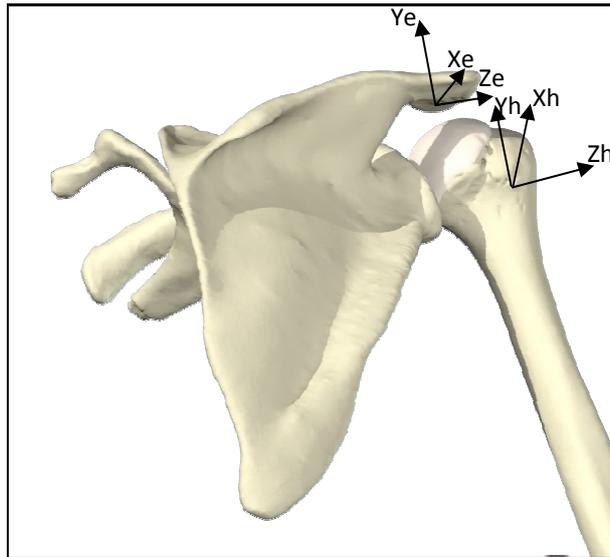


Figura I.4. Descripción del hombro propuesto por la SIB (Fuente:Atlas Interactivo Primal).

Ye se corresponde con el eje vertical de la escápula, el X_s el eje anterior de la escápula y el Z_s el eje trasversal de la escápula; el Y_h se corresponde con el eje vertical del húmero, el X_s el eje anterior del húmero y el Z_s el eje trasversal del húmero.

I.2.3.2. Actividades de la vida diaria

Según Pedretti (24) las AVD son tareas de automantenimiento, movilidad, comunicación y manejo del hogar que permiten a un individuo alcanzar la independencia personal en su entorno. Esta definición ha ido evolucionando a lo largo de la historia, poniendo más énfasis en determinados aspectos de las mismas según el perfil profesional del autor que las ha definido.

Según Rogers y Holm (25) las actividades de la vida diaria se dividen en básicas e instrumentales. Dentro de las básicas, están incluidas tareas como bañarse y

Introducción

ducharse, control de esfínteres, arreglarse, masticar y tragar, comer, movilidad funcional, uso de dispositivos para el cuidado personal, higiene personal y acicalado, actividad sexual, sueño y descanso e higiene en el inodoro. Las actividades instrumentales, por su parte, incluyen, el cuidado de otros, el cuidado de animales, criar a los niños, uso de dispositivos de comunicación, movilidad en la comunidad, gestiones financieras, control y mantenimiento de la salud, establecimiento y manejo del hogar, preparación de menús y limpieza, procedimientos de seguridad y respuesta de emergencia y compras.

Como cabe suponer, la funcionalidad del hombro está presente en la mayor parte de las AVD, por lo que es de suma importancia valorar la movilidad del mismo para conocer las repercusiones funcionales de las lesiones.

La elevación del hombro en el plano escapular es el movimiento más utilizado para las AVD, como por ejemplo en la tarea de peinarse, tarea en la cual se requiere de 54° de elevación de hombro en el plano de la escápula, además de una buena biomecánica de rotación y abducción para la consecución de las AVD (3).

I.2.4. Técnicas de valoración de hombro

Desde el punto de vista de la clasificación internacional del funcionamiento (26), los sistemas de medida o valoración actuales de pacientes con patologías de hombro, bien sean lesionados medulares o no, se pueden clasificar en métodos de valoración de la estructura corporal, métodos de valoración de las funciones corporales y métodos de valoración de la actividad funcional y participación.

En la Tabla I.3 se observa una relación de algunos de los diferentes métodos de valoración que actualmente se pueden encontrar para el hombro.

Tabla 1.3. Métodos de valoración según la Clasificación Internacional del Funcionamiento

Métodos de valoración de las estructuras corporales	
Técnicas de imagen	Radiografía simple
	Tomografía axial computerizada (TAC)
	Resonancia magnética nuclear (RMN)
	Gammagrafía ósea
	Densitometría
Técnicas de electrodiagnóstico	Electromiografía de aguja
	Neuroconducción
	Potenciales evocados
Técnicas de termografía	Termografía infrarroja
Métodos de valoración de las funciones corporales	
Técnicas de valoración de la amplitud articular	Goniómetros/electrogoniómetros
	Inclinómetros
Técnicas de valoración de la fuerza muscular	Dinamometría isotónica
	Dinamometría isométrica
	Dinamometría isocinética
Métodos de valoración de la actividad funcional y participación	
Escala del dolor	Escala analógica visual del dolor (EVA)
	WUSPI
Cuestionarios generales del estado de salud	Sickness impact profiles
	Constant-Murley
Cuestionarios específicos de valoración del hombro	DASH
	ASES
	SPADINI

Tabla I.3. Continuación

Técnicas cinéticas	Dinamometría isocinética
	Dinamometría isotónica
Técnicas cinemáticas	Sistemas de análisis 3D (fotogrametría, electromagnéticos, sensores inerciales, etc.)
	Electrogoniómetros
	Formación de imágenes dinámicas (Rx, fluoroscopia, etc.)
Técnicas fisiológicas	Técnicas electromiográficas (EMG)
	Análisis del consumo metabólico

I.2.4.1. Métodos de valoración de la estructura corporal

Son sistemas objetivos y fiables, generalmente disponibles en el ámbito hospitalario. Estos sistemas cuantifican un daño estructural. Algunos ejemplos los encontramos en las pruebas de laboratorio, como el análisis sanguíneo que muestran posibles alteraciones en la concentración de los componentes sanguíneos. Estas alteraciones pueden producirse por ejemplo cuando hay una inflamación muscular, estado en el cual la concentración de leucocitos aumenta o cuando hay sobreesfuerzo por entrenamientos prolongados a altas velocidades en cuyo caso se produce una disminución de los hematíes en sangre. Otras, por ejemplo son las técnicas de imagen que combinan el uso de fotografías o vídeos, con emisión de radiación o sin ella, que indican la calidad de las estructuras óseas, así como si existe alguna lesión concreta en alguna de ellas. Algunos ejemplos de estas técnicas son las radiografías, el TAC, la RMN, la mielografía, la gammagrafía ósea, o la densitometría, esta última siendo necesaria para la cuantificación de la densidad mineral existente en los huesos. Otras técnicas son los estudios electrodiagnósticos, que evalúan la conducción eléctrica producida a través de los canales neuronales y/o nerviosos. Entre ellos se encuentran la EMG, los potenciales evocados y la neuroconducción.

Finalmente otra metodología es la termografía infrarroja, que permite medir sin ningún contacto con el cuerpo la temperatura alcanzada en su superficie. En ocasiones, y en el caso de la patología de hombro, no siempre hay una buena correlación entre los resultados de estas pruebas y el estado funcional del paciente, ya que la afectación funcional no depende únicamente del daño estructural que exista.

I.2.4.2. Métodos de valoración de las funciones corporales

Son sistemas de valoración de las funciones de los sistemas corporales (26). En este grupo se incluyen sistemas de medida como goniómetros, electrogoniómetros o inclinómetros que miden rangos articulares, bien sea del tronco o de las extremidades, y dinamómetros que pueden medir tanto en estática (isometría) como en dinámica (bien sea de forma isotónica o isocinética). A veces, cuando las herramientas empleadas pueden medir en dinámico y simulan AVD, estas pruebas se solapan con las utilizadas en una valoración de la actividad funcional y de la participación del paciente, tal y como se verá en el posterior apartado.

Al igual que las herramientas del apartado anterior, éstas tampoco se correlacionan siempre con la limitación funcional real del paciente, ya que son normalmente estáticas, y, aunque valoran su deficiencia o daño corporal, no son tan precisas ya que lo analizan habitualmente de forma aislada, sin atender a la funcionalidad global.

I.2.4.3. Métodos de valoración de la actividad funcional y de la participación de la persona

Son métodos que miden o dan información sobre el estado funcional del paciente, secundario a su daño o patología, e integrado a veces dentro de una actividad. La evaluación funcional es un método que describe las aptitudes y limitaciones para medir el empleo que un individuo realiza de una variedad de

Introducción

habilidades incluidas en el desempeño de las tareas necesarias para la vida cotidiana, las actividades recreativas, la actuación ocupacional, las interacciones sociales y otras conductas necesarias (27). Dentro de este grupo encontramos las técnicas de análisis biomecánico (cinética y cinemática), el análisis fisiológico (EMG dinámica) y, por otra parte, pruebas más subjetivas como son escalas de dolor, cuestionarios generales sobre el estado de salud y cuestionarios específicos de valoración de trastornos del hombro o miembro superior.

La técnica del cuestionario es una herramienta ampliamente utilizada en el ámbito clínico para analizar, tanto la movilidad funcional del hombro de forma específica como para analizar la influencia de la capacidad funcional del hombro en las AVD. Los cuestionarios tienen la ventaja de hacer posible la medición de una realidad y facilitar su cuantificación y de ser, generalmente, herramientas rápidas y de sencilla de aplicación. Pero por otro lado, tienen la desventaja de la subjetividad en cuanto a los resultados obtenidos del paciente. Los cuestionarios pueden ser autoadministrados o administrados por el evaluador. Normalmente los autoadministrados se utilizan para valorar aspectos más generales del paciente, como la realización de AVD, deporte, actividades de ocio, etc. Los administrados por el valorador, sin embargo, suelen medir funciones más concretas del paciente, como en el caso del hombro, la elevación, rotación, potencia, etc.

Una valoración completa de la función requiere la evaluación de las AVD (trabajo, deporte, ocio e interferencia con el sueño). Dentro de los cuestionarios administrados externamente, el DASH es el cuestionario más estudiado por las múltiples adaptaciones transculturales realizadas (está traducido a 16 idiomas). En el estudio de Hervás (28), se realiza un estudio

transcultural para adaptar el cuestionario al español, siendo el inglés el lenguaje original del mismo.

A parte de los cuestionarios, la Biomecánica es de gran utilidad para el análisis de las funciones. La cinética es la parte de la mecánica que se ocupa de las acciones y reacciones responsables físicas del movimiento y de sus cambios. Las técnicas instrumentales más relevantes dentro de este grupo se ocupan de la medida de fuerzas, momentos y presiones. Uno de los equipos de medida de la fuerza empleado en el ámbito de la rehabilitación y el entrenamiento es el sistema de isocinéticos. Éste, como su propio nombre indica, mide cómo un grupo muscular se contrae contra una resistencia variable causando un movimiento angular a una velocidad constante a lo largo de un determinado recorrido articular (29).

También dentro de la biomecánica, se encuentra la cinemática, que es la parte de la mecánica que se ocupa de la descripción del movimiento, sin atender a sus causas, para lo cual se recurre a una serie de técnicas de medida de posiciones, ángulos, velocidades y aceleraciones, a partir de las cuales derivar otras magnitudes físicas (30). Esta técnica permite medir la movilidad de todas las estructuras corporales, aunque la herramienta empleada dependerá, en primer lugar de los grados de libertad que se le consideren a la articulación y también de si las medidas que queremos hacer se realizan en estática o en dinámica. Entre las herramientas disponibles, se encuentran los goniómetros o electrogoniómetros cuya función es medir los cambios en las translaciones lineales o rotaciones (30), normalmente en las articulaciones con un grado de libertad; herramientas de formación de imágenes dinámicas (rayos X, fluoroscopia, etc.); o técnicas fotográficas estáticas y dinámicas (fotogrametría, sensores electromagnéticos o emisores de sonido).

Introducción

Por otro lado, las técnicas de registro fisiológico incluyen los sistemas de electromiografía (EMG) o las técnicas de medida de consumo metabólico. El primero permite la evaluación de la actividad nerviosa desarrollada en un grupo muscular. La señal eléctrica muscular, que puede ser captada mediante electrodos, corresponde a la superposición de los potenciales de acción tal como se reciben en el punto de ubicación de los electrodos. Esta señal puede captarse mediante electrodos insertados dentro del propio músculo (electrodos de alambre o de aguja), o mediante electrodos ubicados en la superficie de la piel situada sobre el músculo que se desea estudiar (electrodos de superficie); ésta última es la denominada electromiografía superficial y permite captar el registro de EMG durante acciones dinámicas.

I.3. Relación entre lesión medular torácica y lesión de hombro

Las personas con lesión medular torácica, como se ha comentado en el apartado "Concepto y clínica", tienen preservada la función del miembro superior. Pero precisamente por el sobreuso de estas extremidades en compensación de la falta de movilidad de las extremidades inferiores, hace que sea muy susceptible a la lesión muscular y ósea. A continuación abordaremos estos problemas de hombro asociados a la paraplejía.

I.3.1. Prevalencia

El dolor de miembro superior es el síntoma más prevalente en la disfunción física en pacientes con lesión medular (31,32,33). La articulación del hombro en particular es, dentro de la extremidad superior, la que más problemas de dolor ocasiona por encima de la lesión en pacientes con paraplejía(34,35).

Alm *et al.* (36) realizó un estudio con 88 sujetos de los cuales, el 67% referían historia de dolor de hombro desde que habían empezado a utilizar la silla de

ruedas. El 40% referían dolor en el momento de la exploración. Un 91% había padecido dolor crónico (más de tres meses) y un 74% decía haberlo padecido durante más de un año. También observó cómo la edad estaba relacionada directamente con el nivel de dolor de hombro. No obstante no hubo ninguna otra característica que influyese en el dolor de hombro, como el sexo, la ocupación, el estado civil o los años de empleo de la silla de ruedas. Sin embargo, en el estudio de Gutiérrez *et al.*, se observa que las mujeres presentan mayor prevalencia de dolor de hombro con una proporción cercana al doble (37).

Como se ha referenciado, la omalgia está presente tanto en fases agudas de la lesión como crónicas. Se considera que en fases agudas el dolor de hombro se debe a las grandes demandas de uso de la articulación frente a una musculatura no acondicionada para soportar dichas cargas, mientras que el dolor en fases crónicas, parece ser el resultado del sobreuso de la articulación (38,39). No obstante, la influencia del tiempo transcurrido desde la lesión es un aspecto controvertido, ya que existen estudios que demuestran que la prevalencia del dolor de hombro es proporcional al periodo de tiempo transcurrido desde la lesión (40,41), mientras que otros aseguran que la prevalencia es mayor durante los 12-15 años postlesión (35,42), e incluso otros, que demuestran que no existen diferencias en función del tiempo transcurrido ni de la edad de los sujetos (43-45).

1.3.2. Etiología

En un hombro normal los ligamentos y la cápsula articular, sobre todo al final del movimiento tienen un efecto estabilizador con el objetivo de evitar traslaciones de la cabeza humeral, sin limitar el rango de movimiento (46). Además, la presión negativa intra-articular también se considera un estabilizador pasivo, ya que si experimentalmente se quita, la articulación

Introducción

glenohumeral puede luxarse con apenas fuerza (47). No obstante, investigaciones en vivo confirman que la estabilización activa sobrepasa a la pasiva y a la presión negativa intra-articular (48). Estos estudios demuestran la gran necesidad del acondicionamiento muscular para lograr la estabilidad de la articulación glenohumeral.

En el caso concreto de las lesiones medulares torácicas, los pacientes presentan una gran discapacidad en los miembros inferiores que deben suplir con la funcionalidad de las extremidades superiores. Los requerimientos habituales de un paciente con paraplejia son: la locomoción con silla de ruedas, es decir, realizar las maniobras necesarias para moverse con la silla de ruedas; empujar con las manos hacia una superficie de apoyo para liberar la presión sobre los isquiones y realizar transferencias, con la finalidad de desplazar su cuerpo en determinados ambientes, como por ejemplo, el cuarto de baño, la cama, etc., en resumen, realizar tareas de manejo de grandes cargas (49,50).

Algunos de los músculos que participan en este tipo de esfuerzos emplean en ellos menos de un 15% de su máxima fuerza, pero no sucede de la misma forma en todos los músculos. A continuación se describen los rangos de fuerza que realizan determinados músculos en las funciones básicas de miembro superior descritas para personas con paraplejia:

En la tarea de elevación de peso corporal, el pectoral mayor utiliza el 32% de su capacidad máxima, mientras que el gran dorsal, utiliza un 58% durante la subida del peso corporal y un 52% durante el mantenimiento del peso en el aire.

En el caso de la propulsión de la silla, el pectoral mayor durante la fase de empuje trabaja a un 59% de su capacidad y el supraespinoso a un 67%. (49), mientras que durante la fase de recuperación en la propulsión de la silla de ruedas, dentro de la subfase del comienzo, el subescapular trabaja a un 30%,

mientras que en la segunda subfase, este músculo trabaja a un 55% y el trapecio medio a un 67%.

En la actividad de transferencias corporales, el serrato anterior requiere el 47% de su máxima capacidad de desarrollar fuerza en la fase en la que las manos están delante y un 54% en la que se quedan detrás del cuerpo. En la fase en la que la mano queda delante, la fuerza necesaria en los músculos que intervienen es la siguiente: pectoral mayor, 81%, latísimo del dorso, 40% y deltoides anterior 20%, mientras que en la fase en la que la mano está detrás, los porcentajes de actividad muscular son: 49%, 25% y 44% respectivamente (49).

Los miembros superiores no están desarrollados para el mantenimiento de cargas pesadas ni para la marcha. En personas sanas las funciones principales son la movilidad y los alcances, es decir colocar la mano en diferentes posiciones dentro de los tres ejes del espacio con la finalidad de asir objetos, lo que conlleva un esfuerzo significativamente menor al descrito en el párrafo anterior. Es por ello que todas estas actividades realizadas por lesionados medulares requieren la adaptación tanto del complejo articular del hombro así como también de las estructuras periarticulares, lo que lo hace más susceptible al deterioro crónico, la lesión por sobreuso y el dolor (51,52).

Algunos estudios han demostrado la relación que existe entre la propulsión en la silla de ruedas y el desarrollo de las patologías de hombro (38,53,54). Los resultados evidencian que la propulsión puede contribuir al desequilibrio muscular debido a las fuerzas impuestas sobre la articulación, al reclutamiento selectivo de los músculos agonistas durante la propulsión y a los patrones de movimiento repetitivo (55). Durante la propulsión de la silla de ruedas, las estructuras anatómicas de la región del hombro experimentan grandes fuerzas para proporcionar estabilidad articular y producir los momentos musculares

Introducción

necesarios para dicha propulsión. Esta estabilidad articular necesaria, así como los momentos requeridos añaden complejidad al control motor e incrementan la posibilidad de sufrir fatiga muscular (56).

Los componentes estabilizadores del hombro (manguito rotador, deltoides, cabeza larga del bíceps) pueden alterarse debido a la naturaleza repetitiva de la propulsión de la silla de ruedas. La activación de los músculos durante la propulsión (rotadores internos, aductores y flexores) pueden fortalecerse excesivamente creando un desequilibrio en la articulación. El desequilibrio a su vez altera los patrones de movimiento causando el pinzamiento en el músculo supraespinoso entre la cabeza humeral y el acromion, ya que el control inadecuado de la articulación del hombro contribuye al desplazamiento de la cabeza humeral en sentido craneal desde el centro de la glenoides comprimiendo las estructuras del espacio subacromial, lo que conlleva una inflamación y posiblemente una rotura del manguito rotador en el futuro (57).

Así, algunos autores consideran por tanto que la sobrepotenciación de los rotadores internos en comparación con los externos predispone a los usuarios de sillas de ruedas a lesiones secundarias en los hombros (55).

Cabe destacar por tanto que existe relación entre la alteración de los ratios musculares o desequilibrio con el sobreuso, que a su vez causa la degeneración prematura y limita tanto la actividad diaria como la deportiva (58). Por tanto, se considera que los desequilibrios musculares tienen la mayor correlación significativa con el dolor de hombro crónico y la lesión (59).

La mayoría de estudios indican que los músculos más afectados de esos desequilibrios, relacionados con el cuello y el hombro, tanto en personas sanas como personas con lesión medular, son aquellos que se sobresolicitan ya que se produce una alta tensión en los músculos anteriores del hombro sin un desarrollo adecuado de la fuerza en los estabilizadores posteriores. Por tanto,

algunos de los músculos a los que se les debería prestar una mayor atención son todos los que estabilizan las escápulas, los músculos posteriores del hombro, así como deltoides y trapecio, que por otra parte se consideran los músculos más débiles en personas con lesión medular a nivel dorsal (38).

I.3.3. Tipos de patologías de hombro

Como se ha comentado anteriormente, el hombro en personas con paraplejía sufre debido a las grandes demandas que se le requieren. Este uso por encima de lo normal favorece la aparición de lesiones como son: bursitis subacromiales, tendinopatías o roturas de alguno de los músculos integrantes de la cofia rotadora, patologías degenerativas articulares o los desequilibrios musculares. En este apartado se realiza una breve revisión de las patologías más frecuentes del complejo articular del hombro incluyendo las lesiones del manguito de los rotadores, la artrosis del complejo articular del hombro y los desequilibrios musculares de la región (45).

Patología del manguito de los rotadores

Las patologías de hombro más frecuentes en lesionados medulares son las relacionadas con el manguito rotador. Así, tendinitis, tendinosis, roturas parciales y completas son las lesiones habituales (60). Codman, en 1937 (20), fue el primero que describió el lugar en el cual se producían las lesiones del tendón del supraespinoso, siendo éste denominado la “zona crítica” correspondiéndose con la distancia entre 1-2 cm hasta su inserción en el troquíter.

Dentro de esta zona crítica, la vascularización decrece de manera progresiva desde la cara bursal hasta la cara articular. Así, la cara profunda o articular del tendón del supraespinoso a nivel de la zona crítica es la región inicial de las roturas y de las tendinitis degenerativas (61).

Introducción

A esta deficiente vascularización, se le añade la inextensibilidad y rigidez del canal en el cual se ubica el supraespinoso. Cualquier proceso inflamatorio o cicatriz que afecte o comprima al tendón provoca la imposibilidad de desplazamiento del supraespinoso por el canal (62). El principal tendón afectado es el del músculo supraespinoso, aunque en menor medida también puede asociarse al tendón del infraespinoso y al del redondo menor, incluso pudiendo llegar en ocasiones a lesionar el tendón de la porción larga del bíceps. Dicha afectación de los músculos integrantes de la cofia rotadora, ocasiona el conocido “síndrome subacromial”. Ya en 1972, Neer (63,64) realizó una clasificación de la evolución del síndrome compresivo subacromial en tres etapas:

- Estadio I. Edema y hemorragia: en esta etapa se produce una inflamación como consecuencia de la excesiva maniobra de elevación del brazo hacia arriba por encima de la cabeza en nadadores, tenistas, lanzadores de béisbol y trabajadores en edades inferiores a 25 años, siendo en este caso una lesión reversible.
- Estadio II. Fibrosis y tendinosis: en esta etapa la inflamación es crónica y los episodios intermitentes de compresión subacromial característicos del estadio I pueden llegar a desarrollar una fibrosis y engrosamiento del tendón supraespinoso y de la bolsa subacromial. Siendo este estadio característico de los pacientes entre 25 y 40 años. La clínica es más persistente y duradera (varios años) que en el estadio I.
- Estadio III. Rotura del manguito de rotadores: tiene lugar después de un periodo prolongado de tendinitis refractaria al tratamiento conservador con degeneración tendinosa acentuada. En los casos

en que la rotura tiene carácter degenerativo ocurre en edades superiores a los cuarenta años.

La sintomatología de la debilidad del músculo supraespinoso o la rotura del tendón es la disminución de la estabilidad de la articulación del hombro, ya que permite que la cabeza del húmero altere su relación con la cavidad glenoidea (65). No obstante existen estudios que indican que si el desgarro del supraespinoso es aislado, su función puede verse compensada por la de los demás músculos del manguito, sin que su estabilidad se vea afectada (21,22).

En los casos en los que sí existe dolor, éste suele ser profundo alrededor del hombro, especialmente en la región media deltoidea. Se extiende hacia abajo por el brazo y el antebrazo, centrándose a veces en el epicóndilo externo del codo. La principal molestia del paciente es el dolor, especialmente durante la abducción del hombro y un dolor sordo en reposo. Aparecen ruidos de chasquido y crepitación alrededor del hombro debido a la rigidez de las fibras supraespinosas que interfiere en el deslizamiento normal de la cabeza humeral. La abducción contra resistencia y a veces la rotación externa contra resistencia del hombro son débiles y dolorosas. El paciente puede ser incapaz de abducir completamente el brazo (66).

Artrosis del complejo articular del hombro

La artrosis es un proceso reumático que afecta al cartílago hialino, el tejido sinovial y el hueso subcondral, aunque llega a afectar a todas las estructuras periarticulares. Estas alteraciones empiezan con la mitosis del condrocito con el consecuente crecimiento de la síntesis de proteoglucanos y colágeno de tipo II, lo que produce una pérdida de elasticidad del tejido y una erosión. Después, aumenta la formación de hueso, éste se torna más rígido y aparecen microfracturas que provocan la formación de callos óseos y deformaciones. Cuando este proceso avanza, se forman osteofitos que remodelan las

Introducción

superficies articulares afectando a la biomecánica de la articulación. Más avanzado el proceso, los ligamentos articulares se pueden tornar laxos por lo que aumenta la inestabilidad (67).

Normalmente estos procesos degenerativos suelen ocurrir con mayor frecuencia en las articulaciones de carga, pero en el caso concreto de los parapléjicos el mayor problema de artrosis reside en la articulación del hombro, porque se convierte, en parte, en una articulación que maneja autocargas muy exigentes.

Concretamente la artrosis de hombro afecta particularmente a la articulación acromioclavicular (68) a consecuencia de traumatismos por repetición (67). En el caso de los parapléjicos se observa que aparece en mayor medida en personas de mayor edad y con menos de diez años de evolución desde la lesión medular (68).

La sintomatología más frecuente es el dolor en la parte superior del hombro que empeora por la noche. Normalmente este dolor se produce cuando se le requiere al paciente que lleve su brazo hacia el hombro contralateral con una abducción de 90° o en ocasiones también de forma espontánea. A la palpación se aprecian también irregularidades en las superficies articulares que denotan la existencia de osteofitos (67).

Esta entidad patológica se relaciona además con la patología de manguitos rotadores previamente comentada ya que cuando acontece suele producir lesiones mecánicas en la musculatura de la cofia rotadora (69).

Desequilibrios musculares

El desequilibrio muscular se entiende como la reducción y/o debilitamiento selectivo de los músculos que provocan un llamado desequilibrio artromuscular, aunque no forma una entidad patológica en sí misma, sí que

tiene consecuencias funcionales que pueden desembocar en otras patologías. Este desequilibrio acarrea una inadecuada distribución del esfuerzo en las estructuras articulares (70).

La consecuencia directa es la mala biomecánica en la realización de determinadas tareas que puede provocar tensiones musculares dolorosas, así como una mayor probabilidad de sufrir lesiones.

El entrenamiento de fuerza de los músculos es necesario para su recuperación cuando existen desequilibrios musculares, siendo necesario fortalecer los músculos débiles y estirar los acortados o sobrepotenciados. Además, es necesario que la recuperación se produzca antes de que se deterioren las estructuras pasivas de los tejidos, lo que puede conllevar un mayor desequilibrio (71).

Al principio de la utilización de la silla de ruedas, existe un incremento en los ratios abducción-aducción, posiblemente debido a la posición de sedestación en la silla de ruedas, ya que en esta posición se utiliza en gran medida los movimientos de abducción para contrarrestar la disminución de la altura del sujeto, pero más adelante esta situación se invierte, disminuyendo el cociente debido a que se produce un gran estrés en la adducción debido a la necesidad de propulsión de la silla de ruedas (72). Por tanto, en el caso de que los cocientes presentados por los lesionados medulares fuesen elevados, principalmente por la sobrepotencia en el deltoides, se deberían trabajar los músculos antagónicos, que deprimen la cabeza humeral y evitan problemas de pinzamiento subacromial.

I.3.4. Prevención y tratamiento de las lesiones de hombro

Para prevenir y tratar las lesiones de hombro existen herramientas desde el ámbito de la educación para la salud, la higiene postural, la ergonomía, la terapia física, la educación física, la farmacología y/o la cirugía.

La educación para la salud es imprescindible en lesionados medulares. Este colectivo, especialmente en el caso de lesionados medulares cuya etiología es traumática, ve reducida su capacidad física en un espacio breve de tiempo. Si se les enseñan las causas de sus patologías y los mecanismos que las producen, estarán mucho más preparados para prevenir patologías secundarias y tendrán mayor concienciación sobre sus pautas de tratamiento, lo que aumentará su adhesión al mismo (73).

Por su parte, la higiene postural y la ergonomía pautan normas de conducta o modificaciones del entorno con la finalidad de buscar la mayor eficacia y eficiencia posible. Una de las premisas básicas que deben seguir es la minimización de la frecuencia de los movimientos repetitivos, ya que se ha comprobado que la frecuencia en la realización de tareas es un factor de riesgo para la lesión tendinosa y el dolor del hombro (74,75).

Otra actuación recomendable es reducir el manejo de cargas en sus AVD. Para ello se debe mantener un peso corporal ideal dentro de los rangos considerados normales, que ayudará a no sobrecargar la articulación del hombro durante el mantenimiento del propio peso corporal o las transferencias; mejorar la técnica de la propulsión de la silla para ser lo más eficiente posible; realizar el manejo de cargas de forma higiénica y/o eliminar el manejo de cargas pesadas, ya que altas cargas se relacionan con dolor de hombro (74,75).

Esta reducción de peso debe ir acompañada de la abolición de los rangos extremos, tanto de la muñeca, como de hombro, no estando permitidos los

movimientos por encima del nivel del hombro (76), ni la rotación interna extrema junto con abducción ya que predisponen a la lesión del tendón del músculo supraespinoso.

Además de las adaptaciones que el sujeto debe hacer, también existen recomendaciones sobre el equipamiento y uso de la silla de ruedas. Por ejemplo, hay controversia sobre la conveniencia de utilizar un motor de apoyo en la silla, ya que si bien por una parte ayuda a la articulación del hombro, es posible que también lo debilite y deje de estar acondicionado para otras actividades como las transferencias corporales (77). Algo que sí está claro es el uso de materiales muy ligeros para la construcción de la silla de ruedas ya que requieren menos fuerza para la propulsión y por tanto transmiten menos carga a las articulaciones del hombro. Además los materiales ligeros como el titanio, reducen la fuerza de rozamiento sobre el suelo y por tanto la fatiga (77). También es posible adelantar, dentro de los límites de seguridad, el centro de gravedad de la silla, ya que disminuye también la fuerza de rozamiento y favorece el mecanismo de propulsión, el deslizamiento más suave entre las superficies articulares y menores impactos sobre la articulación (78).

Otras pautas son recomendables en el caso de la posición y la técnica de la propulsión. Así es necesario asegurar que cuando la mano se coloque en el punto más alto del aro de la rueda el ángulo formado entre el brazo y el antebrazo sea de 100° a 120° (79). Además, el sujeto debe realizar impulsos más largos y suaves para reducir la cadencia (77).

Algo también importante en la higiene postural con la silla de ruedas es que el paciente se acostumbre a dejar colgando los brazos cuando no esté realizando la propulsión para evitar la contracción crónica del trapecio (44). Además, hay que asegurarse que permanece lo más estable posible mientras está en sedestación mediante cojines antiescaras uniformes. Y por último hay que

Introducción

procurar que la articulación coxofemoral esté en flexión mayor de 90°, ya que se ha comprobado que esta posición se correlaciona de forma negativa con el dolor de hombro (80).

Una posibilidad más en la prevención, pero sobre todo en el tratamiento es el uso de la terapia física. En fases agudas de dolor es necesario realizar inmovilizaciones adecuadas que permitan el descanso de las estructuras lesionadas pero que mantengan en una posición lo más alineada posible las articulaciones, además de realizar movilizaciones y acciones musculares isométricas de las estructuras vecinas. Además, en esta fase está recomendado el uso de láser y los ultrasonidos. Una vez el paciente se encuentra en una fase subaguda, es recomendable utilizar termoterapia, así como masajes, terapia manual de centraje de la cabeza humeral y decoaptación e isométricos indoloros. Finalmente en la fase final se trabajará la fuerza en la zona sin olvidar el trabajo de propiocepción (81).

Como complemento a la terapia física se puede usar la farmacología. Fármacos comúnmente usados en el dolor de hombro por inflamación son los antiinflamatorios no esteroideos (AINEs), tanto tópicos como orales o el empleo de las infiltraciones locales de glucocorticoides, como la metilprednisolona, triancinolona, parametasona, betametasona, triancinolona. Además se usan también para el dolor fármacos como la nitroglicerina, que, por la generación de óxido nítrico, relajan los vasos sanguíneos y aumentan el flujo de sangre (82).

I.4. Entrenamiento de fuerza en lesionados medulares

En este apartado se define la fuerza como cualidad física, clasificándola según el tipo de acción muscular producida y se explican las adaptaciones anatómo-fisiológicas que se producen por el entrenamiento contra resistencia. Finalmente se ofrecen las generalidades a tener en cuenta a la hora de

planificar el entrenamiento de la fuerza según los objetivos que se pretenda conseguir.

I.4.1. La fuerza como cualidad física

La fuerza es una magnitud física que mide la intensidad del intercambio de momento lineal entre dos partículas o sistemas de partículas. Desde el punto de vista anatómico y fisiológico, la fuerza muscular es una de las capacidades físicas del ser humano, y representa la capacidad neuromuscular de oponerse o vencer una resistencia externa (bien una carga adicional, el propio peso corporal contra gravedad o la inercia de los cuerpos en movimiento) o de activar los músculos agonistas y antagonistas produciendo una deformación por la contracción muscular, de forma estática o dinámica (83).

I.4.1.1. Clasificación en función de la acción muscular

Aunque existen diversos tipos de clasificaciones de la fuerza, hasta la fecha, en el entorno rehabilitador y preventivo, se han empleado clasificaciones atendiendo a aspectos fisiológicos. De entre ellas, una de las formas más comúnmente empleada es la que clasifica la fuerza en función del tipo de acción muscular que se produzca.

Así, la fuerza puede clasificarse de forma general en isométrica y anisométrica, y dentro de esta última, en isotónica, dinámica e isocinética. A continuación se hace una revisión sobre los diferentes tipos de acciones musculares de la fuerza y su valoración:

Acción muscular isométrica

La acción muscular isométrica es aquella en la que el músculo se contrae sin variar su longitud y por tanto no existe movimiento externo perceptible. Aunque a nivel macroscópico la isometría no produce cambios en la longitud, es verdad que a nivel microscópico sí se producen cambios de longitud

Introducción

pequeños en la fibra muscular por acortamiento, y cambios por alargamiento del tejido elástico antes y durante la contracción muscular (84).

La principal ventaja de la valoración de este tipo de acción muscular es que es bastante rápida y fácil, y existen un gran número de dispositivos que pueden realizar este tipo de mediciones (e.g. células de carga, tensiómetros o equipos de isocinéticos con una velocidad preseleccionada a 0°/s). El principal inconveniente es que la valoración isométrica implica que la evaluación de la fuerza se realice un solo punto del rango articular, lo cual no es representativo de un movimiento funcional. Por este motivo para la valoración isométrica hay que tener muy en cuenta la posición adoptada durante la misma, ya que debe ser aquella en la cual el músculo valorado desarrolle la mayor fuerza posible (84-86).

Como se verá más adelante, la justificación de utilizar la valoración isométrica en el presente estudio radica en que es representativa de algunas de las actividades más comúnmente realizadas por los lesionados medulares: el mantenimiento del peso corporal durante el empuje para liberar peso de las extremidades inferiores o para realizar las transferencias corporales (49,50).

Acción muscular isotónica y dinámica

Generalmente se denomina acción muscular isotónica a aquella que consiste en el levantamiento de una carga fija contra la gravedad, bien sea con máquinas de entrenamiento o bien con pesos libres. Aunque esta descripción es de común aceptación (84), hay que especificar que el significado preciso de la palabra isotonía significa que durante un ejercicio contra resistencia el tono muscular permanece constante durante todo el rango del movimiento (87). Es por esta controversia en la definición, que a lo que se entiende por acción muscular isotónica, se la denomina de un modo más preciso dinámica o isoinericial (84). En el presente estudio sólo se usará el término acción muscular

isotónica cuando ésta se realice en aparatos especialmente diseñados para permitir que la carga a la que se somete el músculo varíe en función de las palancas implicadas en el movimiento. A todas las demás acciones musculares contra la gravedad se las denominará dinámicas o isoinerciales.

En este tipo de acciones musculares, la máxima cantidad de carga que puede ser levantada en una repetición se denomina una repetición máxima (1RM) y es la medida más común para medir la fuerza dinámica e isotónica (84).

Según el objetivo del sujeto o en función de las resistencias externas aplicadas, la activación del músculo puede dar lugar a dos acciones diferentes: acortamiento o acción dinámica concéntrica o alargamiento o acción dinámica excéntrica (83).

La valoración de este tipo de contracción es de bajo coste y puede además, evaluar específicamente el programa de entrenamiento, motivo por el cual se realiza la revisión de este tipo de fuerza en este apartado introductorio. No obstante, presenta una inconveniencia, ya que la carga que un grupo muscular puede vencer está infraestimada debido a que debe ser vencida en todo el rango de movimiento, lo que hace que se estime como carga, la máxima que se puede levantar en el punto del recorrido más débil (88). Así los músculos usados realizan el gesto de manera submáxima durante el rango de movimiento. Además, 1RM no provee información a lo largo del recorrido articular.

Otro problema importante asociado a esta valoración es que es muy costosa en tiempo. Deben realizarse intentos con cargas más bajas para determinar la más pesada, haciendo un calentamiento general con 3-5 minutos de actividad suave de los músculos del hombro y estiramientos estáticos de la musculatura y a continuación uno específico que consiste en: una serie de 8 repeticiones a un 50% de la RM estimada, otra serie de 3 repeticiones al 70%, y después,

Introducción

repeticiones únicas aumentando la carga hasta que no pueda mantenerse, siendo la RM la media entre la última repetición completa y la carga que llevaba en la última repetición incompleta (89). Estos múltiples intentos hacen que pueda darse fatiga antes de conseguir la fuerza máxima y por tanto tener unos resultados incorrectos (90).

Acción muscular isocinética

La definición de acción muscular isocinética implica velocidad constante y representa una unión entre la velocidad constante impuesta mecánicamente y el movimiento del sujeto.

Los parámetros que habitualmente se obtienen con este tipo de valoración son: el momento máximo, que se define como el producto de la fuerza por la distancia o palanca que forma la longitud del brazo; el trabajo rotacional, que se define como el producto del momento y la distancia que se desplaza, y se calcula como el área debajo de la curva del momento, correspondiéndose con la habilidad del sujeto para realizar un momento a lo largo del recorrido de movimiento; y la potencia, que es el cociente entre el trabajo y el tiempo y demuestra una relación parabólica con la velocidad, siendo la mejor expresión de la fuerza explosiva.

Como se verá en el apartado de material y métodos, ésta es, junto con la acción muscular isométrica, la empleada para la valoración de los sujetos en el presente trabajo. El motivo de emplear ésta se basa en el supuesto de que los usuarios de silla de ruedas adaptan la fuerza muscular de sus brazos para mantener una velocidad de desplazamiento o propulsión constante.

I.4.1.2. Adaptaciones anatomo-fisiológicas producto del entrenamiento contra resistencia

Vistos los diferentes tipos de acciones musculares existentes, se realiza una breve descripción de las diferentes adaptaciones corporales que se producen fruto del entrenamiento contra resistencia. Estas adaptaciones deberán tenerse en cuenta a la hora de planificar los objetivos del programa de entrenamiento.

Adaptaciones estructurales musculares

Estudios longitudinales demuestran que después de periodos de entrenamiento se produce un aumento del número y talla de las miofibrillas, del tamaño del tejido conectivo y otros tejidos no contráctiles y el aumento de la vascularización. El aumento del tamaño de las miofibrillas se debe a la adición de nuevos filamentos de actina y miosina en la periferia de las miofibrillas (91).

Este aumento de la talla muscular se acompaña de la formación de nuevos capilares sanguíneos que proveen de la nutrición necesaria para asegurar que todo el tejido creado tenga la adecuada irrigación y nutrición (91).

Este aumento de volumen muscular, se ha demostrado que influye en la generación de fuerza, porque a mayor sección transversal del músculo, mayor fuerza es capaz de desarrollar un sujeto (92,93).

Adaptaciones sobre el sistema nervioso

La capacidad para desarrollar fuerza está influenciada por la capacidad del sistema nervioso de activar los músculos (85). Sherrington fue el primero en descubrir que las contracciones musculares se producían por la excitación de las motoneuronas de la médula espinal. Se acuñó el término de *unidad motora* al conjunto de un nervio motor y las fibras inervadas por dicho nervio (94). Dicha contracción muscular se produce con una secuencia concreta. En primer lugar se genera el potencial de acción eléctrico en el cuerpo celular del nervio

Introducción

motor y se propaga a través del axón hacia el músculo. Allí se libera acetilcolina desde el interior del axón al espacio de la sinapsis situada entre el axón y la fibra muscular y se une a sus receptores específicos de la fibra muscular, lo que provoca la despolarización de la membrana de la fibra muscular donde se produce la sinapsis, creando un potencial de acción en dicha membrana que se propaga desde el centro hasta los dos extremos de la fibra muscular. Finalmente se produce la etapa de excitación-contracción en la cual se propaga el potencial de acción hacia el interior de la fibra muscular a través del sistema de túbulos transversos, se libera calcio en el citoplasma de la fibra muscular provocando la hidrólisis del ATP de la cabeza de la miosina, proporcionando energía para el deslizamiento de los filamentos de actina y miosina necesario para la contracción muscular (95).

La adaptación neural se manifiesta tanto en la transmisión desde el sistema nervioso central como en las respuestas de tipo reflejo a nivel de la médula espinal. Estas adaptaciones, que se produce debido al entrenamiento de la fuerza se miden mediante la electromiografía (85) y se materializan en el aumento de la amplitud de la señal registrada debido al reclutamiento de un mayor número de unidades motoras en un mismo impulso, y en el aumento de la frecuencia de estímulos, así como en la mejora de la coordinación intramuscular y la relación de los diferentes grupos musculares.

Otras adaptaciones

El entrenamiento de la fuerza produce adaptaciones en otros sistemas corporales. Aunque algunas de ellas dependen de la intensidad y el tipo de acción muscular llevada a cabo en el entrenamiento, a nivel general se producen algunas comunes a todo tipo de ejercitación. A nivel hormonal aumentan las hormonas anabólicas como la tiroideas y la hormona de crecimiento, que favorecen el crecimiento del tejido y un descenso de las

catabólicas como el cortisol, hormona que degrada las proteínas para ayudar a la síntesis de glucosa (96). En el sistema hematológico, se produce un descenso del número de hematíes más viejos y una formación de nuevos (97). Las adaptaciones del sistema cardíaco son variadas. En general, con el entrenamiento de fuerza, se produce una disminución de las pulsaciones por minuto (aunque en menor medida que si el entrenamiento fuese aeróbico). Además, se produce un aumento del grosor de la pared cardíaca debido a la elevada presión arterial intermitente que se produce durante el ejercicio (98). Estas adaptaciones repercuten a nivel vascular con el mecanismo de la angiogénesis (83,99). En el sistema ventilatorio se produce un aumento del VO_{2max} lo que permite el aumento de la ventilación máxima (99). A nivel óseo, también se producen adaptaciones en la mineralización ósea, con el consiguiente aumento de la densidad ósea (100).

I.4.1.3. Recomendaciones generales sobre el entrenamiento de la fuerza

Las características entrenables de la forma física son: la fuerza muscular, la potencia, la hipertrofia y la resistencia muscular. Otras variables como la velocidad, el equilibrio, la coordinación, el salto, la habilidad, la flexibilidad y otras medidas como el gesto motor pueden ser mejoradas como consecuencia del entrenamiento motor (101,102).

Además, es necesario tener en cuenta la forma en que se llevan a cabo los programas de entrenamiento de la fuerza. Como pauta general a todos los tipos de entrenamiento, es imperativo que éste se produzca de un modo progresivo. En la década de los 40, Delorme y Watkins (103) demostraron la importancia del ejercicio progresivo para el incremento de la fuerza muscular y la hipertrofia en la rehabilitación de militares. Aunque es imposible pautar de forma exacta el nivel de intensidad, la manipulación de las variables es muy importante para conseguir la máxima eficacia del entrenamiento.

Introducción

La American College of Sports Medicine (ACSM), en 2009 (96) clasificó los diferentes tipos de entrenamiento de la fuerza en función del objetivo a alcanzar: entrenamiento de fuerza máxima, hipertrofia, potencia y resistencia.

Se ha demostrado que los entrenamientos de resistencia producen mejorías en la función cardiovascular, reducen el riesgo de enfermedades coronarias, disminuyen la probabilidad de sufrir diabetes no insulino-dependiente, previenen la osteoporosis, reducen el riesgo de cáncer de colon, promueven el mantenimiento del peso corporal y mejoran el estado psicológico de quien los practica (104).

La resistencia muscular, en este tipo de entrenamiento, debe ser trabajada durante 2 o 3 sesiones semanales con cargas bajas y elevado número de repeticiones (10-15 repeticiones si los sujetos no tienen experiencia previa o 15-25 cuando sí la tienen) descansando entre ejercicios con una pausa de 1 minuto, si se realizan muchas repeticiones, o incluso menos de 1 minuto, si el número de repeticiones es más elevado (84).

La hipertrofia muscular se produce por procesos mecánicos, metabólicos y hormonales. El resultado fundamental de este tipo de entrenamiento es el incremento neto de proteínas contráctiles que favorece el aumento en el volumen muscular (96). Además se producen adaptaciones neurales en las fases iniciales de este tipo de entrenamiento (105).

El entrenamiento para conseguir hipertrofiar la musculatura se realiza en 2 o 3 sesiones semanales de 1 a 3 series con 8-12 repeticiones de cada ejercicio usando una carga moderada (70-85% de 1 RM) con un intervalo de tiempo de descanso de 1-2 minutos (84).

La potencia es necesaria para movimientos o gestos deportivos, y en menor medida en entornos laborales o de la vida diaria, y busca básicamente realizar el máximo trabajo posible en el menor tiempo. Este tipo de fuerza mejora la

producción de fuerza a baja y alta velocidad de contracción y la coordinación en los patrones de movimientos y la habilidad en los gestos (96).

Para este tipo de entrenamiento se recomienda realizar 2 o 3 sesiones semanales de 1 a 3 series con 6 repeticiones de cada ejercicio usando una carga moderada (30-60% de 1 RM) con un intervalo de tiempo de descanso de 2-3 minutos (o de 1-2 minutos si el ejercicio es asistido) y a grandes velocidades (84,106).

Dentro de los diferentes tipos de entrenamiento, el de fuerza máxima se muestra como el método más efectivo para aumentar la capacidad de vencer grandes resistencias (106), ya que posibilita una mejora de la función neural y del metabolismo, un incremento de la sección transversal de las fibras y cambios en la arquitectura del músculo (85,107-109).

Este tipo de entrenamiento se suele aplicar en individuos con experiencia en el entrenamiento de la fuerza; no obstante, existen diferentes métodos que conducen al desarrollo de este tipo de fuerza. Para usuarios de nivel intermedio, la carga utilizada varía entre un 60 y un 70%, pero con usuarios avanzados esta carga aumenta desde un 80 a un 100% de 1RM, carga en la cual se produce un mayor incremento de fuerza, debido a que en estas intensidades de carga se producen mayores adaptaciones neurales. Asimismo, el número de series a realizar es de cuatro a ocho, con un número de repeticiones bajo de una a tres, con un descanso entre series de tres a cinco minutos (96,110).

El hecho de utilizar variedad de cargas en el entrenamiento conduce a un incremento mayor de la fuerza. Por ello, el volumen de carga también debe adaptarse en función del volumen del grupo muscular que se entrene.

Otro factor a tener en cuenta son los tipos de ejercicios utilizados. Tanto los ejercicios en los que se trabaja una única articulación hasta los que permiten

Introducción

que intervengan varias a la vez, son útiles para incrementar la fuerza muscular, y ambos deben incluirse en un programa de entrenamiento de la fuerza (96).

Si lo que se pretende es actuar sobre todos los factores de fuerza en general, así como acondicionar los músculos y tendones como preparación para soportar cargas más exigentes en el futuro, puede usarse el denominado por González-Badillo, método de repeticiones III, que consiste en la utilización de una intensidad aproximada de entre 60-75%, con 10-15 repeticiones y de tres a cinco series, con una pausa entre las mismas de tres a cinco minutos (111).

I.4.2. Estado actual del tema: entrenamiento de fuerza en pacientes con paraplejia

Al inicio de la lesión medular se produce una gran pérdida de la fuerza muscular que se va recuperando de forma natural en los primeros meses. Se cree que esto se produce inicialmente debido a la reabsorción del edema y la hemorragia de la lesión y una vez transcurridos seis meses después de la lesión, la mejoría de la función motora observada se puede explicar parcialmente por los brotes colaterales dentro de la médula espinal (112). Otra hipótesis que explica la mejoría de fuerza entre los 2 y los 8 meses después de una denervación parcial, son los brotes de nervios periféricos acompañados de la hipertrofia de las fibras musculares (112,113). Clínicamente algunos autores han observado una recuperación natural de la fuerza muscular en lesionados medulares más de 2 años postlesión, con un grado de recuperación más importante en los seis primeros meses (5,113). Aunque dicho grado de recuperación muscular además, se relaciona con la severidad de la lesión y con el nivel de fuerza inicial (5,112). No obstante llega un momento en el cual ese incremento se estabiliza y hay que entrenar para que se produzca un aumento de la fuerza. El problema recurrente en este grupo de población es que, aunque muchos de ellos quieren aumentar la actividad física rápidamente después de

la lesión, la inactividad física es prevalente entre los parapléjicos (114). Además se ha demostrado que las AVD comúnmente realizadas por parapléjicos no son suficientes para proporcionar un entrenamiento cardiovascular (115).

Dada la gran importancia del entrenamiento y su adecuación a los lesionados medulares torácicos, se realizó una revisión bibliográfica sistemática con la finalidad de conocer el estado del arte en este tema y poder plantear, a partir del mismo, el programa de ejercicios óptimo que desarrollase la fuerza máxima en la cintura escapular de los parapléjicos.

Estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda de artículos en inglés, francés y español en las siguientes bases de datos: ISI Web of Knowledge y PubMed (medline). Los estudios fueron recogidos desde 1975 hasta Julio de 2010.

Los términos utilizados para la revisión fueron: (((parapleg* OR spinal_cord_injur* OR spinal_disabled OR spinal paralyzed) AND (exercise OR strength_training) AND (upper_limb or arm OR shoulder)) NOT (quadripleg* OR tetrapleg*))). Esta búsqueda fue adaptada para cada base de datos.

Criterios de inclusión

Tipos de ensayos: se incluyeron estudios en los que los sujetos tuviesen una lesión medular torácica y participasen en un ensayo clínico cuyo objetivo fuese el entrenamiento del miembro superior. Se incluyeron tanto ensayos controlados aleatorizados (ECA) como no aleatorizados. La justificación de la inclusión de los no aleatorizados fue la falta de evidencia de ECA, no siendo suficientes para realizar la revisión.

Tipo de participantes: al menos el 80% de los sujetos debían tener una lesión medular torácica y ser usuarios de sillas de ruedas. No hubo restricciones con respecto al tiempo acontecido desde la lesión medular ni con respecto a la

Introducción

edad de los sujetos. Las personas con lesión medular cervical y los ensayos con animales fueron excluidos.

Tipos de resultados: todos los tipos de resultados fueron incluidos.

Recolección de los resultados y análisis

Dos revisores, de manera independiente, aplicaron los criterios de inclusión para selección de los estudios potencialmente relevantes. Esto lo hicieron sobre los títulos, abstracts y palabras clave de los artículos obtenidos de la búsqueda bibliográfica. Los revisores clasificaron los estudios en elegibles definitivamente, no elegibles definitivamente y cuestionables. En caso de disparidad de opiniones entre los revisores en la clasificación, se consultó a un tercer revisor. Una vez realizado este paso, se siguió el mismo procedimiento para revisar el texto completo.

Los datos obtenidos de los dos revisores incluían las características de los participantes (e.g. edad, género, nivel de lesión), objetivos del estudio, intervenciones realizadas (tipo, dosis, frecuencia y duración), y resultados obtenidos (parámetros, valoraciones e instrumentos usados). Los datos fueron obtenidos de las figuras y tablas, y en caso de duda se contactó con los autores.

Calidad de los artículos

Se utilizó la escala Van Tulder (116) para valorar la calidad metodológica de los estudios. Aunque esta escala está diseñada para la valoración de la calidad metodológica de los ensayos controlados aleatorizados, (ECA) se incluyeron los no aleatorizados (No ECA) debido a la falta de ECA disponibles para este tipo de población (116,117). Se consideró “calidad metodológica aceptable” cuando el resultado de la escala era igual o superior a 9 puntos, mientras que aquellos con menos de 9 fueron considerados de “baja calidad metodológica”. La razón de esta clasificación fue que no se consideró la opción de entrenador ciego o

pacientes ciegos para este tipo de estudios como en el artículo de Valent *et al.* (117).

Resultados

Se recogieron 221 estudios de la búsqueda inicial, de los cuales se revisaron el título y el abstract. De estos estudios, 52 reunieron los criterios de inclusión y fueron almacenados para una revisión posterior. Estos 52 artículos fueron completamente revisados y sólo 19 de ellos reunieron finalmente los criterios de inclusión como se aprecia en la Figura I.5.

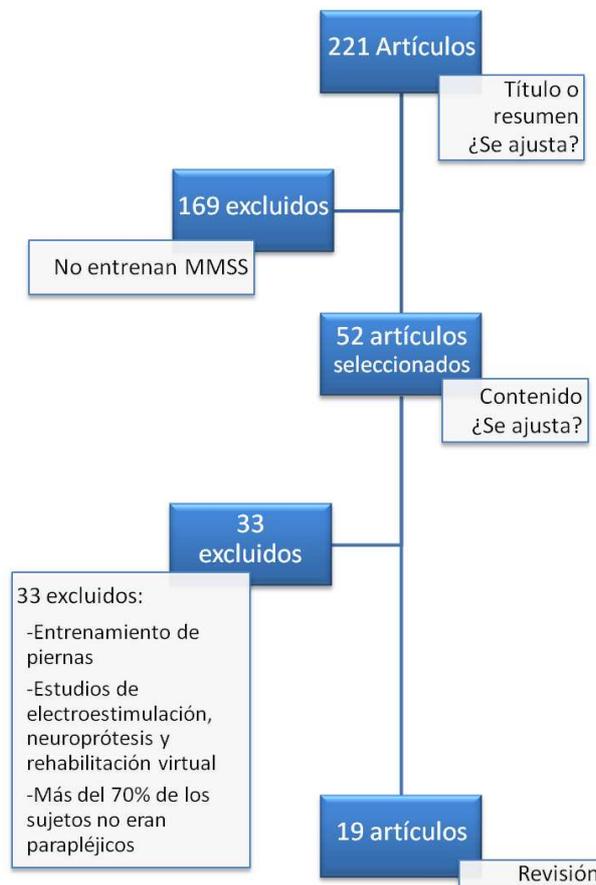


Figura I.5. Proceso de selección de los trabajos científicos

Introducción

La tabla I.4 presenta los resultados de la Escala Van Tulder de los 19 estudios incluidos. Se muestran los resultados en función de los siguientes apartados: puntuación total, validez interna, criterios descriptivos y criterios estadísticos.

Tabla I.4. Resultados de la Escala Van Tulder

Referencias	Total	Validez Interna	Criterios descriptivos	Criterios estadísticos
Bjerkefors, 2006	10	5	3	2
Bjerkefors, 2005	10	4	4	2
Davis, 1990	11	6	3	2
Dyson-Hudson, 2007	12	6	4	2
El Sayed, 2005	10	5	3	2
Hicks, 2003	10	4	4	2
Jacobs, 2009	12	6	4	2
Jacobs, 2001	10	4	4	2
Le Foll-de Moro, 2005	8	3	3	2
Liusuwan, 2007	7	2	3	2
Melchiorri, 2007	9	3	4	2
Mukherjee, 2001	10	4	4	2
Nash, 2002	11	5	4	2
Nash, 2007	10	4	4	2
Nawocznski, 2006	10	4	4	2
Rodgers, 2001	10	4	4	2
Durán, 2001	11	4	5	2
Silva, 1998	10	5	3	2
Yim, 1993	10	4	4	2
Media (SD)	10,05 (1,17)	4,32 (1,06)	3,73 (0,56)	2 (0,00)

Los resultados para cada uno de los apartados se expresan en puntos.

Sólo 5 de los 19 estudios fueron ECA (118-122) otros 7 de ellos (118-120,123-126) comparaban los resultados de dos grupos de población. El resto de los artículos analizados estudiaron el efecto de la intervención en un solo grupo.

Diecisiete de los estudios obtuvieron una puntuación de 9 o superior (calidad metodológica aceptable) y dos de ellos puntuaron por debajo de 9 puntos.

La puntuación media para el apartado “criterios descriptivos” fue de 3,73 (0,56). Sólo 2 estudios usaron grupos con diferentes características en el comienzo ya que en sus estudios participaron también personas con otras patologías como espina bífida, poliomielitis y parálisis cerebral (125,127). Todos los estudios describieron las intervenciones realizadas pero sólo uno describió los efectos adversos del tratamiento (128) y ningún estudio analizó el efecto del entrenamiento pasado mucho tiempo. La puntuación para la validez interna fue 4,32 (1,06). No hubo estudios con entrenadores, pacientes o valoradores ciegos y tampoco los hubo que incluyesen un análisis de la intención de tratamiento.

La mayor parte de los estudios incluían personas con lesión medular crónica (con más de 1 año) (118-133), aunque Yim *et al.* (134) incluyeron un sujeto con menos de un año postlesión y Le Foll-deMoro *et al.* (135) sólo estudiaron personas con menos de 138 días postlesión. Sin embargo, algunos autores no indicaron el número de años postlesión que padecían sus sujetos (73,121).

El tamaño muestral varió desde 6 a 34 personas. La mayoría de estudios tenían entre 10 y 20 individuos (123,129,73,119,121-123,126-132,134), sólo tres ensayos presentaron una muestra inferior a 10 personas (124,133,135) y sólo cuatro estudios contaron con 20 o más sujetos (73,118,120,125). La edad de los participantes osciló entre 11 (73) y 65 años (120).

Tipo de entrenamiento

El tipo de entrenamiento se divide en dos grupos. El primero utiliza un entrenamiento básicamente de tipo aeróbico con cicloergómetros, mientras que el segundo usa un entrenamiento específico con máquinas de musculación isoinerciales, o pesos libres. En la tabla I.5 se muestran los objetivos de cada trabajos revisado, así como la metodología empleada y la dosificación:

Tabla I.5. Tipo de entrenamiento de fuerza

REFERENCIA	OBJETIVOS	DOSIFICACIÓN	DETALLES INTERVENCIÓN
Bjerkefors, 2006	Investigar si la fuerza muscular del hombro en personas post-rehabilitadas con lesión medular está influenciada por el entrenamiento con ergómetro tipo kayak, y comparar la fuerza de hombro en personas con lesión medular y sanas	60 minutos/día 3 veces/semana 10 semanas	Ergometría Kayak con un modulo de equilibrio que regula la inestabilidad del equilibrio según se progresa en el entrenamiento.
Bjerkefors and Thorstensson, 2006	Valorar los efectos del entrenamiento con ergometría tipo Kayak en test funcionales realizados con una silla de ruedas por personas con lesión medular.	60 minutos/día 3 veces/semana 10 semanas.	Ergometría Kayak con un modulo equilibrio que regula la inestabilidad del equilibrio según se progresa en el entrenamiento.
Davis, 1990	Valorar cambios en la fuerza muscular y la resistencia después de 16 semanas de 4 tipos de entrenamiento controlado basado en un ergómetro de antebrazo.	3 veces/semana 16 semanas	Ergometría a 80 revs min ⁻¹ . Uno de los grupos de estudio, con alta intensidad (70% del VO _{2pico} inspirado) y otro con baja intensidad (40% del O _{2pico} inspirado) y uno con larga duración (40 minutos) y otro con corta duración (20 minutos).
Dyson-Hudson, 2007	Examinar los efectos de la ergometría de brazo en el dolor de hombro en sujetos con lesión medular.	20 minutos/día 3 veces/semana 12 semanas	Ergometría de brazo 60rpm con una intensidad basada en el 70% estimado de la máxima frecuencia cardíaca (FC).
El Sayed, 2005	Determinar los efectos del entrenamiento con ejercicios de ergometría en los niveles de lípidos en la sangre en personas usuarias de silla de ruedas con lesión medular y personas sanas	30 minutos/día 3 días/semana 12 semanas.	Ergometría de brazo de intensidad variable con una carga que permita mantener la frecuencia cardíaca correspondiente al 60-65% del VO _{2pico} .

Tabla I.5. Continuación

REFERENCIA	OBJETIVOS	DOSIFICACIÓN	DETALLES INTERVENCIÓN
Hicks, 2003	Examinar los efectos en la fuerza de un entrenamiento con ergometría de brazo, así como en tests psicológicos, de bienestar y calidad de vida.	90-120 minutos/día 2 veces/semana 9 meses	Entrenamiento progresivo: Parte aeróbica: 15-30 minutos de ergometría al 70% de la FC. Entrenamiento de Resistencia: circuito de 2 series de máquinas isoinerciales y pesos libres al 50% de 1 RM y con progresión a 3 series al 70-80% de 1RM después de las primeras 4 semanas. Grupos musculares trabajados: antebrazo-muñeca, bíceps, espalda, pecho, abdominales, hombro y tríceps.
Jacobs, 2009	Comparar los efectos de 12 semanas de entrenamiento de fuerza con los del entrenamiento de Resistencia en los valores de: $\dot{V}O_{2\text{máximo}}$, fuerza de miembros superiores y potencia en personas con paraplejía crónica.	40-45 minutos/día 3 veces/semana 12 semanas	Grupos de resistencia: 30 min de ergometría de brazo al 70%- 85% de la FC máximo. Grupos de fuerza: 3 series de 10 repeticiones: press horizontal, remo horizontal, press militar, polea al pecho, dippings y curl de bíceps.
Jacobs, 2001	Examinar la seguridad y los efectos de un programa de entrenamiento de fuerza combinando el trabajo fuerza máxima con el de ergometría de brazos en los parámetros de fuerza muscular, cardiorrespiratorios y de resistencia en personas con paraplejía secundaria a una lesión medular.	40-45 minutos/día 3 veces/semana 12 semanas	Grupos de entrenamiento de fuerza: 3 series de 10 repeticiones de: press horizontal, remo horizontal, press militar, polea al pecho, dippings y curl de bíceps con incremento progresivo de la carga. Grupo de Resistencia: ergometría de brazos resistida variable.
Keyser, 2003	Determinar si un programa de condicionamiento en casa mejora la condición cardiorrespiratoria y la resistencia en un grupo heterogéneo de usuarios de silla de ruedas.	2 veces/semana 12 semanas	Entrenamiento de fuerza mediante el sistema Equalizer 7000 multi-station exercise con incremento progresivo de la carga.

Tabla 1.5. Continuación

REFERENCIA	OBJETIVOS	DOSIFICACIÓN	DETALLES INTERVENCIÓN
Le Foll-de Moro, 2005	Estudiar el efecto de un programa de entrenamiento en la función ventilatoria en sujetos con lesión medular reciente.	30 minutos 3 días/semana 6 semanas	Estiramientos de miembro superior, 812 repeticiones de una propulsión simulada de la silla de ruedas resistida seguida de 20 minutos de entrenamiento aeróbico que consistía en simular el movimiento de propulsión con unas bandas elásticas con un punto fijo.
Liusuwan, 2007	Determinar si un programa de salud basado en educación, ejercicio aeróbico y ejercicios de entrenamiento de fuerza reducen el peso, mejoran la composición corporal, incrementan la fuerza el condicionamiento físico general, el estado nutricional y los hábitos en la elección de la alimentación.	3 días/semana 16 semanas.	Ergómetro de silla de ruedas con 6 series de 5 minutos incluyendo 4 minutos de trabajo moderado y 1 de trabajo intenso, con incremento progresivo de la carga. Ergómetro de brazos conectado a un juego de videoconsola. Entrenamiento de fuerza: usando el peso más cercano menor a 6RM, se realizaron 3 series de 10 repeticiones con incremento progresivo de la carga y del tiempo (partiendo de 10 minutos).
Melchiorri, 2007	Evaluar, en pacientes con lesión medular, el efecto de aplicar la vibración en la composición corporal y en las propiedades mecánicas del brazo.	5 días/semana 12 semana	4 series de pedaleo de brazos a máxima velocidad con una carga creciente de 5, 8, 10 y 15% del peso corporal mientras se aplicaba un mecanismo vibratorio.
Mukherjee, 1999	Observar el efecto de un entrenamiento de resistencia a domicilio a una velocidad libre en los parámetros de locomoción en silla de ruedas.	15 minutos/día 2 días/semana 12 semanas.	Propulsión de una silla de tres ruedas a velocidad libre a una frecuencia cardíaca a 60-70% (según su edad).

Tabla 1.5. Continuación

REFERENCIA	OBJETIVOS	DOSIFICACIÓN	DETALLES INTERVENCIÓN
Nash, 2002	Comparar si la respuesta metabólica aguda, cronotrópica y perceptual es similar entre un programa de ejercicios con bandas elásticas y uno con sistemas de aparatos isonerciales.	45 minutos/día 3 días/semana 2 semanas	3 series de la secuencia: press militar, remo sentado, 2 minutos de ergometría, polea al pecho, arrastre de peso y 2 minutos de ergometría de brazos.
Nash, 2007	Comprobar si los circuitos de entrenamiento de la fuerza mejoran la fuerza, resistencia y potencia anaeróbica en personas de mediana edad con paraplejía crónica y se reduce el dolor de hombro en las AVD.	40-45 minutos/día 3 días/semana 16 semanas	Entrenamiento de fuerza con un incremento progresivo de la carga (remo horizontal, curl de bíceps, polea al pecho y dippings sentado) y entrenamiento de resistencia con un ergómetro de miembro superior.
Nawokcenski, 2006	Determinar los efectos de una intervención de ejercicios de escapula durante 8 semanas en el dolor de hombro y la discapacidad funcional en personas con lesión medular.	Diaria 8 semanas	Ejercicios de estiramientos del trapecio, pectoral mayor y menor, la porción larga del bíceps y de la cápsula posterior de la articulación glenohumeral Ejercicios de entrenamiento de la fuerza de los músculos: serrato anterior, trapecio medio e inferior, y rotadores externos.
Rodgers, 2001	Contrastar la hipótesis de que el entrenamiento de fuerza aeróbico y los estiramientos mejoran la biomecánica de la propulsión de la silla de ruedas y reducen el estrés articular.	3 días/semana 6 semanas	Ejercicios de estiramiento de: deltoides anterior, subescapular, pectorales, latísimo del dorso y redondo mayor, tríceps y flexores de la muñeca. Entrenamiento de fuerza de: deltoides posterior, infraespinoso, redondo menor, romboides, trapecio medio, erector espinal, bíceps y extensores de la muñeca, cada uno con 5 repeticiones al 75% del máximo estimado mediante pesos libres. Actividades aeróbicas con remo durante 30 minutos al 60% de la FC máxima.

Tabla I.5. Continuación

REFERENCIA	OBJETIVOS	DOSIFICACIÓN	DETALLES INTERVENCIÓN
Salinas-Durán, 2001	Evaluar el impacto de un programa de ejercicio físico en la independencia funcional de pacientes con lesión medular.	40 minutos/día 3 días/semana 16 semanas	Actividades de movilidad, ejercitación de resistencia aeróbica, entrenamiento de fuerza (press de banca, press militar, curl de bíceps con mancuerna, aperturas en contractor de pecho, elevaciones posteriores y curl de cuello), coordinación, recreación y relajación.
Silva, 1998	a. Comparar la resistencia de los músculos ventilatorios (RMV) de un paciente con lesión medular completa y una persona activa sana. b. Evaluar el efecto del entrenamiento con ergómetros de brazos en la RMV de los sujetos con lesión medular.	30 minutos/día 3 días/semana 6 semanas	Ergometría de brazo a una frecuencia cardíaca correspondiente con el límite ventilatorio anaeróbico.
Yim, 1993	Evaluar la función cardiorrespiratoria y la capacidad de ejercicio de los lesionados medulares usando ergómetros de silla de ruedas.	30 minutos/día 3 días/semana 5 semanas	Ergometría de silla de ruedas con 3 series de 10 minutos con 5 minutos de descanso entre las series a una velocidad superior a los 3 km/h en cada uno de los niveles de resistencia.

Tipo de resultados y efectos del entrenamiento

Casi todos los estudios concluyeron que el programa de entrenamiento de miembro superior tenía efectos positivos en la capacidad física como se reflejó en la mejora en los momentos generados por la articulación (73,123,127,128,134), la potencia (73,119,121,127,128,130,131,133,135,136), las actividades funcionales (127-129,132,134,123), la cinemática del hombro (73,127), los valores espirométricos (121,124,126,130,132,135), las variables cardiovasculares (120,132,134), metabólicos (73,126), los tests de fuerza (121,127,128,130), la percepción del esfuerzo (120), los desórdenes mentales y/o concepción de uno mismo (120,125) y el dolor (125).

Sólo Nash *et al.* (122), especificó que no existían diferencias estadísticamente significativas entre grupos, aunque no explicó las diferencias encontradas en cada uno de los grupos de forma aislada. Finalmente, Dyson-Hudson *et al.* (118) y Melchiorri *et al.* (131) no presentaron diferencias estadísticamente significativas al aplicar la intervención de elección.

Los tipos de resultados se presentan en la tabla I.6.

Tabla I.6. Tipo de resultados y efectos del entrenamiento

REFERENCIA	ESTADÍSTICOS	RESULTADOS
Bjerkefors, 2006	Momentos en tres posiciones del movimiento (al principio, a mitad y al final) durante los movimientos isocinéticos de flexión, extensión, abducción y aducción, rotación interna y externa de hombro.	Diferencias estadísticamente significativas (E.S.) en el momento de fuerza en cada posición del hombro.
Bjerkefors and Thorstenson 2006	Equilibrio, intensidad (W) y distancia (m) en tests de alcances, de transferencias y propulsión (propulsión 5 m sobre ruedas traseras, 1,5 m subiendo una rampa, propulsión en circuito con conos, propulsión 15m sobre llano y 50m con inclinación de 3°.	Diferencias E.S. en los tres estadísticos en los test de alcance, test de transferencia y los test de propulsión con una rampa, propulsión durante 50m en llano y 50m con una inclinación de 3°.
Davis, 1990	Potencia máxima y potencia media en un sistema de isocinéticos.	Todos los sujetos juntos: diferencias E.S. en potencia media en la extensión de hombro a las 8 semanas y en la potencia media y máxima de la extensión de codo Sujetos separados por grupos: solo los que trabajaron a alta intensidad y largas series tuvieron diferencias E.S. en la potencia media en la mayoría de velocidades y movimientos articulares.
Dyson-Hudson, 2007	Intensidad del Dolor mediante la escala WUSPI.	No hubo diferencias E.S. del dolor de hombro después de la intervención.
El Sayed, 2005	Con ergometría: Consumo de O ₂ máximo (VO _{2máx}), ventilación voluntaria máxima (VVM) carga de trabajo máximo conseguida, frecuencia cardíaca (FC) Después de test submáximo: percepción del esfuerzo, colesterol y triglicéridos.	Diferencias E.S. en VO _{2máx} VVM y carga máxima conseguida.

Tabla I.6. Continuación

REFERENCIA	ESTADÍSTICOS	RESULTADOS
Hicks, 2003	FC y presión arterial (PA) basal, FC y potencia, percepción del esfuerzo, de la calidad de vida, nivel de depresión, percepción de autoconcepto y de la salud a tres cargas de trabajo submáximas.	Diferencias E.S. en la potencia en cada grupo muscular. Disminución E.S. del estrés, síntomas depresivos, dolor y aumento E.S. de la percepción de su salud y de la calidad de vida.
Jacobs, 2009	VO_{2pico} , VVM, $FC_{máx}$ nivel de esfuerzo percibido, potencia máxima, potencia media con ergometría y fuerza con máquinas de musculación.	Diferencias E.S. en $VO_{2máx}$ potencia máxima y media en los dos grupos después del entrenamiento. Diferencias E.S. en tests de fuerza (press de banca, remo horizontal, press militar, polea al pecho, dippings y curls de biceps) sólo en el grupo de fuerza.
Jacobs, Nas-Rusinowski, 2000	VO_{2pico} , tiempo para fatiga, potencia máxima y momentos en los movimientos concéntrico y excéntrico de hombro y codo y fuerza máxima en los test isoinerciales.	Diferencias E.S. en: $VO_{2máx}$, tiempo para fatiga, potencia máxima en: press militar, remo horizontal, aperturas en contractor de pecho, curl de biceps, polea al pecho, dippings, en los movimientos concéntrico de rotación interna, abducción y aducción, abducción y aducción, horizontal y movimientos excéntricos de rotación interna, adducción y aducción horizontal.
Le Foll-de Moro, 2005	$VO_{2máx}$, VVM, FR_{pico} y Volumen Tidal (VT), Volumen de reserva (VR), coste de O_2 , producción de CO_2 , FC, ratio de intercambio respiratorio, volumen espiratorio forzado en 1 segundo (FEV_{1s}) ratio de flujo máximo espiratorio (PEFR), VVM en 1 minuto, Capacidad vital (CV), ratio FEV_{1s}/CV y potencia máxima.	Después del entrenamiento no se obtuvieron diferencias E.S. en la espirometría en reposo. Diferencias E.S. durante test máximo para: $VO_{2máx}$ potencia máxima y VO_2 del trabajo ventilatorio del músculo.

Tabla 1.6. Continuación

REFERENCIA	ESTADÍSTICOS	RESULTADOS
Liusuwan, 2007	En el umbral anaeróbico: $VO_{2máx}$ y VO_{2basal} , potencia, momentos máximos, $VO_{2máx}$ y FC. Durante la fase aeróbica: máximo consumo de O_2 , FC, potencia máxima, colesterol total, triglicéridos y peso corporal. Estos parámetros se midieron durante los movimientos de flexión y extensión de hombro y codo.	Diferencias E.S. en VO_{2basal} , potencia máxima, potencia máxima en el umbral anaeróbico y Momento máximo durante la extensión de hombro.
Melchiorri, 2007	Potencia media, velocidad media, fuerza media, masa grasa del brazo, contenido de mineral óseo y masa libre de grasa del brazo en el gesto de curl de bíceps.	Diferencias E.S. en potencia media y velocidad media en el curl de bíceps realizado con poca carga (menor del 10% del peso corporal).
Mukherjee, 1999	Peso corporal, velocidad de propulsión (m/min), $FC_{máx}$, VO_{2i} índice del coste fisiológico y coste de O_2 con un ergómetro	Diferencias E.S. en peso corporal, velocidad de propulsión $FC_{máx}$, VO_{2i} , índice del coste fisiológico, y coste de O_2 .
Nash, 2002	$VO_{2medior}$, $VO_{2máx}$, FC_{media} y $FC_{máx}$ experimentado en cada ejercicio de entrenamiento.	No diferencias E.S. entre los dos grupos.
Nash, 2007	Potencia máxima y media y VO_2 durante la ergometría y fuerza en kg mediante el cálculo de la RM.	Diferencias E.S. en fuerza, potencia máxima y media y VO_2 .
Nawokcenski, 2006	Dolor de hombro mediante WUSPI y Rating questionnaire y satisfacción con el Satisfaction score).	Diferencias E.S. en dolor (WUSPI, hombro rating questionnaire), y satisfacción (Satisfaction score).

Tabla I.6. Continuación

REFERENCIA	ESTADÍSTICOS	RESULTADOS
Rodgers, 2001	Fuerza isoinercial (remo en pronación, retracción escapular, elevaciones posteriores, rotación externa, maniobra de Jobes y empuñamiento), medidas fisiológicas (velocidad, tiempo de aguanete, potencia, FC, VO ₂ , economía metabólica), cinemática del gesto (ángulo máximo, ROM a lo largo del ciclo y durante la fase de contacto), cinética del aro (fuerza máxima y momento máximo en cada dirección) y cinética de las articulaciones en codo hombro y muñeca (aducción y flexión de hombro, extensión de muñeca, desviación cubital y extensión de codo).	Diferencias E.S. en fuerza isoinercial (remo en pronación, retracción escapular, elevaciones posteriores, rotación externa, test de Jobes), medidas fisiológicas (velocidad y potencia), cinemática (ángulo máximo en extensión de codo), cinética del aro (momento máximo en la propulsión) y cinética articular (extensión de muñeca).
Salinas Durán, 2001	Carga levantada y número de repeticiones, habilidades con silla de ruedas (propulsión hacia delante y hacia atrás, propulsión con giro a la derecha y a la izquierda, avance y retroceso con giro a la derecha y avance y alcance de objetos) actividades con silla de ruedas (subir y bajar un bordillo de 12, 8 y 6 cm con la silla, apoyo sobre ruedas traseras y avance sobre dos ruedas), composición corporal, colesterol, FC al final y a los 6 minutos del ejercicio, fuerza máxima y funcionalidad.	Diferencias E.S. en peso levantado y número de repeticiones, habilidades con la silla (propulsión hacia delante y hacia atrás y con giro a la derecha y la izquierda, avance con alcance de objetos), actividades con sillas (subida y bajada de los 3 bordillos, apoyo sobre ruedas traseras y avance sobre ruedas), FC a los 6 minutos, resistencia máxima y funcionalidad.
Silva, 1998	Estadísticos espirométricos: CVF, FEV1, ratio FEV1/CVF, máximo flujo espiratorio entre 25 y 75% de la CV (MMIEF ₂₅₋₇₅) y PEFR. VVM, resistencia muscular ventilatoria (70%-VVM).	Diferencias E.S. en grupo de lesionados medulares en CVF.

Tabla I.6. Continuación

REFERENCIA	ESTADÍSTICOS	RESULTADOS
Vergès, 2009	<p>Durante el test de Resistencia: CV, CVF, FEV1, PEF, MMEF₂₅₋₇₅, VVM, presión inspiratoria máxima, presión espiratoria máxima, duración de la respiración, ventilación voluntaria máxima en un minuto (VVM₁)_{max}.</p> <p>Durante el test de ergometría progresiva: VO₂, VCO₂, ratio de intercambio respiratorio (R), CO₂ al final de la espiración forzada, presión parcial de CO₂ y VVM₁, frecuencia respiratoria, VT, capacidad volumen de reserva inspiratorio (VRl), concentración de lactato en sangre, presión parcial de O₂ arterial y de CO₂, pH y disnea.</p> <p>Durante el ejercicio de campo: VO₂, VCO₂, R, VVM, VT y disnea.</p>	<p>Durante ejercicio de resistencia: diferencias E.S. en PEF, VVMpico, duración de la respiración, FC</p> <p>Durante ejercicio en campo abierto: diferencias E.S. en disnea.</p>
Yím, 1993	<p>PA_{basal}, FC_{basal} y PA y FC después de 100m de propulsión de la silla, tiempo necesario para realizar la propulsión de 100m con una resistencia con resistencia nivel 1, CVF, FEV1, MMEF, PEF, PEF₂₅₋₇₅, momento máximo y trabajo total de flexores y extensores de hombro y codo durante la propulsión.</p>	<p>Diferencias ES en: presión sistólica y FC después de 100m de propulsión, tiempo necesario para propulsión de silla 100m con un nivel 1 de resistencia, momento máximo en la flexión y trabajo total en la flexión y extensión del hombro.</p>

I.5. Hipótesis y objetivos

A lo largo de la Introducción del presente trabajo, se ha justificado la necesidad que presentan los lesionados medulares torácicos de aumentar la fuerza muscular de miembro superior. Como se ha podido comprobar después de la revisión sistemática realizada, actualmente sólo ocho trabajos han comprobado cómo un entrenamiento de la extremidad superior repercutía en los valores de producción de la fuerza (73,121,123,127,128,130,133,134).

No obstante seis de ellos no han realizado el trabajo con un grupo control (121,127,128,130,133,134), por lo que no se puede afirmar que dichas ganancias de fuerza sean debidas al programa de ejercicios administrado. Con respecto al de Bjerkfors *et al.*, quien sí ha empleado un grupo control, hay que indicar que el programa de ejercicios desarrollado se ha fundamentado en la utilización de la ergometría de tipo kayak, que como se ha comentado con anterioridad, no es el sistema más indicado para el trabajo de la fuerza muscular y más concretamente en este tipo de población ya que puede desarrollar la aparición de lesiones músculo-esqueléticas (130). Y por último, con respecto al realizado por Liusuwan *et al.*, cabe destacar que el programa no era específico de fuerza sino que incluía diversas actividades relacionadas con la educación, la nutrición, la ergometría conectada a videojuegos y un programa con pesos libres en casa, por lo que ante tal variedad de intervenciones no es fácil determinar cuál es la que realmente influye en el aumento de fuerza del brazo.

Es por esto que se considera necesaria la elaboración de un programa de ejercicios que tenga en cuenta las necesidades particulares de este colectivo, fortaleciendo aquellos músculos más debilitados y que favorecen la reducción del dolor y el aumento de la funcionalidad, así como el aumento de fuerza en los gestos analíticos del hombro, específicamente los rotadores, sobre todo los

Introducción

externos, que ayudan a la estabilidad, y los movimientos de flexión y extensión y aducción.

Nuestra principal hipótesis es que el entrenamiento de fuerza específico de los músculos involucrados en la estabilización del complejo articular del hombro y depresión o desplazamiento caudal de la cabeza humeral mejora la condición general del hombro del paciente con lesión medular con más de un año de evolución, teniendo repercusión, tanto en la fuerza, como en la funcionalidad y el dolor en la articulación. Para comprobar la veracidad de dicha hipótesis se han planteado unos objetivos a alcanzar.

El objetivo general del presente estudio es comprobar si un entrenamiento específico de fuerza de la cintura escapular tiene repercusión positiva sobre aspectos mecánicos, funcionales y de bienestar del complejo articular del hombro.

Los objetivos específicos de este trabajo son:

1. Cuantificar los cambios en el desarrollo de fuerza isométrica en los diferentes movimientos del hombro tras 8 semanas del entrenamiento específico de fuerza.
2. Medir los cambios en la magnitud de fuerza isocinética en las diferentes velocidades y gestos del hombro testados tras 8 semanas de entrenamiento.
3. Analizar el índice de masa corporal y el peso total del tronco, extremidades superiores y área de interés de los sujetos y comprobar su variación como consecuencia del entrenamiento de fuerza.
4. Estudiar la masa muscular, la masa grasa y la densidad ósea de los pacientes parapléjicos y comprobar si sufre modificaciones después del entrenamiento de fuerza.

5. Valorar la funcionalidad de las extremidades superiores para la consecución de las actividades de la vida diaria y estudiar su evolución una vez terminado el periodo de intervención.
6. Controlar la evolución del dolor del hombro experimentado antes y después del proceso de entrenamiento de fuerza.

Introducción

MATERIAL Y MÉTODOS

Material y métodos

II. MATERIAL Y MÉTODOS

II.1. Diseño del estudio

El estudio realizado obedeció a un diseño experimental de series temporales. Cada individuo pasó por los periodos secuenciales de tratamiento y control (Figura II.1). Dado que es difícil obtener muestra suficiente para reunir dos grupos y realizar un ensayo aleatorizado, este diseño ofrece la oportunidad de eliminar las variables de confusión debidas a la heterogeneidad de la muestra.

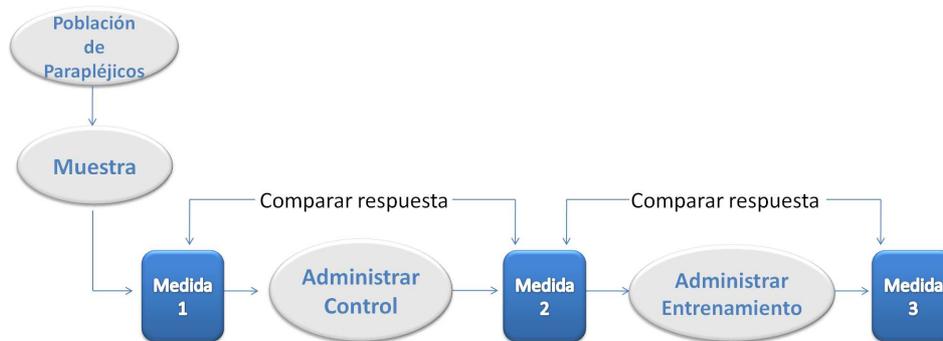


Figura II.1. Diseño experimental de la investigación

II.2. Procedimiento general

En primer lugar, y previo al desarrollo de las actividades planificadas en el estudio, se redactó una propuesta de proyecto atendiendo a los requisitos impuestos en la Declaración de Helsinki de 1975, con la posterior revisión en el año 2000. Esta propuesta, junto con su correspondiente solicitud, fue enviada al Comité Ético de la *Universitat de València*.

Una vez aprobada (Anexo I), se empezó a llevar a cabo la búsqueda de participantes. El abordaje de esta tarea fue a través del Servicio de Lesionados Medulares del Hospital Universitario y Politécnico La Fe y a través de un sondeo vía correo electrónico mediante la Asociación de Lesionados Medulares y Grandes Discapacitados Físicos (ASPAYM-Valencia). Para ello se redactó una

Material y métodos

carta explicativa (Anexo II) de los objetivos del proyecto y una breve descripción del estudio. Una vez recibida la contestación de los individuos interesados, se procedió a la realización de llamadas telefónicas en las que se les explicaba con más detalle todo el procedimiento de trabajo, así como la temporalización y los posibles beneficios a obtener de la participación en el proyecto.

Por otra parte, todos los espacios en los que se previó su utilización por parte de los sujetos, fueron acondicionados para asegurar la accesibilidad con la silla de ruedas. Así, se instalaron rampas de acceso al laboratorio y se reservaron las plazas de parking más cercanas al ascensor.

A continuación, se realizó la puesta a punto del laboratorio donde se iban a llevar a cabo las valoraciones y la sala de musculación donde se iba a efectuar la experimentación. Se comprobó el correcto funcionamiento de todo el equipamiento de valoración y de entrenamiento, y el grupo investigador simuló una secuencia de entrenamiento para comprobar los tiempos requeridos en cada sesión así como las posibles adaptaciones de las máquinas, con la finalidad de posibilitar la realización de todos los ejercicios en una silla de ruedas.

Una vez llegado a este punto, se dio comienzo a las diferentes fases del estudio. Todos los sujetos fueron citados en la *Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport* (FCAFE) de la *Universitat de València* para firmar el consentimiento informado y voluntario a participar en el estudio. Tras la familiarización con los diferentes procedimientos, se dio comienzo a la primera sesión de mediciones (medición 1), realizándose los siguientes protocolos: i. administración de los cuestionarios SCIM, DASH y WUSPI, ii. medición de la composición corporal y iii. medición de la fuerza isométrica e isocinética del miembro superior

Después de realizada esta primera sesión de mediciones se dejaron ocho semanas de periodo control, durante el cual los sujetos fueron advertidos de

que debían realizar sus actividades cotidianas, intentando en la medida de lo posible no alterar sus rutinas habituales. Pasado este periodo los sujetos fueron sometidos a una segunda sesión de mediciones (medición 2) en las mismas condiciones que la primera.

Durante las ocho semanas posteriores a esta medición, los sujetos realizaron un entrenamiento de fuerza de la cintura escapular tres veces por semana en días alternos.

Finalmente, una vez concluida la fase de entrenamiento se volvió a valorar a cada sujeto (medición 3) con la finalidad de conocer el efecto que el entrenamiento de la fuerza tuvo sobre los participantes. Asimismo se les hizo entrega de los informes sobre los cambios producidos por el entrenamiento y se les dieron por escrito recomendaciones para futuros trabajos de fuerza que pudieran realizar los pacientes en sus casas y/o en sus gimnasios.

II.3. Sujetos

Para reclutar los pacientes se realizó un muestreo no probabilístico, siendo un muestreo de casos consecutivos (137). De los más de 35 lesionados medulares contactados, tan sólo 23 de ellos mostraron interés en participar en el estudio. Todos ellos fueron entrevistados en el laboratorio de la FCAFE. Seis sujetos rehusaron participar por motivos personales; por otro lado, tres sujetos no cumplieron los criterios de inclusión descritos en el siguiente subapartado. Por tanto, la muestra final estuvo compuesta por 15 sujetos con lesión medular a nivel torácico.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: i. que tuviesen el nivel de lesión entre T2 y T12, diagnosticada al menos un año antes del comienzo del estudio, ii. que fuesen usuarios de silla de ruedas a tiempo completo y iii. que tuviesen

Material y métodos

una pérdida total de la función motora en las extremidades inferiores (puntuación motora de 50/100 ASIA, lesión de grado A o B).

Como criterios de exclusión se tuvieron en cuenta que los sujetos no tuviesen desórdenes cognitivos y/o depresión, padeciesen mielopatía cervical postraumática, alteración motora o sensitiva de las extremidades superiores, desorden isquémico cardíaco, fracturas osteoporóticas recientes, hubiesen sido traqueotomizados, presentasen úlceras sacrotuberales, hipertensión arterial, o hubiesen participado en entrenamiento de fuerza en los últimos 6 meses o en deportes de competición.

En la Tabla II.1 se muestran las características clínicas de los participantes del estudio.

Tabla II.1. Características clínicas de los participantes

Sujeto	Edad	Peso	Altura	IMC	Nivel lesional	Tiempo evolución	Etiología
1	45	70	1,71	24,10	D4	74	Traumática
2	40	77	1,77	24,66	D11	236	Traumática
3	36	96	1,88	18,16	D4-5	221	Tumoral
4	40	64	1,5	32,18	D12	488	Tumoral
5	47	72	1,66	22,04	D4-5	219	Traumática
6	48	77	1,69	27,23	D12	21	Traumática
7	51	78	1,6	27,77	D6	111	Traumática
8	28	73	1,71	25,09	D5	12	Traumática
9	70	51	1,71	17,58	D5-6	577	Traumática
10	37	114	1,84	33,87	D4	75	Traumática
11	39	85	1,68	30,11	D12	205	Traumática
12	36	88	1,73	29,54	D11	62	Traumática
13	26	70	1,75	22,85	D7	68	Traumática
14	31	67	1,73	22,28	D4-5	138	Traumática
15	30	76	1,84	19,51	D5	120	Traumática

La edad se expresa en años, el peso en kg, la altura en m, el IMC en kg/m² y el tiempo de evolución en meses. La D significa nivel lesional dorsal y se acompaña de un número que se corresponde con el de la vértebra afectada.

Todos los sujetos fueron informados sobre el objetivo del proyecto y los posibles beneficios y/o potenciales perjuicios que se pudieran derivar de su

participación en el estudio. Se les instó a firmar un consentimiento informado que incluía sus datos personales y el código de sujeto que le iba a identificar, siendo custodiado este documento por separado de los datos del estudio para asegurar la confidencialidad de éstos.

II.4. Material

Para el desarrollo del presente estudio se emplearon materiales y herramientas tanto para la valoración de los sujetos como para su entrenamiento. A continuación se detallan desde los formularios de registro hasta las escalas y cuestionarios utilizados para la medición del dolor y la funcionalidad del paciente. También se describen las herramientas objetivas biomecánicas de evaluación de la fuerza, la antropometría corporal y la densidad ósea. En el caso del entrenamiento se pormenorizan los materiales empleados en cada una de las sesiones.

II.4.1. Formulario de registro

En el formulario de registro se anotaron todos los datos a tener en cuenta, tanto para la valoración del cumplimiento de los criterios de inclusión de los sujetos, como para la cumplimentación de la historia clínica de cada uno de ellos.

Como datos más relevantes, en la valoración de los sujetos del grupo control se tomaron los siguientes registros:

- *Edad, peso y altura*
- *Hombro dominante*
- *Número de transferencias corporales por día*
- *Actividad física en los últimos 6 meses*
- *Diagnóstico mediante pruebas complementarias*
- *Existencia de intervención quirúrgica y tipo*

Material y métodos

- *Nivel de la lesión y tiempo de evolución*

II.4.2. Cinta métrica

Para la medición de la altura se empleó una cinta métrica para dimensionar la longitud de la tibia con el objetivo de estimar la talla de los sujetos (138). La justificación de estimar la talla y no medirla, fue, en primer lugar que no podían mantenerse de pie, pero además, dadas las deformidades músculo-esqueléticas que la mayoría de sujetos participantes presentaban era muy dificultoso medirles correctamente en decúbito supino. En el apartado procedimientos se describirá el protocolo que se empleó a tal efecto.

II.4.3. Cuestionarios de valoración funcional y dolor

A los sujetos se les valoró la capacidad funcional del miembro superior para la realización de tareas de la vida diaria, además del dolor del brazo al realizar actividades con la silla de ruedas, mediante dos cuestionarios. A parte de estos dos, que previsiblemente iban a estar afectados por el periodo experimental, se les facilitó otro cuestionario para conocer el estado general del paciente, en el que contestaron a preguntas genéricas sobre AVD. Normalmente estas actividades son de índole estática y no influenciada por un programa de entrenamiento de fuerza, razón por la cual sólo se administró este cuestionario en la primera medición. A continuación se detallan los diferentes tipos de cuestionarios administrados.

II.4.3.1. Escala Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI)

Esta escala es autoadministrada y evalúa la intensidad del dolor durante la realización de determinadas AVD, como las transferencias, la carga de la silla de ruedas al coche, el impulso de la silla en pendiente, vestirse, ducharse, levantar cargas por encima de la cabeza, la realización de los cuidados de la salud, la ejecución de tareas domésticas y el sueño y descanso (Anexo III).

La escala está compuesta por 15 ítems basados en una escala visual de 0 a 10 cm, siendo los extremos de dicha escala: “sin dolor” y “peor dolor experimentado”.

El valor total se calcula dividiendo la puntuación total en centímetros por el número de ítems contestados y puede dar como resultado valores que oscilen entre 0 y 150 puntos.

Curtis *et al.* (139), desarrolló un modelo corregido de puntuación (PC-WUSPI) en el cual se tenía en cuenta el número de actividades no realizadas, y por tanto no valoradas, por los sujetos de estudio. Así, con la finalidad de distinguir el nivel de actividad entre los mismos, a la puntuación total, obtenida tal y como se explica en el párrafo anterior, se le multiplica el número de ítems total de la escala, es decir, se multiplica el resultado del WUSPI por 15.

Las características que definen esta escala se detallan a continuación (139):

- *Carga administrativa*: el tiempo que emplean los pacientes en la contestación de la escala es menor de 5 minutos
- *Fiabilidad (test-retest)*: el ICC es de 0,99 ($p < 0,01$)
- *Consistencia Interna*: el Alfa de Cronbach es de 0,97
- *Validez*: se correlaciona con la Escala Visual Analógica del dolor con una puntuación de 0,90 ($p < 0,01$)

II.4.3.2. Escala Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH)

El DASH fue desarrollado por el “Upper Extremity Collaborative Group” en 1996 (140) (Anexo IV).

Tiene 30 preguntas con 5 posibilidades de respuesta. Cada ítem se valora con una puntuación del 1 al 5, con valores crecientes en función de la intensidad de los síntomas. La puntuación de los ítems se suma para obtener una puntuación

Material y métodos

total, que puede oscilar entre 30 y 150 puntos, y que se transforma en una escala de 0 (mejor puntuación posible) a 100 (peor puntuación posible). Valora la dificultad para realizar diversas actividades físicas que requieren de la funcionalidad de la extremidad superior (hay 21 ítems para funciones físicas), los síntomas del dolor y la actividad alterada por el dolor (5 ítems para sintomatología dolorosa) o el impacto de la discapacidad y los síntomas en actividades sociales, trabajo, sueño y el buen estado psicológico (4 ítems para funciones sociales y emocionales).

Los módulos opcionales, en su caso, se puntúan por separado siguiendo el mismo método. El DASH permite valorar la discapacidad percibida por el paciente para realizar diversas actividades, incluidas AVD y síntomas como el dolor, la rigidez o la pérdida de fuerza (25).

Las características que definen el test se detallan a continuación (28,141,142):

- *Carga administrativa:* los tiempos de respuesta del DASH son variables. El tiempo para completarlo va desde los 4 hasta los 13 minutos, y el tiempo necesario para analizarlo está entre los 2 y 6 minutos
- *Efecto techo y efecto suelo:* el efecto suelo o techo es un problema cuando más del 15% de los pacientes consigue la máxima o mínima puntuación. Para el DASH la mayoría de estudios realizados no han encontrado efecto techo y han encontrado un muy bajo efecto suelo.
- *Validez:* Hay una elevada correlación del DASH con el Constant-Murley Scale ($r > 0,70$), aunque existe menor correlación ($r = 0,30-0,70$) con aspectos como la satisfacción del paciente, rango de movimiento del hombro, fuerza del hombro o irritabilidad

articular. El DASH es válido para diferenciar entre distintos grupos de población y niveles de discapacidad.

- *Fiabilidad (test-retest)*: su coeficiente de correlación intraclassa (ICC) varía entre 0,82 y 0,98, siendo superior a otros cuestionarios como el SPADI o el ASES.

II.4.3.3. Spinal Cord Independence Measures (SCIM)

La Escala “Spinal Cord Independence Measures” (SCIM) es la única escala funcional general para lesionados medulares y se utiliza para la valoración de las AVD en estos pacientes (Anexo V).

Empezó a desarrollarse en 1994, y desde entonces se han realizado un total de 3 versiones, siendo la última de ellas la SCIM III (143).

Actualmente la SCIM es la única escala que mide la independencia, en todos los aspectos de las AVD básicas relevantes para pacientes con lesión medular.

Está compuesta por 3 apartados fundamentalmente. El primero contempla los autocuidados, con una puntuación que va de los 0 a los 20 puntos; el segundo apartado abarca las funciones respiratorias y de manejo de esfínteres, con una puntuación de 0 a 40 puntos; el tercer y último apartado se dedica a la movilidad, y la puntuación para esta sección es de 0 a 40 puntos. La puntuación total de la escala puede sumar entre 0 y 100 puntos, siendo 100 el estado de mayor funcionalidad y 0 el estado de mayor dependencia del paciente.

Las características que definen esta escala se detallan a continuación (143,144):

- *Carga administrativa*: los tiempos de cumplimentación del SCIM cortos, pudiendo rellenarse en un intervalo de entre 3 y 7 minutos.
- *Fiabilidad*: el coeficiente de correlación intraclassa (ICC) varía entre 0,94 a 0,97.
- *Consistencia interna*: el Alfa de Cronbach fue superior a 0,7.

Material y métodos

- *Validez:* la validez de la SCIM se realizó mediante la correlación con la escala “Functional Independence Measures” (FIM), siendo de 0,79 ($p < 0,01$)

II.4.4. Herramientas objetivas de valoración: densitómetro de absorción dual y dinamómetro isocinético

Una vez presentados los cuestionarios de valoración, cuya implementación es auto-administrada y subjetiva, se presentan en este apartado las herramientas de valoración de la composición corporal y de la fuerza del hombro.

II.4.4.1. Aparato de absorciometría dual para rayos X

Para la valoración de la densidad ósea y la composición corporal, se utilizó el densitómetro óseo por rayos X multi-detector dual y mono energía (QDR-Explorer, Hologic Corp., Waltham, MA, USA).

Este sistema es un densitómetro de cuerpo completo, que mediante la tecnología Fan Beam, permitió tanto la valoración del nivel de densidad ósea y del volumen de la musculatura, como de la composición corporal de los pacientes.

La cantidad de radiación utilizada en este tipo de mediciones es extremadamente pequeña, ya que se corresponde con menos de un décima parte de la dosis estándar de rayos X adecuada para tórax y menos que la exposición de un día a la radiación natural. Concretamente se trata de una radiación de 0,001 mSv.

Existen diferentes aplicaciones clínicas de este sistema, aunque en el presente trabajo sólo se utilizaron las dos que se detallan a continuación: el análisis de la densidad mineral ósea del cuerpo entero y de sus regiones aisladas y el análisis de la composición corporal, especificando el porcentaje de masa magra, grasa y total de cada una de las regiones y del cuerpo completo.

Las especificaciones técnicas del aparato de absorciometría dual para rayos X son:

- Ordenador Hologic con 40Gb de disco duro y 512Mb de RAM con un sistema operativo Windows™ XP
- DICOM 3.0 para conectividad con el sistema remoto (PACS)
- Fuente de rayos X con emisión de fotones en forma de abanico de precisión
- Emisión en 2 energías pico 140kV/100kV y emisión mono energía
- Brazo detector móvil motorizado en desplazamiento longitudinal con sistema de detección de alta densidad
- Sistema de calibración permanente y automática con sistema de referencia interna
- 54 detectores de estado sólido
- Software: QDR-Explorer, Hologic Corp., versión 12.4, Waltham, MA, USA desde el cual se configuran todos los parámetros empleados en la evaluación
- Fiabilidad del sistema: para la puntuación general del DEXA, 0,99, para el contenido mineral del hueso, 0,99, para la cantidad de grasa corporal, 0,99 y para la masa libre de grasa, 0,99 (145)

Además, el sistema cuenta con diferentes accesorios que ayudan a la valoración de cada una de las regiones del cuerpo de los pacientes:

- Mesa de exploración móvil en desplazamiento longitudinal y transversal
- Fantoma para QC de Hologic: estructura cuya morfología es similar a la de una columna vertebral y es reconocida por el sistema de medición para permitir el calibrado del aparato mediante el control de la calidad

Material y métodos

de la columna vertebral confirmando la estabilidad del sistema con un patrón real (Figura II.2)

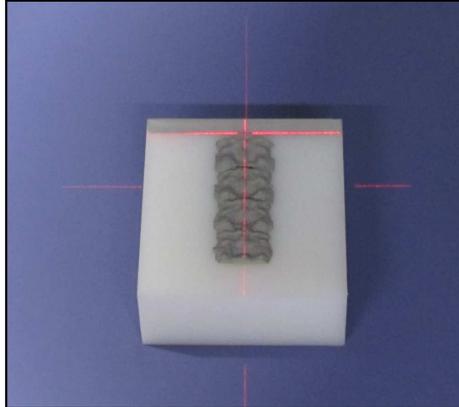


Figura II.2. Fantoma para la calibración del sistema

- Posicionadores para asegurar la posición deseada en las exploraciones de columna, cadera y prótesis

II.4.4.2. Dinamómetro isocinético

En el presente estudio se utilizó el sistema de valoración biomecánico para la evaluación del movimiento isocinético, Biodex multi-joint system V.4X (Biodex Medical Systems Inc., Shirley, New York, USA).

Estos sistemas isocinéticos ayudan a la evaluación de los pares de torsión musculares en condiciones excéntricas, isométricas y concéntricas, así como al análisis del equilibrio muscular agonista-antagonista de las distintas regiones corporales.

Como se ha explicado en la introducción, el aumento de fuerza muscular y la corrección de los desequilibrios en la musculatura del hombro se considera de gran importancia en la terapia del complejo articular y en el entrenamiento de fuerza muscular. Por lo tanto es necesario que se puedan valorar de forma fiable y válida mediante el sistema isocinético.

Las principales especificaciones y características del sistema isocinético son:

- Ordenador Pentium 4 con pantalla táctil, 80GB de disco duro, 512 Mb de RAM y con un sistema operativo Windows™ XP
- Software: Biodex Advantage System 4 Pro Spn Biodex Medical Systems Inc., Shirley, New York, USA desde el cual se configuran todos los parámetros empleados en la evaluación
- Modo de operaciones múltiples: posibilidad de medir la contracción isocinética, isotónica, isométrica, excéntrica reactiva y la pasiva
 - Velocidad en concéntrico de hasta 500°/s
 - Velocidad en excéntrico de hasta 33°/s
 - Capacidad de registro del momento en el movimiento concéntrico de 680 Nm
 - Capacidad de registro del momento en el movimiento excéntrico de 44 Nm
- Adaptadores para el hombro y codo: que permiten fijar la correcta posición del miembro superior de modo que las medidas sean repetibles, tanto dentro de un mismo sujeto como entre sujetos
- Kit de calibración: para ajustar el sistema isocinético diariamente, antes del inicio de las sesiones de medición
- Fiabilidad del sistema: el coeficiente de correlación intraclass para rotadores externos e internos y abductores y aductores varía desde 0,69 a 0,92 (146)

II.4.5. Instrumentos para el entrenamiento: mancuernas, sacos, máquinas, eslingas y cinchas

Material y métodos

Para las sesiones de entrenamiento, los sujetos realizaron un circuito de fuerza resistencia, como se explicará más adelante, en una sala de musculación ubicada en FCAFE de la Universitat de València.

El material que se utilizó durante cada una de las sesiones fue el que se detalla a continuación:

- Mancuernas de diferentes pesos con la finalidad de poderlos adaptar al modelo de progresión empleado en el programa de entrenamiento.
- Sacos de arena de 1 kg y 2 kg para poder regular la carga en las máquinas ya que por defecto el incremento que está permitido realizar en estas es a intervalos de 5 kg.
- Máquinas de potenciación muscular con poleas adaptables que permitían que los ejercicios pudiesen ser realizados desde la silla de ruedas. En concreto los modelos utilizados fueron (Figura II.3): Life Fitness Dual Adjustable pulley (Life Fitness Iberia, Barcelona, España) cuya utilidad fue para la ejecución de los ejercicios de rotación, tanto interna como externa en la posición de brazo en abducción 0° y codo flexionado a 90° y el Oemmebi Atelier Cable crossover over station (Oemmebi snc, Moglia, Mantova, Italia), que permitió realizar los ejercicios de rotación con abducción de 90°, los ejercicios polea al pecho y remo horizontal. Todas las herramientas permitían el aumento progresivo de la carga mediante la adición de pesas.



Figura II.3. Máquinas de musculación empleadas en el entrenamiento

- Eslingas y cinchas para poder realizar la suspensión del brazo de manera que se asegurase una posición mantenida del brazo con 90° de abducción (Figura II.4).



Figura II.4. Eslinga para la suspensión del brazo en abducción de 90°

II.5. Procedimientos

Todas las herramientas descritas fueron empleadas en la metodología de trabajo, tanto en las valoraciones como en el entrenamiento. A continuación se describen los procedimientos empleados a lo largo de todo el proyecto.

II.5.1. Administración de los cuestionarios

Los tres cuestionarios empleados fueron: WUSPI, DASH y SCIM. Seguidamente se detalla el procedimiento de cumplimentación de los mismos.

II.5.1.1. Protocolo de valoración del dolor

El cuestionario WUSPI fue autoadministrado, aunque el investigador responsable realizó una explicación previa de su cumplimentación. Los sujetos respondieron a cada una de las preguntas formuladas en el cuestionario mediante la colocación de una marca en el nivel de dolor que sentían al realizar cada una de las tareas que se contemplan en la escala. El sistema de marcado del nivel de dolor se basó en una serie de escalas analógicas de 10 cm de longitud en las cuales el sujeto debía marcar el grado de dolor experimentado en cada una de las actividades planteadas, situando una cruz en el inicio de la escala si no tenía dolor o en el extremo derecho, si el dolor era el máximo jamás experimentado (147).

II.5.1.2. Protocolo de valoración de la funcionalidad del miembro superior

La funcionalidad del miembro superior se midió con la escala DASH. Este cuestionario autoadministrado se les pasó a cada uno de los sujetos, precedido por una explicación del valorador. Además, éste estuvo al lado de cada uno de los sujetos mientras cumplimentaban la escala para poder responder a los participantes en caso de duda.

Así, respondieron a cuál era su nivel de dificultad para realizar cada una de las tareas propias de los miembros superiores, con una puntuación del 1 al 5,

correspondiéndose el 1 con “ninguna dificultad” y el 5 con “imposible de realizar” (142).

II.5.1.3. Protocolo de valoración de la funcionalidad general

La funcionalidad general de los sujetos se midió mediante la escala SCIM. También un cuestionario autoadministrable, por lo que la forma de proceder fue exactamente igual que en el apartado anterior. Los sujetos, previa explicación del valorador tuvieron que responder a una serie de ítems relacionados, con los autocuidados, las funciones fisiológicas básicas y la movilidad. Cada una de las preguntas fue respondida mediante un sistema de respuesta múltiple en la que se determinaba el nivel de dependencia para lograr la consecución de las tareas requeridas.

II.5.2. Valoración antropométrica y de la composición corporal

En la valoración antropométrica y de la composición corporal se emplearon dos métodos distintos, por una parte se realizó la medición de la altura, que se hizo con una cinta métrica y por la otra la valoración de todos los parámetros de densidad y masa ósea, masa grasa y masa muscular realizados por el sistema de absorciometría dual para rayos X.

II.5.2.1. Protocolo de medición de la altura de los sujetos

Debido a la imposibilidad de mantenerse de pie por la paraplejia, se realizó una valoración de la estatura estimada. Para ello se midió la longitud de la tibia, midiendo la distancia desde el punto más prominente del cóndilo medial de la tibia hasta el punto más distal del maleolo medial de la misma (138,148).

Se ha comprobado que esta estimación es más precisa si se utilizan ecuaciones distintas según la altura que a priori se considera que tiene el sujeto. Para ello se divide al grupo de población en tres subgrupos: más bajos de 1652 mm, entre 1653 mm y 1840 mm y más altos de 1841 mm (138). Por este motivo se

Material y métodos

aplicó una ecuación distinta según la estatura que ellos consideraban tener (la estatura que presentaban antes del accidente). Las ecuaciones empleadas a tal efecto fueron:

- Altos: estatura (mm) = $951,94 + 1,890 \times$ longitud de la tibia (en mm)
- Medios: estatura (mm) = $944,82 + 2,057 \times$ longitud de la tibia (en mm)
- Bajos: estatura (mm) = $1224,15 + 1,530 \times$ longitud de la tibia (en mm)

II.5.2.2. Protocolo de valoración de la densidad, masa ósea, masa grasa y masa muscular

Para la valoración de estas variables se utilizó el sistema DEXA Explorer descrito en el apartado “Material”.

En primer lugar se realizaba un calibrado del equipo de forma diaria, en el cual se ubicaba un fantoma de columna sobre la camilla del densitómetro según las especificaciones del fabricante y se procedía al reconocimiento de la superficie y relieve del fantoma. Una vez realizado el calibrado, el sistema estaba preparado para la valoración de los pacientes.

Dado que este sistema permite la medición del cuerpo completo, se utilizó el protocolo de medición en decúbito supino de cuerpo entero que de forma general incluía las regiones de miembros superiores, costillas, miembros inferiores, columna cervical y dorsal, columna lumbar y pelvis y que además disponía de un módulo para la agregación de nuevas regiones según el interés del investigador. Finalmente las regiones seleccionadas para el presente estudio fueron la de miembros superiores, tronco en su conjunto, y un área de interés diseñada expresamente para el estudio y que se definirá en el apartado de “Tratamiento de imágenes y señales”.

Para la valoración el paciente, se tuvo que diseñar y construir una rampa de 23 cm de altura con una plataforma de 1 m^2 de área para permitir que una vez

subiesen, pudiesen colocar la silla de manera cómoda para realizar la transferencia de su peso corporal de forma ergonómica, salvando el obstáculo de la altura de la camilla. Una vez realizada la transferencia, se le posicionaba en la camilla en decúbito supino, de tal manera que se asegurase que todo el cuerpo permaneciese dentro de los límites de la valoración. En esa posición, se le colocaba una venda elástica de crepé para mantener la posición de ambas caderas en rotación interna de 25°, tal y como se especificaba en las instrucciones (Figura II.5).



Figura II.5. Valoración de la densidad ósea de los sujetos

Se le dio la instrucción al paciente de que durante los siete minutos que duraba la valoración respirase con normalidad, pero sin moverse ni hablar. Además se le indicó que en caso de necesitar parar la valoración, pulsase el sistema de control de pánico, que permitía suspenderla de forma inmediata.

Material y métodos

Una vez en posición se procedió a la valoración del sujeto, guardando los datos al finalizar la misma para posteriores análisis.

II.5.3. Medición de la fuerza del hombro

Una vez se habían administrado los cuestionarios y realizado el estudio de la composición corporal, el sujeto, previo a la valoración de la fuerza, realizaba un calentamiento de la musculatura en su propia silla de ruedas. Dicho calentamiento tuvo dos partes: una general y otra específica. En la general, el calentamiento consistió en la ejecución de una serie de ejercicios de Codman de baja intensidad y circunducciones en sentido posterior y anterior con los hombros a 90° de elevación y abducciones. La parte específica incluyó por un lado, un estiramiento estático de la musculatura a valorar, es decir: de los interescapulares y del deltoides posterior, de los rotadores externos, del deltoides anterior y pectorales mayores, y del trapecio superior; por otro lado se realizaron ejercicios con pesos libres de los seis movimientos a valorar (rotación interna y externa, flexiones, extensiones, abducciones y aducciones). Finalmente se dejó un espacio de tiempo de cinco minutos para evitar la fatiga antes de la valoración propiamente dicha.

Ajustes previos a la valoración

En primer lugar, el sistema de valoración isocinética era calibrado diariamente siguiendo las instrucciones del fabricante.

Se creó un protocolo de valoración en el sistema que incluía tres velocidades, 0°/s (isométrica), 60°/s y 180°/s (isocinéticas). La valoración a 0°/s se seleccionó debido a que los lesionados medulares torácicos a menudo deben realizar pulsiones para liberar el peso sobre los isquiones y transferencias corporales para salvar el obstáculo de las piernas al pasar de una ubicación a otra, que hace que se solicite a la musculatura siempre en un ángulo fijo

(49,50). La velocidad de 60°/s se utilizó también ya que se considera que es la velocidad óptima para la medición de fuerza máxima (29,149). La elección de la velocidad 180°/s obedeció a un criterio más funcional. Según Lighthall-Haubert y colaboradores (150) una velocidad normal de propulsión es de 0,92 m/s. Para obtener la velocidad angular, a partir de la velocidad lineal, se realizaron los siguientes cálculos, contando con un radio de rueda estándar de 30 cm y la velocidad de 0,92 m/s:

$$\omega: 0,92/0,3 = 3,09 \text{ rad/s}$$

$$3,09 \text{ rad/s} = 177^\circ/\text{s}$$

Debido a que el resultado obtenido fue de 177°/s, la segunda velocidad empleada en la prueba con isocinéticos fue de 180°/s.

Dado que la valoración de fuerza pueden verse influenciada por el número de repeticiones realizadas, la duración de las mismas, el tiempo de descanso, la posición a la que se testan los grupos musculares y el intervalo de tiempo, dentro de la contracción, en el cual se realiza el cálculo de la fuerza o de los momentos (84), en el protocolo de valoración creado se ajustaron dichos factores en base a la bibliografía revisada.

En el caso de la valoración isométrica, se definió que el número de repeticiones realizadas fuese de tres (151) y las contracciones tuviesen una duración de 5 segundos (84), dejando un intervalo de tiempo de 30 segundos entre ellas para asegurar un descanso correcto y evitar la aparición de fatiga (152). En el caso de las valoraciones isocinéticas, se definieron cinco repeticiones, descansando 30 segundos entre cada una de ellas, y 3 minutos entre cada uno de los gestos (84).

Material y métodos

Una vez definido el protocolo, el sujeto, después del calentamiento, debía sentarse en la silla de exploración para ser cinchado antes de empezar la valoración.

Dado que la altura de la silla no podía descender más de 79 cm, se construyó una segunda rampa con plataforma de giro para que los sujetos pudiesen transferirse a la silla de valoración con comodidad. Una vez en posición, se procedió a cinchar el tronco de los participantes siguiendo las pautas del fabricante. Así, se limitó la movilidad del tronco y del hombro contralateral con las cinchas incorporadas en el equipo de medición, mientras que se dejó libre el hombro objeto de estudio (153-156).

Una vez colocado el paciente en la silla de isocinéticos se corrigió la acción de la gravedad de agonistas y antagonistas, en cada una de las pruebas, con la finalidad de obtener unos datos reales en los cálculos del equipo. Esto se realizó mediante el sistema de corrección de gravedad, incorporado en el aparato de valoración isocinética y que tiene en cuenta la suma de los momentos que se producen en el brazo en cada uno de los movimientos, restando en el caso del movimiento a favor de la gravedad, el momento generado por el peso del brazo y sumándolo en el caso de la rotación contra gravedad (29,157). Para ello se tuvo que pesar el miembro superior en cada uno de los test.

Después de realizar los ajustes, se colocaron, de forma precisa, el dinamómetro y sus accesorios para cada una de las pruebas de valoración ya que un error en la alineación puede producir que los resultados sean inválidos, más todavía en articulaciones en las cuales dicho eje cambia con el movimiento, como es el caso del hombro (84), cuyo desplazamiento es aproximadamente de 3 cm con respecto a su localización en la posición inicial. Se ha comprobado que una alineación incorrecta del periférico en la valoración del hombro con el centro

de rotación de la articulación del sujeto puede llevar a una disminución en el momento máximo de 12,5% (158). Las posiciones del actuador (dinamómetro) y la silla para cada uno de los movimientos testados fueron ajustadas en función de la antropometría de cada uno de los sujetos, apuntando todos los datos en una hoja de registro para reproducir posteriormente las mismas condiciones en las diferentes mediciones (Figura II.6).



Figura II.6. Sistema de ajuste del dinamómetro isocinético

Una vez colocados de forma correcta, se realizó una familiarización con el sistema de medición (84) por lo que antes de empezar cada una de las valoraciones se ejecutaron cuantas repeticiones de prueba fueron necesarias para asegurarse de que los sujetos conocían los rangos de movimiento y las sensaciones kinestésicas que se daban a cada una de las velocidades testadas.

Dado que para la mayoría que los sujetos un sistema de isocinéticos es totalmente desconocido, y atendiendo a que este tipo de aparatajes puede causar cierta ansiedad en ellos, se les dieron instrucciones durante todo el proceso acerca del comportamiento de los sujetos debían tener durante las pruebas. Así se les explicó cómo respirar, cómo realizar el máximo esfuerzo, cómo mover el brazo en todo el recorrido, cómo evitar posibles compensaciones, etc.

Material y métodos

Las instrucciones que se les dieron a los sujetos fueron diferentes según si la valoración se realizaba de forma isométrica o isocinética. En el caso de la valoración isométrica las instrucciones fueron: “a la voz de “ya” deberá realizar toda la fuerza que tenga contra el brazo de palanca del equipo que quedará inmóvil durante 5 segundos. Sólo debe concentrarse en realizar la fuerza desde el hombro, yo le indicaré cuándo debe parar. Intente realizar la fuerza de forma estable, sin imprimir pequeños empujones”.

En el caso de la valoración isocinética, las instrucciones fueron: “a la voz de “ya” deberá realizar toda la fuerza que tenga contra el brazo de palanca del equipo asegurándose de acometer todo el rango de recorrido articular establecido”.

La realización de la valoración de la fuerza en todos los gestos se realizó de forma unilateral, para evitar un tiempo de medición excesivamente largo. Todos los movimientos se realizaron sin feedback visual para conseguir que el sujeto realizase el máximo de fuerza posible en cada repetición, sin fijarse en resultados anteriores.

Ejecución de los gestos

Los tres gestos valorados fueron la rotación interna y externa, la flexión y la extensión y la abducción y aducción. A continuación se detalla cada una de ellas.

Rotaciones

Para la valoración de las rotaciones, el asiento se colocó a 0° con una inclinación del respaldo de 85°. La posición del dinamómetro fue de 50° de inclinación, y 20° de rotación ubicándose en el punto medio del carril de desplazamiento del equipo. Al dinamómetro se le añadieron los accesorios de valoración de las rotaciones de miembro superior en la posición adecuada en función de si su dominancia era diestra o zurda (Figura II.7).

Una vez realizados estos pasos previos, se ajustó la altura de la silla y la aproximación al dispositivo de medición para asegurarse una alineación perfecta (29). Después, se procedió a la delimitación del rango de movimiento, fijándolo en un intervalo de entre 70 y 90° total y se anotó el resultado para asegurar que cada valoración de cada sujeto se realizase con el mismo rango.



Figura II.7. Instrumentación del sujeto para el estudio de rotación

En el caso de las rotaciones isométricas, la rotación externa se realizó en una posición en la que el paciente tenía el brazo fijado en pronosupinación neutra con una rotación de 0° y una elevación aproximada de 50°. Se le pidió que realizase fuerza para llevar el brazo en rotación externa, alejando la mano de su cuerpo, sin desplazar el codo. Para asegurar esto último, durante todo el gesto el codo se mantuvo a 90° utilizando una ortesis que ayudó en el bloqueo de la articulación (159). En el caso de la rotación interna se ubicó en la misma posición que la valoración anterior, pero se le pidió que realizase fuerza para llevar el brazo en rotación interna, acercando la mano a su cuerpo, sin desplazar el codo.

Material y métodos

Cuando se realizaron las valoraciones isocinéticas, tanto a 60°/s como a 180°/s, se empleó la posición anterior, pero el sujeto partía de la rotación interna máxima y debía llegar a la externa máxima, realizando las cinco repeticiones con la posición del codo fija mientras producía la fuerza con el extremo distal del brazo.

Flexión y extensión

Con la silla ubicada de igual manera, se modificó la posición del dinamómetro, colocándolo a 0° de inclinación y 0° de rotación (Figura II.8). Sentado en la silla en posición erguida, se alineó el eje de rotación de la articulación glenohumeral del paciente con el dinamómetro para lo cual se colocó el eje del actuador en un punto 2-3 cm por debajo del labio inferior del arco acromial (29).

Después de esta fijación, se le indicó al software el rango de movimiento a valorar que osciló entre 70° y 90° y se anotó para asegurar que siempre se utilizara el mismo en cada sujeto.

Durante la valoración isométrica, el movimiento de flexión se realizó situando el brazo del paciente fijado en flexión de 90° y con el codo en pronación y extensión. En esa posición se le pidió que realizase fuerza hacia arriba presionando el brazo de palanca del actuador (acolchado con una esponja) con el dorso de la mano. El movimiento de extensión se realizó en la misma posición, pero se le pidió que realizase fuerza hacia abajo.

Durante la valoración isocinética, la posición del brazo para este gesto fue la descrita en la valoración isométrica, pero en este caso el sujeto realizó las cinco repeticiones de flexión y extensión llegando al final del recorrido en cada sentido del movimiento.



Figura II.8. Instrumentación del sujeto para el estudio de flexión-extensión

Abducción y aducción

En este test se cambió la posición de la silla, rotándola a 90° (Figura II.9). Además, la orientación del dinamómetro también se modificó, aplicándole una inclinación de 10° y ajustando su desplazamiento para asegurar la misma alineación conseguida en el test anterior (29). También se ajustó la altura como se ha explicado en el movimiento de flexo-extensión para asegurar que el eje del dinamómetro estuviese centrado con el eje de la articulación.

Después de esta fijación, se le indicó al programa informático el rango de movimiento a valorar, que varió entre 80 y 105° y se anotó para asegurar que siempre se utilizara el mismo en cada sujeto.

Material y métodos

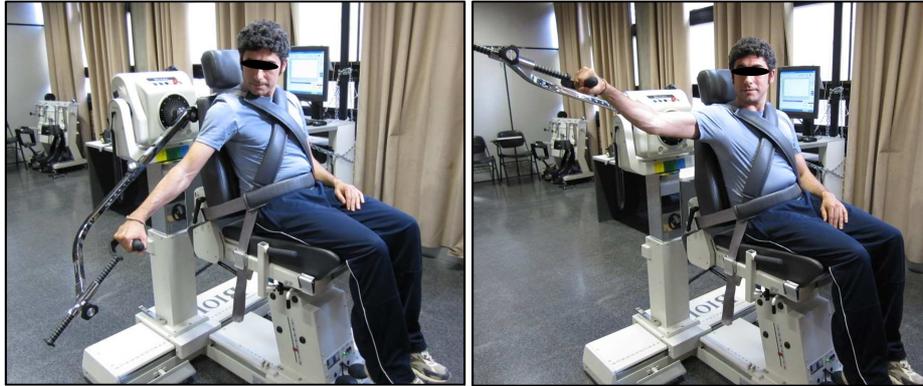


Figura II.9. Instrumentación del sujeto para el estudio de abducción-aducción

Durante las contracciones isométricas, en el gesto de abducción, el paciente tenía el brazo fijado en abducción de 90° y el codo en pronación y extensión. En esa posición se le pidió que realizase fuerza hacia arriba presionando el brazo de palanca del actuador (acolchado con una esponja) con el dorso de la mano. En el caso de la aducción, se le pidió que realizase fuerza hacia abajo con el codo en pronación y extensión completa, y asiendo el actuador.

Para la valoración isocinética la posición del brazo fue idéntica a la descrita para la valoración isométrica, pero partía de la posición de aducción para pasar a la de máxima abducción.

II.5.4. Protocolo del entrenamiento de la cintura escapular

Estudios anteriores han demostrado que la inestabilidad del hombro y el síndrome subacromial se encuentran frecuentemente en la alta ejercitación repetitiva del hombro en las AVD y en el deporte (63). Como causas de estas alteraciones se ha comentado que se encuentran los movimientos repetitivos traslacionales de la cabeza humeral (47) que además se producen en mayor medida si la capacidad de estabilización activa de la articulación glenohumeral es inadecuada o desequilibrada (160,161).

Este mecanismo lesional ocurre, como se ha puesto de manifiesto, en deportistas y trabajadores cuya actividad es repetitiva, pero se presenta aun con mayor frecuencia en paraplégicos, porque como se ha descrito ampliamente en el apartado introducción, su musculatura estabilizadora tiende al desequilibrio (55), lo que requiere intervención incluso antes de que aparezca el dolor, prestando mayor atención a aquellos músculos que tienden a debilitarse por un menor uso de los mismos.

Después de la revisión bibliográfica sistemática realizada, se definió el programa de entrenamiento del presente estudio. En él se trabajaron los músculos estabilizadores escapulares, así como el resto de músculos que influyen en la biomecánica articular de la cintura escapular, potenciando especialmente aquellos músculos que, debido al tipo de actividades que habitualmente realiza este colectivo, se debilitan.

La duración total del programa de entrenamiento fue de ocho semanas debido a que el mayor incremento de fuerza tiene lugar dentro de las 4-8 primeras semanas de entrenamiento (162) y es en este periodo de tiempo cuando se producen las adaptaciones del sistema nervioso (85). El número de sesiones realizadas fue de 3 semanales (96). En la primera de ellas, se realizó también una sesión formativa sobre la importancia del acondicionamiento de la musculatura del miembro superior en su colectivo.

Cada sesión de entrenamiento constaba de tres partes: la fase de calentamiento, la de entrenamiento y la de vuelta a la calma.

Fase de calentamiento

En la fase de calentamiento el sujeto realizaba una serie de ejercicios de movilidad articular y los siguientes estiramientos específicos de la musculatura a entrenar durante 10 minutos aproximadamente (Figura II.10).

Material y métodos



Figura II.10. Estiramientos previos a la sesión de entrenamiento

De izquierda a derecha y de arriba abajo se puede observar los estiramientos de cara anterior del brazo, tríceps, dorsal ancho, pectorales, trapecio superior y deltoides posterior e interescapulares.

Fase de entrenamiento

Puesto que las personas que participaron en el estudio tenían poca experiencia previa en fortalecimiento muscular, la carga que se les aplicó fue la recomendada para inexpertos, es decir, se utilizó un 70% de 1RM (96).

Dado que los ejercicios realizados en el programa de entrenamiento no coincidían exactamente con los realizados en la valoración isocinética, para establecer dicho porcentaje se ajustó la carga con la percepción subjetiva del esfuerzo. Para ello se utilizó la Escala OMNI (163) informando a los sujetos de

que debían alcanzar, al finalizar cada ejercicio una percepción de dureza del ejercicio de 8 puntos.

A medida que iba avanzando el programa de entrenamiento, si el sujeto era capaz de realizar durante más de dos sesiones seguidas, dos repeticiones más de las que se le requerían, se le aumentaba la carga, de un 2 a un 10% (84), ajustándola más finamente con la Escala OMNI (163).

Cada sesión estuvo compuesta por 8 ejercicios, cada uno de los cuales se componía de 3 series de 8 a 12 repeticiones realizadas con una velocidad moderada (aproximadamente un segundo para la fase concéntrica y dos para la excéntrica). El descanso entre cada una de la series fue de un minuto.

A continuación, en la tabla II.2, se presenta un esquema con cada uno de los ejercicios realizados durante la fase de entrenamiento. En la descripción se incluye la relación de las articulaciones y los músculos implicados en cada uno de ellos.

Material y métodos

Tabla II. 2. Resumen de los ejercicios realizados en cada sesión

	DESCRIPCIÓN	FIGURA
1	<p><u>Polea al pecho</u></p> <p>Descripción: con la barra cogida en pronación y manos muy separadas, se tira de la barra hasta el esternón, ensanchando el pecho y llevando los codos hacia atrás. Articulaciones implicadas: codos, muñecas, articulación escapulo-torácicas y glenohomerales. Músculos implicados: fibras superiores y centrales del dorsal ancho, trapecio (porciones media e inferior), redondo mayor, romboides, bíceps braquial, braquial anterior y, en menor medida, pectorales (164,165)</p>	
2	<p><u>Remo en polea baja</u></p> <p>Descripción: con el tronco recto y con ligera inclinación anterior, se tira de la barra en diagonal hacia el esternón, llevando los codos hacia atrás. Articulaciones implicadas: glenohomerales, codos y muñecas. Músculos implicados: deltoides posterior, trapecio medio, romboides menor y romboides mayor, redondo menor e infraespinoso (165).</p>	
3	<p><u>Curl de bíceps alterno en supinación con mancuerna</u></p> <p>Descripción: en sedestación con los brazos extendidos y cogiendo una barra con agarre en supinación, flexionar los codos al máximo elevando la barra y seguidamente volver a la posición inicial de forma controlada, sin dejar caer el peso. Articulaciones implicadas: escapulo-homerales, codos y muñecas. Grupos musculares implicados: bíceps braquial, braquial anterior y, en menor medida, supinador largo, pronador redondo y el conjunto de los flexores de la muñeca y de los dedos (165).</p>	

Tabla II.2. Continuación

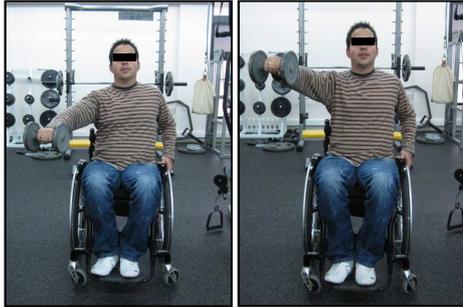
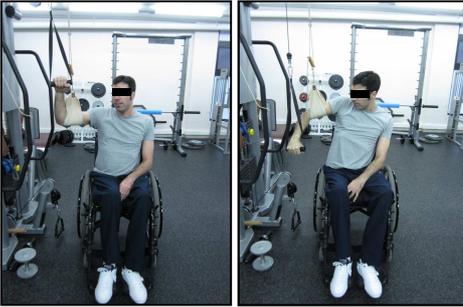
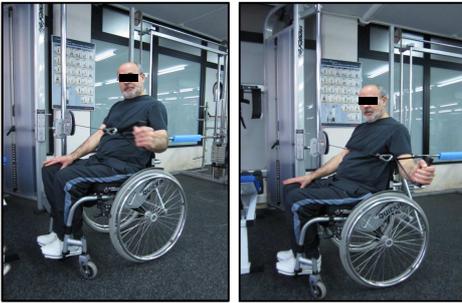
	DESCRIPCIÓN	FIGURA
4	<p><u>Elevaciones laterales con mancuerna</u></p> <p>Descripción: en sedestación, el raquis con sus curvaturas fisiológicas, los brazos paralelos al cuerpo y una mancuerna en una mano, se elevan los brazos hasta la horizontal y se vuelve a la posición de partida lentamente, resistiendo el movimiento.</p> <p>Articulaciones implicadas: escápulo-humerales y escápulo-torácicas.</p> <p>Músculos implicados: principalmente las fibras medias del deltoides y supraespinoso (165).</p>	
5	<p><u>Rotadores internos con polea a 90°</u></p> <p>Descripción: con uno de los brazos suspendido a 90° de abducción con una eslinga y cincha se agarra la polea que cuelga de la parte superior del aparato y se lleva el brazo en dirección caudal para realizar la rotación interna intentando mantener la muñeca en posición neutra.</p> <p>Articulaciones implicadas: Escápulo-humerales, codos y muñecas.</p> <p>Músculos implicados: deltoides anterior, pectoral mayor, redondo mayor, subescapular y dorsal ancho (165).</p>	
6	<p><u>Rotadores externos con polea a 90°</u></p> <p>Descripción: con uno de los brazos suspendido a 90° de abducción con una eslinga y cincha se agarra la polea que se sitúa en la parte inferior del aparato y se lleva el brazo en dirección ascendente para realizar la rotación externa intentando mantener la muñeca en posición neutra.</p> <p>Articulaciones implicadas: escápulo-humerales, codos y muñecas.</p> <p>Músculos implicados: deltoides posterior, redondo menor, infraespinoso y en menor medida, el dorsal ancho y el tríceps (165).</p>	

Tabla II.2. Continuación

	DESCRIPCIÓN	FIGURA
7	<p><u>Rotadores internos con polea en posición neutra.</u></p> <p>Descripción: se sostiene el peso con los dos brazos pegados al cuerpo y los codos flexionados a 90° con pronosupinación neutra. Una vez en la posición, se desplazan las poleas hacia delante, cerrando los antebrazos pero sin despegar los brazos por delante del cuerpo. Articulaciones implicadas: escápulo-humerales, codos y muñecas. Músculos implicados: deltoides anterior, pectoral mayor, redondo mayor, subescapular y dorsal ancho (165).</p>	
8	<p><u>Rotadores externos con polea en posición neutra.</u></p> <p>Descripción: mediante el sistema de poleas se sostiene el peso con los brazos pegados al cuerpo y los codos flexionados a 90° con pronosupinación neutra. Una vez en la posición, se desplazan las poleas hacia atrás, abriendo los antebrazos pero sin despegar los brazos. Articulaciones implicadas: escápulo-humerales, codos y muñecas. Músculos implicados: deltoides posterior, redondo menor, infraespinoso y en menor medida, el dorsal ancho y el tríceps (165)</p>	

Fase de vuelta a la calma

Esta fase final se componía de los mismos ejercicios realizados en la fase inicial prestando especial atención al estiramiento de los pectorales, y los interescapulares. Además se les recomendaba que realizasen ejercicio aeróbico consistente en desplazamientos moderados con su silla de ruedas.

II.6. Tratamiento de imágenes, señales y descripción de variables

En este apartado se explican los procedimientos empleados en el tratamiento de las imágenes de la composición corporal y de las señales de los resultados de fuerza. Además se describen las variables analizadas con los dos instrumentos.

II.6.1. Tratamiento de las imágenes de composición corporal

Aunque ya se ha comentado anteriormente que las regiones cuya información era relevante para el estudio, fueron miembros superiores, tronco en general y área de interés, el software requería de forma imperativa que se delimitasen todas las regiones que por defecto se ofrecen cuando la valoración realizada es de cuerpo entero. Por ello, se realizó la delimitación de las regiones predeterminadas de miembros superiores, costillas, miembros inferiores, columna cervical y dorsal, columna lumbar y pelvis. Además, de la diseñada exprofeso para el estudio. Una vez se delimitaban todas las regiones, el software calculaba los datos de composición corporal para dichas regiones y para cuerpo completo (Figura II.11).

La delimitación de las regiones corporales se presenta a continuación:

- **Miembros superiores:** se generaron dos regiones, una para el miembro superior derecho y otra para el izquierdo. Se delimitaron siguiendo el borde externo de la caja costal incluyendo la articulación del hombro completa.
- **Costillas:** se realizó una sección para la parrilla costal derecha y la izquierda. La delimitación se marcó con el límite de los miembros superiores como borde lateral y siguiendo la columna vertebral, como borde medial.

Material y métodos

- Miembros inferiores: se generaron dos regiones, una para el miembro inferior derecho y otra para el izquierdo. Dichas regiones se delimitaron con la pelvis mediante una bisectriz en ambos cuellos del fémur.
- Columna cervical y dorsal: se delimitó de manera que se incluía desde la 12ª vértebra dorsal y hasta la base del cráneo.
- Pelvis: con las líneas ya fijadas de los cuellos del fémur y la línea horizontal que une las dos crestas ilíacas, se definió el triángulo de la pelvis.
- Columna lumbar: las dos regiones anteriores, delimitan esta región.
- Área de interés: esta área incluía la parte superior del pecho del brazo dominante (la parte implicada en el entrenamiento de la fuerza). Para delimitar la caja torácica se definió un rectángulo con los siguientes límites: el límite superior definido con una línea paralela al nivel de C7, el límite inferior situado por debajo de la 7ª costilla, el límite medial coincidiendo con el eje vertical de la columna vertebral y el límite lateral definido por una línea vertical que pasa por el centro de la articulación glenohumeral. El brazo fue delimitado con un rectángulo ajustado a su contorno.

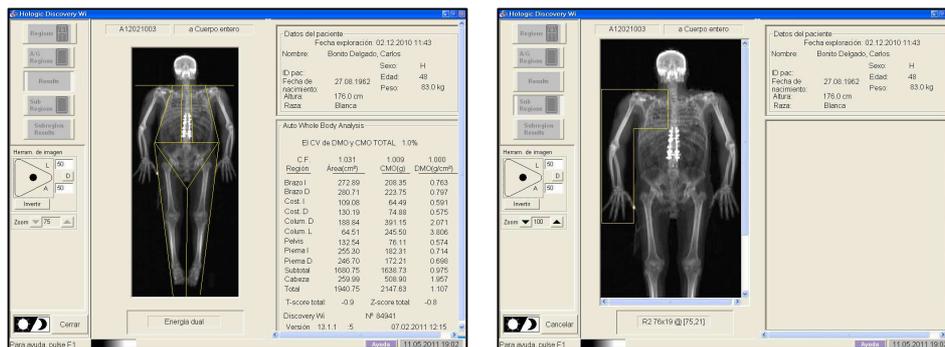


Figura II.11. Regiones predeterminadas del densitómetro y área de interés

En la imagen de la izquierda se aprecia las regiones de miembros superiores, costillas, miembros inferiores, columna cervical, dorsal y lumbar y en la de la izquierda, el área de interés

II.6.2. Tratamiento señal de fuerza

Para el análisis de las señales de fuerza se empleó una función especialmente desarrollada para el presente proyecto en Matlab versión R2010b (Mathworks Inc., Natick, USA).

De cada una de las señales registradas se seleccionó tan sólo una parte para el cálculo de los parámetros estadísticos. Los procesos de selección fueron distintos para la señal de fuerza isométrica e isocinética.

De los cinco segundos que duraron cada una de las tres repeticiones isométricas, para recoger el segundo en el que se produjo una contracción máxima y estable, se calculó el coeficiente de variación cada 0,1 s con una ventana de 1 segundo (Figura II.12, *panel A*). De entre los 10 periodos con un coeficiente de variación más bajo, se seleccionó aquel que mostraba un promedio de fuerza más alto (i.e. de entre los periodos más estables de señal, aquél que mostraba un valor más alto). Este método de selección fue el que presentó una mayor robustez en los cálculos. Para la selección de la zona de análisis de la señal isocinética, de los cinco ciclos o repeticiones realizadas, se seleccionaron únicamente las tres centrales, eliminando tanto la primera como la última de las repeticiones. En concreto se seleccionó la señal correspondiente a los ángulos centrales en cada ejercicio (Figura II.12, *panel B*): flexión-extensión, 30°-70°; abducción-aducción, 30°-70°; rotación externa-interna, 10°-40°.

Material y métodos

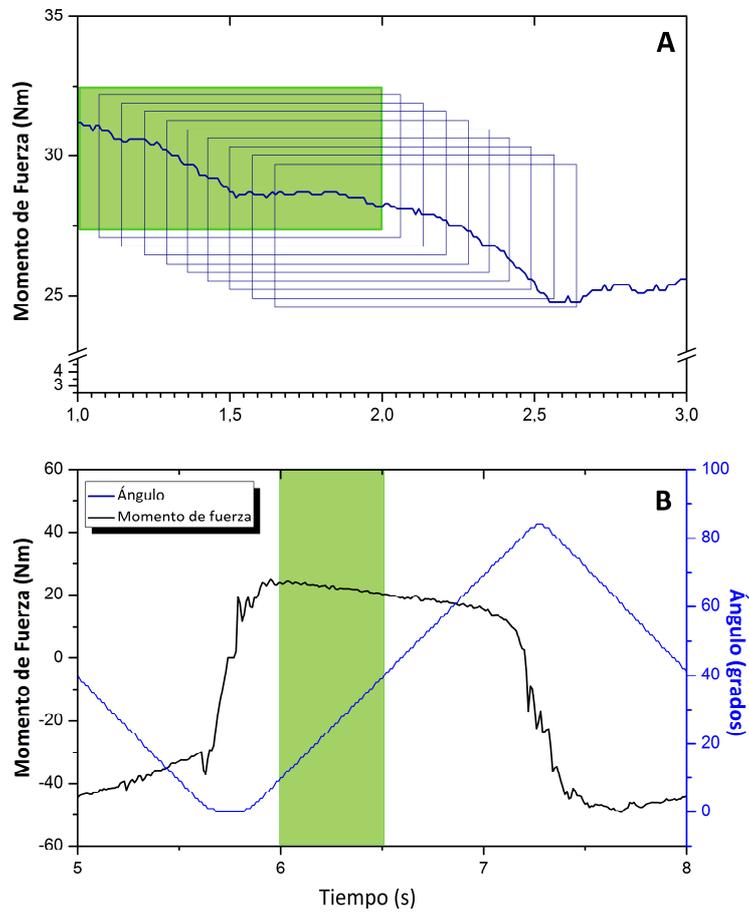


Figura II.12. Ejemplo de la selección del periodo de tiempo a analizar de un intento isométrico (A) y un intento isocinético 60°s^{-1} (B) de rotación externa

En el panel A, los rectángulos azules representan las ventanas de un segundo de duración. El rectángulo verde es el segundo que presenta un valor de fuerza más alto. En el panel B el rectángulo verde representa el periodo comprendido entre los 10° y los 40° de rotación externa.

Para el cálculo de los parámetros estadísticos se tuvieron en cuenta las tres repeticiones isométricas y las tres isocinéticas, promediándose los parámetros para obtener un único valor (Figura II.13).

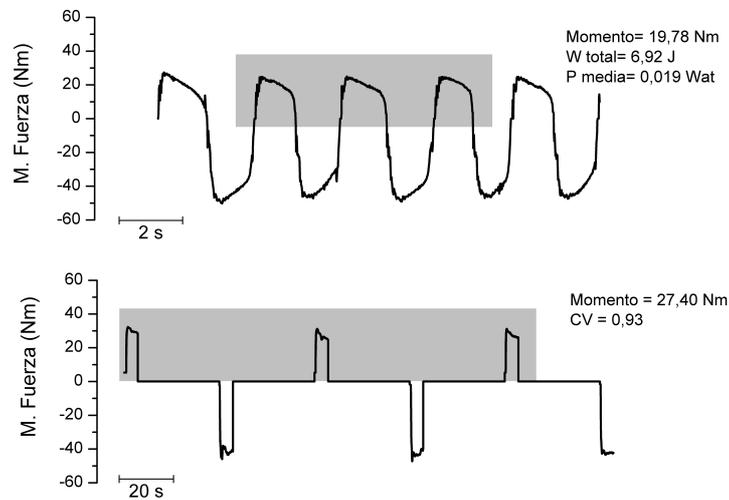


Figura II.13. Selección de las repeticiones que se promediaron para la obtención de los parámetros finales.

En el panel de arriba se pueden ver las tres repeticiones seleccionadas de la acción muscular isocinética de rotación externa ($60^{\circ}s^{-1}$). En el panel de abajo se observan las repeticiones seleccionadas para el mismo gesto durante una acción muscular isométrica. Dentro de las figuras aparecen los valores estadísticos de la señal de ejemplo.

II.6.3. Descripción de las variables analizadas

De cada una de las imágenes y señales seleccionadas, se calcularon una serie de variables en consonancia con la literatura científica existente en el campo de conocimiento en el que se enmarca este trabajo.

Para las imágenes del densitómetro de absorción dual se calcularon los siguientes estadísticos:

- Densidad mineral ósea (g/cm^2): es la medida de la cantidad de mineral existente en un área concreta.
- Cantidad de masa muscular (kg): muestra la cantidad de musculatura que tiene cada una de las regiones corporales.
- Cantidad de masa grasa (kg): muestra la cantidad de tejido adiposo que tiene cada una de las regiones corporales.

Material y métodos

Las variables del sistema de isocinéticos calculadas fueron las siguientes:

- Momento (Nm): muestra la magnitud de la fuerza muscular que realizan los sujetos normalizada en función de la palanca que se aplica.
- Potencia media (W): es la media de la cantidad de trabajo a realizar por unidad de tiempo.
- Trabajo total (J): es el producto del momento máximo generado por la distancia máxima recorrida.
- Ratios de fuerza muscular (*adimensional*): es la relación de fuerza entre el movimiento contra gravedad y el realizado a favor de la gravedad.
- Coeficiente de Variación (%): es una medida de dispersión de la fuerza ejecutada en función del valor de la media aritmética.

II.7. Análisis estadístico

El análisis estadístico fue desarrollado mediante el Predictive Analytics Software (PASW) versión 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA), bajo licencia de la Universitat de València.

Antes de realizar el estudio estadístico, se comprobó, en todas las variables obtenidas, el cumplimiento del supuesto de normalidad mediante el estadístico Shapiro-Willks. Una vez evidenciada la normalidad, se utilizó la media y desviación estándar para la descripción de cada una de las variables.

Después de realizado el estudio descriptivo, se inició la estadística inferencial. Previo a este tipo de análisis se llevó a cabo la comprobación del supuesto de esfericidad mediante la confirmación de la “hipótesis nula” (H_0) de homogeneidad entre las varianzas de las diferencias entre pares de medidas con la prueba de esfericidad de Mauchly ($P > 0,05$). En los casos en que se asumió el cumplimiento del supuesto de esfericidad, se describieron los resultados según la aproximación univariada. En caso de no asumirse dicha

Material y métodos

esfericidad, se empleó una de las tres correcciones: Greenhouse & Geisser, Huynh & Feldt o límite inferior, según cuál de ellos presentase mayor potencia (166). El análisis de los resultados de la intervención se realizó mediante un MANOVA de medidas repetidas y se especificó el ratio F y las diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes medidas realizadas en el tiempo. Se aceptaron como significativas aquellas diferencias cuya probabilidad de ser debidas al azar fueron inferiores al 5% ($p < 0,05$).

Material y métodos

RESULTADOS

Resultados

III. RESULTADOS

III.1. Descriptivos de la muestra

La muestra estuvo compuesta por 15 sujetos varones con lesión medular torácica completa. La edad media fue de 39,93 (11,61) años, la altura fue de 1,71 (0,09) m y el SCIM fue de 66,27 (4,62) puntos. En la tabla III.1 se indican además los valores mínimos y máximos para cada variable.

Tabla III.1. Descriptivos de la muestra

	MEDIA (SD)	MÍNIMO	MÁXIMO
Edad	39,92 (11,61)	25	70
Altura	1,71 (0,09)	1,50	1,80
SCIM	66,27 (4,62)	58	74

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en años en el caso de la edad, metros en el caso de la altura y puntos en el caso de la valoración del cuestionario SCIM.

Los sujetos mantuvieron un peso e IMC corporal constante a lo largo del estudio, por lo que no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las medidas realizadas, tal y como se observa en la Tabla III.2.

Tabla III.2. Diferencias en las variables antropométricas a lo largo del estudio

	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Peso	74,65 (14,35)	72,08 (14,72)	74,46 (14,28)
IMC	25,46 (4,71)	24,60 (4,99)	25,43 (4,97)

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en kg en el caso del peso y kg/m² en el caso de la valoración del IMC.

III.2. Evolución de las puntuaciones de los cuestionarios

En el caso de las puntuaciones de los cuestionarios era de especial interés conocer la variación en la puntuación teniendo en cuenta si los sujetos presentaban o no dolor en el complejo articular del hombro. Por ello, se realizó

Resultados

un estudio factorial mixto que tuvo en cuenta el factor independiente dolor y las medidas repetidas a lo largo del estudio.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la interacción dolor×tiempo, $F(4,52)=5,929$, $p<0,001$ para los dos cuestionarios en su conjunto, así como diferencias en la interacción para el cuestionario WUSPI $F(2,26)=10,820$, $p<0,001$ y para el cuestionario DASH $F(2,26)=2,833$, $p<0,05$.

En el anexo VI se muestran todas las puntuaciones para cada una de las medidas en cada uno de los cuestionarios.

III.2.1. Cambios en el cuestionario DASH

El cuestionario DASH presentó diferencias estadísticamente significativas durante el periodo experimental en aquéllos que presentaban dolor $F(2,26)=4,219$, $p<0,026$, no siendo estadísticamente significativo en quienes no lo presentaban (tabla III.3).

Tabla III.3. Diferencias en la puntuación del cuestionario DASH

		MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
DASH	No dolor	42,02(13,92)	37,50(13,50)	36,31(14,05)
	Dolor	39,79 (9,85)	43,13(8,79)	36,46 (9,53)*

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en puntos. * señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,05$*

III.2.2. Cambios en el cuestionario WUSPI

El cuestionario de dolor empleado durante el estudio mostró diferencias estadísticamente significativas en la interacción dolor y tiempo $F(2,26)=10,82$, $p<0,001$. En la comparación por pares que se puede observar en la figura III.1, el grupo que padecía dolor mostró diferencias significativas ($p<0,01$). No se produjo ninguna diferencia significativa entre las mediciones en el grupo que

no padecía dolencia alguna, siendo su puntuación promedio en todos los momentos de 0 puntos.

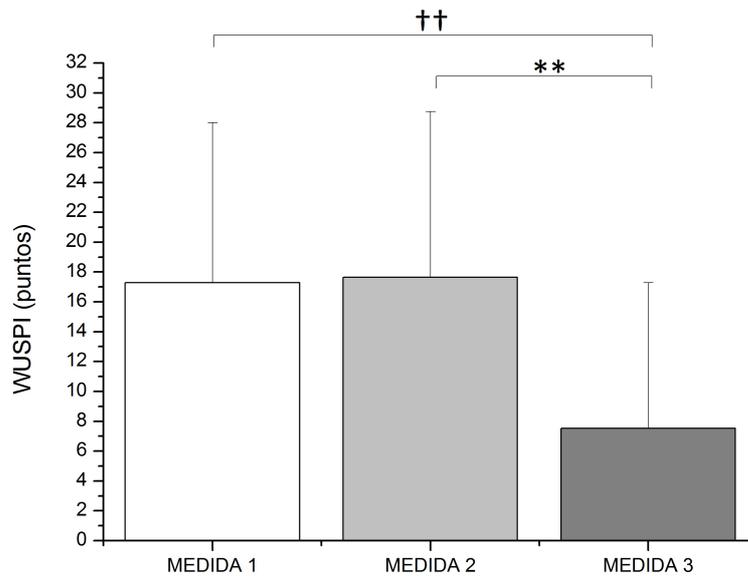


Figura III.1. Diferencias en la puntuación del cuestionario WUSPI para la cohorte dolor

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en puntos. La puntuación mínima (0 puntos) expresa no dolor y la puntuación máxima (150 puntos) expresa el máximo dolor nunca jamás experimentado. ** señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p < 0,01$; †† señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p < 0,01$.

III.3. Cambios en la fuerza isométrica e isocinética

Como ya se ha explicado en el apartado de material y métodos, durante el proyecto se ha analizado varios tipos de acciones musculares. Por un lado las isométricas y por otro las isocinéticas, estas últimas medidas tanto a $60^\circ/s$ como a $180^\circ/s$. A continuación se presentan los resultados de la expresión de esa acción muscular a lo largo del estudio.

III.3.1. Cambios en la fuerza isométrica

Resultados

Se ha medido la fuerza de la acción isométrica en tres gestos: rotación interna y externa, flexión-extensión y abducción-aducción.

III.3.1.1. Rotaciones

Como se observa en la tabla III.4 existen diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) durante el periodo experimental, tanto en el gesto de rotación externa como en la interna, además de existir también una modificación significativa en el ratio entre los dos gestos. Las variables que se ven afectadas por el programa de entrenamiento son, la fuerza de rotación externa $F(2,28)=13,602$, $p < 0,001$, la fuerza de rotación interna $F(1.236, 22,11)=21,24$, $p < 0,001$ y el Ratio $F(2,28)=2,61$, $p < 0,001$.

Tabla III.4. Resultados del estudio de la fuerza de rotación isométrica en las medidas realizadas a lo largo del estudio

		MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Fuerza	R. Externa	31,77 (7,32)	31,07 (7,15)	35,29 (7,59)**,+†
	R. Interna	39,90 (9,06)	40,70 (8,52)	47,89 (9,24)**,+†
Coeficiente de variación	R. Externa	2,12 (0,98)	3,17 (1,67)	3,32 (2,86)
	R. Interna	2,65 (1,26)	3,23 (2,09)	2,67 (1,84)
Ratio de fuerza		0,80 (0,12)	0,76 (0,09)‡	0,74 (0,10) *,†

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de la variable de fuerza son Nm. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en rotación externa y la interna. El * y el ** señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p < 0,05$ y $p < 0,01$ respectivamente; el † y †† señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p < 0,05$ y $p < 0,01$ respectivamente; el ‡ señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 2 con $p < 0,05$.*

III.3.1.2. Flexión-extensión

Durante el gesto de flexión-extensión se obtuvieron resultados significativos ($p < 0,01$) tanto en la flexión $F(1.03,14.47)=21,397$, $p < 0,01$ como en la extensión $F(1.01,14.15)=8,486$, $p < 0,001$. En este caso no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en el ratio, a diferencia del gesto

anterior, así como tampoco se obtuvieron en el resto de variables. Esto puede observarse con mayor detalle en la tabla III.5.

Tabla III.5. Resultados del estudio de la fuerza de flexión y extensión isométricas en las medidas realizadas a lo largo del estudio

		MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Fuerza	Flexión	61,40 (10,54)	61,53 (10,81)	68,52 (12,95)** ††
	Extensión	72,07 (15,02)	72,18 (15,17)	81,69 (19,42)** ††
Coeficiente de variación	Flexión	4,88 (4,00)	3,51 (1,57)	4,55 (3,35)
	Extensión	4,77 (1,98)	3,95 (1,70)	6,03 (4,45)
Ratio de Fuerza		0,87 (0,14)	0,87 (0,14)	0,87 (0,20)

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de la variable de fuerza son Nm. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en flexión y extensión. El ** señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p < 0,01$; el †† señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p < 0,01$.*

III.3.1.3. Abducción-aducción

En este gesto, también se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) tras el periodo experimental, tanto para el movimiento de abducción $F(2,28)=8,914$, $p < 0,001$ como el de aducción $F(2,28)=4,492$, $p < 0,02$. No existiendo diferencias estadísticamente significativas en el resto de variables ($p > 0,05$). La Tabla III.6 muestra estos resultados.

Tabla III.6. Resultados del estudio de la fuerza de abducción y aducción isométricas en las medidas realizadas a lo largo del estudio

		MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Fuerza	Abducción	50,75 (10,56)	48,60 (8,38)	53,65 (9,34)** †
	Aducción	58,62 (13,45)	58,35 (15,73)	65,56 (16,39) ** ††
Coeficiente de Variación	Abducción	4,90 (2,24)	5,14 (3,08)	5,53 (3,94)
	Aducción	5,14 (4,56)	4,58 (1,72)	4,38 (1,67)

Resultados

Tabla III.6. Continuación

	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Ratio de fuerza	0,89 (0,20)	0,86 (0,16)	0,85 (0,17)

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de la variable de fuerza son Nm. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en abducción y aducción. El ** señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p < 0,01$; el † y †† señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p < 0,05$ y $p < 0,01$ respectivamente.*

III.3.2. Cambios en la fuerza isocinética

Se ha medido la fuerza de la acción isocinética en tres gestos: rotación interna y externa, flexión-extensión y abducción-aducción y cada uno de ellos se testó a 60°/s y a 180°/s. En los siguientes subapartados se presentan los resultados derivados del estudio de fuerza.

III.3.2.1. Rotaciones

En la figura III.3 se representan los resultados obtenidos de la valoración de la acción muscular isocinética en el gesto de rotación, tanto externa como interna. Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas en el caso de las variables de fuerza en la rotación externa, tanto a 60°/s con $F(1.39,19.41) = 42,375$, $p < 0,001$ como a 180°/s, con $F(2,28) = 18,639$, $p < 0,001$ y en el caso de la rotación interna, tanto a 180°/s, con $F(1.48,20.78) = 6,587$, $p < 0,022$ como a 60°/s, con $F(2,28) = 2,618$, $p < 0,014$.

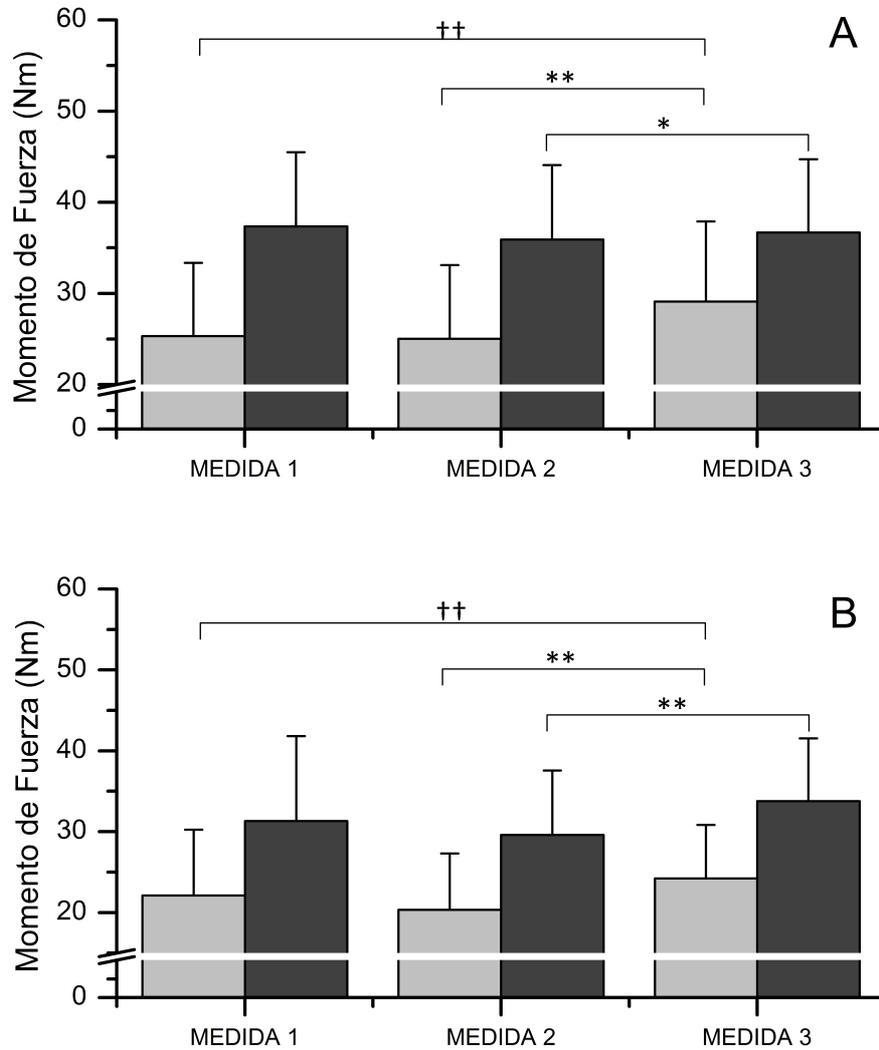


Figura III.2. Aumento de fuerza en el gesto de rotación a lo largo del estudio

El panel A muestra los resultados de la rotación a 60°/s y el B, el mismo gesto medido a 180°/s. Las columnas gris claro corresponden al movimiento de rotación externa y las gris oscuro, al movimiento de rotación interna y expresan el valor medio. Las barras representan la desviación estándar. ** señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y la 3 con una $p < 0,01$ y *señala las mismas diferencias con $p < 0,05$. †† señala diferencias entre la medida 1 y 3 con una $p < 0,01$.

Resultados

En la tabla III.7 se puede observar que el trabajo desarrollado a 60°/s presentó diferencias estadísticamente significativas tras el entrenamiento, con $F(1.29,18.11)=11,029$, $p=0,003$ así como también a 180°/s, con $F(2,28)=16,041$, $p<0,001$ en la rotación externa ($p<0,01$), no existiendo diferencias estadísticamente significativas durante el gesto de rotación interna. En el caso de la potencia, mostró diferencias estadísticamente significativas durante el gesto de rotación externa a 60°/s, con $F(1.00,14.02)=0,934$, $p<0,01$ y a 180°/s, con $F(1.00,14.04)=1,042$, $p<0,01$, así como en el gesto de rotación interna a 60°/s, con $F(2,28)=2,56$, $p<0,05$ y 180°/s $F(2,28)=2,707$, $p<0,01$.

Tabla III.7. Resultados del estudio del estudio de la fuerza de rotación isocinética en las medidas realizadas a lo largo del estudio

			MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Trabajo	60°/s	R. externa	8,96 (2,91)	8,61 (2,90)	9,97 (3,30)** †
		R. interna	12,27 (2,67)	12,38 (3,00)	13,03 (2,78)
	180°/s	R. externa	7,63 (3,01)	7,04 (2,48)	8,50 (2,44)** ††
		R. interna	10,76 (3,78)	10,23 (2,79)	11,94 (2,76)
Potencia	60°/s	R. externa	0,55 (0,12)	0,03 (0,01)	0,03 (0,01)**
		R. interna	0,04 (0,01)	0,04 (0,01)	0,04 (0,01)
	180°/s	R. externa	0,11 (0,16)	0,06 (0,02)	0,07 (0,02)**
		R. interna	0,098 (0,03)	0,09 (0,03)	0,11 (0,03)**
Ratio de fuerza	60°/s		0,70 (0,28)	0,71 (0,28)	0,77 (0,24)
	180°/s		0,76 (0,33)	0,71 (0,25)	0,73 (0,20)

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de las variables de trabajo son vatios y de potencia, julios. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en rotación externa y en rotación interna. El * y el ** señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente; el † y †† señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente.*

III.3.1.2. Flexión-extensión

En el gesto de flexo-extensión, el movimiento que presentó diferencias estadísticamente significativas a lo largo del periodo experimental fue el de extensión. En la gráfica III.3 se representan las variables de fuerza obtenidas a lo largo del estudio en el movimiento de flexión (sin cambios significativos) y extensión tanto a 60°/s, con $F(2,28)=8,752$, $p<0,01$ como a 180°/s, con $F(2,28)=12,356$, $p<0,01$,

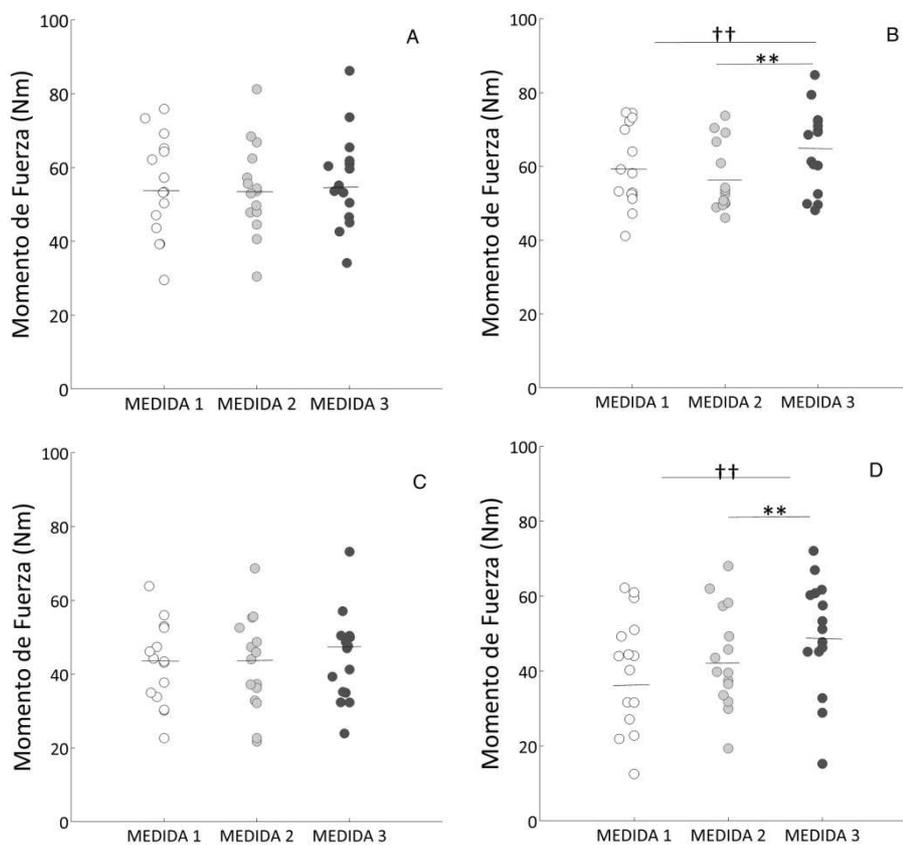


Figura III.3. Aumento de fuerza en el gesto de flexión-extensión a lo largo del estudio

En la figura se observa la puntuación obtenida por los sujetos en cada medida. La gráfica A se corresponde con la flexión a 60°/s; la B, la extensión a 60°/s; la C, la flexión a 180°/s y la D, la extensión a 180°/s. $**$ señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,01$; $\dagger\dagger$ señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p<0,01$. Las líneas horizontales señalan la media de cada medida.

Resultados

En la tabla III.8 se muestran el resto de variables registradas, concretamente el trabajo y la potencia. Así, únicamente en la extensión, ambas variables presentan cambios estadísticamente significativos. El trabajo a 60°/s cuenta con un $F(1,99,21.08)=8,84$, $p<0,01$ y a 180°/s, con $F(2,28)=12,320$, $p<0,01$. Y la potencia a 60°/s, con $F(2,28)=6,322$, $p<0,01$ y a 180°/s, con $F(2,28)=12,215$, $p<0,01$. Finalmente otra variable que se ve afectada es el ratio de fuerza a 60°/s, con $F(2,28)=2,528$, $p<0,05$.

Tabla III.8. Resultados del estudio de la fuerza de flexión y extensión en las medidas realizadas a lo largo del estudio

			MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Trabajo	60°/s	Flexión	18,25 (4,36)	19,00 (4,31)‡	19,83 (4,51) †
		Extensión	20,54 (3,69)	19,85 (3,16)	22,64 (3,93) ** †
	180°/s	Flexión	15,04 (3,92)	15,05 (4,55)	15,65 (4,25)
		Extensión	12,55 (7,00)	14,63 (5,75)	17,51 (5,34) ** † †
Potencia	60°/s	Flexión	0,096 (0,15)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)
		Extensión	0,06 (0,02)	0,06 (0,01)	0,07 (0,01)**
	180°/s	Flexión	0,13 (0,04)	0,13 (0,04)	0,13 (0,04)
		Extensión	0,11 (0,06)	0,13 (0,05)	0,16 (0,05) ** † †
Ratio de fuerza	60°/s		0,92 (0,19)	0,96 (0,16)	0,88 (0,18)*
	180°/s		1,16 (0,34)	0,96 (0,16)	0,88 (0,18)

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de las variables son Nm para la fuerza, watios para el trabajo y julios para la potencia. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en flexión y extensión. El * y el ** señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente; el † y †† señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente; el ‡ señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 2 con $p<0,05$.*

III.3.2.3. Abducción-aducción

Los resultados del gesto de abducción-aducción siguen un patrón parecido al gesto anteriormente descrito. Las variables que presentaron diferencias estadísticamente significativas fueron únicamente variables del movimiento de

aducción, no obteniendo ninguna variable con diferencias estadísticamente significativas en el gesto de abducción. Además, las diferencias sólo fueron estadísticamente significativas en las variables fuerza, con $F(2,28)=5,190$, $p<0,05$, trabajo, con $F(2,28)= 4,990$, $p<0,05$ (0,014) y potencia, con $F(2,28)=5,19$, $p<0,05$ (0,012) en el caso del movimiento de aducción a $180^\circ/s$.

Tabla III.9. Resultados del estudio de la fuerza de abducción y aducción isocinética en las medidas realizadas a lo largo del estudio

			MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
Fuerza	60°/s	Abducción	41,81 (13,29)	42,40(9,66)	42,44 (11,21)
		Aducción	58,78 (13,25)	57,40 (9,89)	58,91 (11,04)
	180°/s	Abducción	31,53 (10,38)	33,57(8,75)	35,28 (11,45)
		Aducción	44,73 (15,53)	48,27 (11,99)	53,06(13,08)*†
Trabajo	60°/s	Abducción	14,67 (4,65)	14,85 (3,39)	14,86 (3,93)
		Aducción	20,66 (4,63)	20,09 (3,46)	20,62(3,87)
	180°/s	Abducción	10,91 (4,22)	11,84 (3,07)	14,86 (3,93)
		Aducción	15,81 (5,50)	17,00 (4,22)	20,63 (3,87)*†
Potencia	60°/s	Abducción	0,07 (0,09)	0,04 (0,01)	0,04 (0,12)
		Aducción	0,10 (0,16)	0,06 (0,01)	0,06 (0,01)*
	180°/s	Abducción	0,09 (0,38)	0,10 (0,03)	0,11 (0,04)
		Aducción	0,14 (0,05)	0,15 (0,04)	0,17 (0,04) **†
Ratio de fuerza	60°/s		0,76 (0,27)	0,74 (0,14)	0,73 (0,17)
	180°/s		0,72 (0,31)	0,71 (0,16)	0,68 (0,23)

*Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de las variables son Nm para la fuerza, watios para el trabajo y julios para la potencia. El ratio de fuerza es la división entre la fuerza realizada en abducción y aducción. . El * y el ** señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente; el † y †† señalan diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p<0,05$ y $p<0,01$ respectivamente.*

Resultados

III.4. Cambios en la composición corporal

Los resultados obtenidos de la composición corporal no fueron homogéneos. Los resultados de la densidad ósea no presentaron mejoras, ni en las regiones de los brazos, tronco ni en la región de interés ($p > 0,05$). No obstante los resultados de masa muscular y masa magra sí se vieron afectados por el programa de entrenamiento realizado en el presente estudio.

Se alcanzó la significación estadística únicamente en los parámetros de masa muscular de brazos $F(2,28)=13,872$, $p < 0,05$, masa grasa de brazos $F(2,28)=8,292$, $p < 0,05$ y peso total del brazos $F(1,22, 17,11)=0,932$, $p < 0,05$, así como también en la masa muscular del área de interés $F(1,54,21,49)=4,396$, $p > 0,05$ no siendo significativas las diferencias en el resto de parámetros.

En la Tabla III.10 se muestran los resultados descriptivos del área delimitada de los brazos y del tronco para cada uno de los momentos en los que las variables fueron medidas.

Tabla III.10. Resultados descriptivos de la composición corporal a lo largo del estudio

		1ª MEDICIÓN	2ª MEDICIÓN	3ª MEDICIÓN
Brazos	Masa grasa	2,03 (0,94)	1,98 (0,95)	1,85 (0,84)* †
	Masa muscular	4,72 (0,82)	4,75 (0,82)	4,88 (0,91)* †
	Densidad	0,86 (0,11)	0,86 (0,10)	0,85 (0,10)
	Peso total	6,72 (1,77)	6,97 (1,68)	6,84 (1,64)*
Tronco	Masa grasa	10,62 (7,06)	10,85 (4,34)	10,89 (4,31)
	Masa muscular	23,29 (3,69)	23,67 (3,85)	25,83 (9,20)
	Densidad	0,65 (0,98)	0,67 (0,12)	0,67 (0,12)
	Peso total	35,35 (6,64)	35,27 (7,12)	35,51 (6,96)

Los datos se muestran con Media (desviación estándar). Las unidades de densidad se miden en g/cm^2 y las unidades de peso, masa grasa y muscular, en kg. señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 con $p < 0,05$. † señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 1 y 3 con $p < 0,05$*

La figura III.4 muestra el resultado de forma gráfica para el área de interés definida en el presente trabajo.

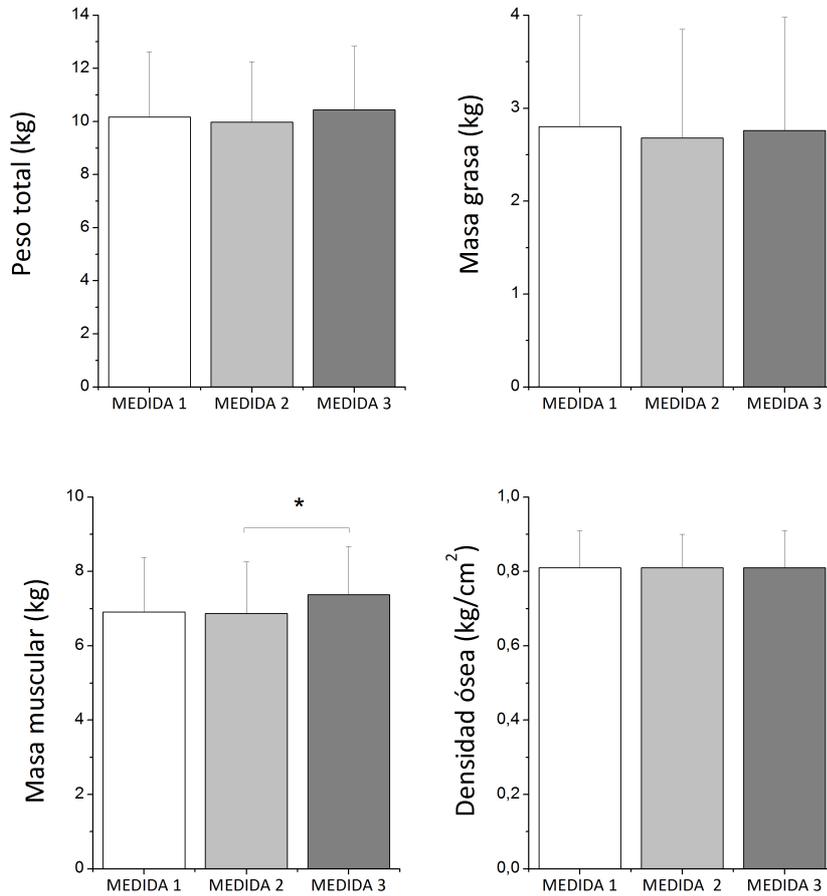


Figura III.4. Resultados de la composición corporal a lo largo del estudio

Arriba a la izquierda se aprecian los resultados del peso total de la región del área de interés, a la derecha, los resultados de masa grasa, abajo a la izquierda los de masa muscular y a la derecha los de densidad ósea. * señala diferencias estadísticamente significativas entre la medida 2 y 3 en el estadístico "masa muscular".

Resultados

DISCUSIÓN

Discusión

IV. DISCUSIÓN

En la bibliografía científica existen pocos estudios relacionados con el tratamiento de las lesiones de la articulación del hombro derivadas del uso de la silla de ruedas. Nuestro trabajo plantea el abordaje de las necesidades que los lesionados medulares presentan en relación con dicha articulación mediante la aplicación de un programa de entrenamiento de la fuerza.

Después de la revisión bibliográfica sistemática, se evidenció que los pocos estudios realizados en este sentido presentaban carencias e incorrecciones metodológicas en la realización de sus ensayos. En nuestro estudio dichas incorrecciones fueron tenidas en cuenta, y se intentaron buscar soluciones metodológicas adecuadas que las pudieran subsanar. Por este motivo, y aunque no es usual, se empezará este apartado discutiendo diferentes aspectos metodológicos que no han sido correctamente contemplados en otros estudios.

Uno de los aspectos metodológicos a discutir es el diseño utilizado en los estudios. De la totalidad de los estudios revisados en las bases de datos ISI Web of Knowledge y PubMed, únicamente ocho trabajos han comprobado los efectos del entrenamiento de fuerza de la extremidad superior sobre la generación de la propia fuerza (73,121,123,127,128,130,133,134). No obstante, sólo dos utilizaron un grupo control (73,123) para la comprobación de los efectos de su intervención. Los otros seis restantes (121,127,128,130,133,134) solamente utilizaron un grupo experimental, por lo que las ganancias de fuerza acontecidas no pueden constatarse como consecuencia exclusiva de la intervención aplicada.

Discusión

En general, en el ámbito de la investigación con humanos, es difícil contar con muestras lo suficientemente grandes para realizar estudios con una adecuada potencia estadística. Pero este hecho se complica más aún si las personas que participan en el estudio presentan discapacidades importantes como es el caso de los lesionados medulares. Esto dificulta en gran medida el empleo de un diseño de casos en el que se disponga de un grupo control al que no se le realice ninguna intervención.

Para solucionar este problema, en nuestro estudio se empleó un diseño de series temporales en el cual los sujetos actuaban como su propio control. Así, los sujetos en un periodo de igual duración que la experimentación, pero previamente a ella, actuaron como su grupo de comparación. Este diseño también es muy adecuado en esta población para solucionar el conflicto ético profesional que supone no administrar a un grupo de personas con discapacidad una intervención que puede repercutir de forma positiva en su salud (167). Además, con este diseño se consiguen eliminar algunas de las variables que pueden llevar a que los resultados de la valoración sean heterogéneos, como la edad, el peso, la masa muscular y el nivel de actividad.

Otros estudios, sobre todo descriptivos, a falta de grupo control utilizan el miembro contralateral sano para la comparación de la fuerza, pero esta metodología no es aceptable en estudios experimentales como el nuestro. El motivo fundamental es que el entrenamiento de fuerza de hombro planteado en nuestro trabajo es bilateral. Además, incluso en el hipotético caso de que la intervención no hubiese sido bilateral, sino unilateral, está demostrado que el entrenamiento de la fuerza de uno de los dos miembros superiores provoca un efecto de "cross-education" sobre el lado no entrenado (168,169).

Otro de los aspectos metodológicos más importantes es la elección del sistema de medida y sobre todo la forma de empleo del mismo. En nuestro estudio se

decidió usar un sistema de valoración de la fuerza isocinética, ya que es un sistema muy fiable y con gran validez interna (146). Además, dada la versatilidad en las opciones de configuración se pueden realizar protocolos de evaluación que también tengan validez externa, como se comentará más adelante.

Este sistema sirvió tanto para la valoración de la acción muscular isocinética como la isométrica. La elección de la velocidad 0°/s o isométrica se justificó por la alta frecuencia de realización de tareas básicas diarias en las que se emplea este tipo de acción muscular, como son las pulsiones y las transferencias del propio peso corporal (49,50), mientras que la isocinética se eligió porque, debido a que durante su valoración se produce una acción muscular a velocidad constante, simula el modo y la velocidad con que se desplazan los parapléjicos con la silla de ruedas (150).

En el caso de la valoración isocinética, la elección de las velocidades se basó en uno de los trabajos de Dvir (170) en el cual se realiza una crítica a la preselección de la velocidad del movimiento isocinético con múltiplos de 30°/s. En su trabajo, Dvir explica que, si bien es cierto que en los primeros estudios de valoración de la fuerza isocinética era imprescindible utilizar este sistema de múltiplos de 30°/s debido a la utilización de un sistema de medición mecánico, en la actualidad, los equipos de medición permiten una preselección continua de la velocidad que permite elegir velocidades más funcionales.

De hecho según el autor, esta elección discreta de las velocidades impide tener en cuenta los requerimientos fisiológicos y clínicos subyacentes a la valoración, lo que se subsana mediante la utilización de un método de selección continuo, ya que éste permite elegir la velocidad que se adecúa más a la actividad

Discusión

funcional que se quiera simular, confiriéndole a la valoración mayor validez externa.

Además, para seleccionar la velocidad de medición, otro aspecto a tener en cuenta es el rango articular necesario para alcanzar la velocidad preseleccionada. Dvir, establece que un intervalo de entre 0,5 y 3 segundos es lo requerido para desarrollar una tensión completa antes de que se termine el rango de movimiento que se está evaluando (170), por lo que será necesario combinar un rango de movimiento a una determinada velocidad que permita el desarrollo de la tensión completa. Un ejemplo de esto sería valorar un movimiento con un rango de 90° a 180°/s, ya que se emplean 0,5 s para alcanzar el rango completo, tiempo mínimo suficiente para el desarrollo de la máxima tensión muscular.

Estas premisas se tuvieron en cuenta para la selección de las velocidades en nuestro estudio y finalmente, se consideró la inclusión de dos velocidades en la valoración de la fuerza siguiendo el ejemplo de estudios previos (171-173). La primera de ellas fue 60°/s. Aunque ésta no es una velocidad que represente actividades funcionales, se considera que es la velocidad óptima para la medición de fuerza máxima (29,149), además de considerarse la velocidad a la que se produce una variabilidad más baja en la fuerza (72). Dado que nuestro estudio pretendía mejorar la fuerza del grupo de parapléjicos, era indispensable el uso de esta velocidad de valoración para comprobar los efectos del entrenamiento.

La segunda velocidad elegida, más funcional, quería simular el gesto de propulsión con la silla de ruedas. La elección se basó en un estudio de Lighthall-Haubert *et al.* (150), calculándose finalmente una velocidad funcional de 177°/s lo que llevó a realizar las valoraciones a 180°/s. Así se consiguió que nuestro

estudio tuviese validez externa, ya que aunque no se ha medido directamente la propulsión en un ergómetro de silla de ruedas o mediante un análisis cinemático, se ha utilizado la velocidad media a la cual ellos propulsan la silla con la valoración de la acción muscular isocinética.

Aunque hay estudios que valoran la fuerza isocinética del miembro superior con velocidades superiores a los 180°/s, se ha demostrado que velocidades superiores a ésta no son fiables (174).

Otro aspecto a destacar, perteneciente a los procedimientos del estudio, es el hecho de incluir en la valoración de fuerza una extremidad superior o ambas. Con respecto a este tema, no existe homogeneidad entre los siete estudios existentes, dado que dos de ellos evalúan la fuerza isocinética de forma bilateral (73,134), otros tres, de forma unilateral (123,127,130), y los otros dos analizan la fuerza bilateralmente pero de forma isoinercial (128,133).

Al esbozar el diseño de nuestro estudio nos planteamos cuál era la mejor solución a esta disyuntiva. Finalmente se optó por valorar de forma unilateral el incremento de fuerza debido a que, después de realizar un análisis bibliográfico, se comprobó que estaba aceptado que tras un entrenamiento bilateral no existen diferencias en el incremento de fuerza alcanzado entre el brazo dominante y el no dominante (171). Además, con el registro de fuerza unilateral se reduce el tiempo requerido para la valoración, ya que únicamente evaluando uno de los dos miembros, la duración total de la valoración ya es de hora y media.

Esta considerable reducción del tiempo evita por otra parte la formación de úlceras por presión, ya que, aunque no se necesita pasar un tiempo excesivo en sedestación, el sillón de medición no cuenta con el acolchado antiescaras pertinente para esta población. Esto, unido a que los sujetos imprimen fuerza con el miembro superior sobre los actuadores del sistema isocinético, provoca

Discusión

un aumento en la presión sobre los isquiones y, debido a la no preservación de la sensibilidad y la pérdida de masa muscular, induce al aumento del riesgo de padecer úlceras por presión (175).

Decidir qué tipo de entrenamiento de fuerza se podía llevar a cabo con los sujetos de ensayo, requería de una exploración previa exhaustiva que nos informase del grado de fuerza muscular y el comportamiento de dicha musculatura en los gestos analizados. Para ello, era necesaria la medición, tanto de forma isométrica como de forma isocinética, de la fuerza generada en todos los gestos del hombro: rotaciones, flexión-extensión y abducción-aducción.

Tras el análisis de los resultados de la valoración de fuerza inicial en todos los gestos, se procedió a realizar una comparativa con los diferentes estudios de valoración de la fuerza en paraplégicos existentes en la literatura con la finalidad de comprobar la coherencia de los resultados, tanto en magnitud de fuerza como en el comportamiento entre los grupos musculares antagónicos.

No obstante existen una serie de factores que pueden afectar directamente a la fuerza resultante, ya que ésta se ve influenciada por aspectos como: el tamaño muestral (137), la edad, el peso, la masa muscular y el nivel de actividad de los sujetos, así como el ángulo y la posición de valoración (176). También por la variabilidad en las instrucciones ofrecidas a los sujetos que puede producir una baja fiabilidad de los resultados (177) y por supuesto, por el tipo de dinamómetro utilizado (178).

Todos estos factores que influyen en los resultados obtenidos de los estudios, hacen que sea muy difícil establecer comparaciones de los resultados propios con los derivados de estudios previos a menos que se utilice un protocolo

metodológicamente idéntico. Es importante tener en cuenta estas limitaciones a la hora de establecer las comparaciones que a continuación se presentan.

En el caso del gesto de rotación, el patrón obtenido en nuestros resultados se asemeja en gran medida al existente en la bibliografía actual. Las rotaciones isométricas analizadas muestran una predominancia de la rotación interna frente a la externa. Probablemente esto es debido al uso continuado de la silla de ruedas, ya que la rotación interna está presente en las tres actividades más comunes de los usuarios de silla (i.e. pulsiones, propulsión y transferencia corporal) (49,50). No obstante, aunque los valores de rotación externa obtenidos en nuestro trabajo fueron muy similares al único trabajo con parapléjicos que valora isométricamente los rotadores (179), los valores de rotación interna reportados en nuestro estudio fueron menores. El motivo fundamental que puede producir estas divergencias es la variación del protocolo. En el estudio de Kotajarvi *et al.* (179) se instaba a los sujetos a que con el miembro contralateral equilibrasen su tronco para evitar desviaciones, dejándoles por tanto un punto de apoyo con el cual podía aumentarse la magnitud de los resultados.

Dado que no existen en la bibliografía más estudios en este sentido con parapléjicos, se amplió la búsqueda a una muestra de sujetos sanos. El estudio de Murray (180) presenta también unos resultados de rotación externa parecidos a los nuestros, mientras que son superiores en el caso de la rotación interna. Sin embargo es más difícil establecer comparaciones con este estudio porque el instrumento empleado no es isocinético sino que se usan células de carga.

En el caso de la valoración de las rotaciones de forma isocinética a 60°/s, los resultados obtenidos en nuestro estudio concuerdan con los de los estudios de Jacobs *et al.* y Ambrosio *et al.* (130,181), tanto en magnitud como en la relación

Discusión

de fuerza entre agonistas y antagonistas, presentando resultados análogos a los descritos en el movimiento isométrico, si bien se encuentran algunas diferencias con los resultados de los estudios de May *et al.* y de Bernard *et al.* En el primero (182), la relación entre grupos musculares es muy parecida, aunque los resultados tienen una magnitud superior, lo que podría justificarse por el protocolo, ya que la valoración la realizan en posición de decúbito supino en lugar de sedestación y con el hombro en abducción de 90°, el codo flexionado a 90° y manteniendo el brazo en contacto con la camilla con estabilización del mismo mediante cinchas. El segundo (58), aunque también presentaba mayor fuerza en rotación interna que externa, la proporción entre agonistas y antagonistas se acentúa, siendo la rotación externa muy parecida a la de nuestra muestra, aunque la interna presentaba el doble de magnitud, lo cual se justifica porque la muestra empleada en dicho estudio estuvo compuesta por velocistas y jugadores de tenis usuarios de silla de ruedas, en cuyos deportes se produce una alta frecuencia de movimientos que impulsan el desarrollo de la rotación interna. Este último trabajo fue el único que midió la rotación a 180°/s y presentó unas características parecidas a las que se registraron con 60°/s, es decir, con un valor de rotación externa parecido pero con mayor rotación interna.

Por tanto, las diferencias de fuerza comentadas entre rotadores externos e internos en nuestro trabajo fueron similares a las presentadas en los ratios de los estudios de Jacobs *et al.* (130), Ambrosio *et al.* (181) y May *et al.* (182), en el caso del movimiento a 60°/s (ellos no miden a 180°/s) mientras que se alejaban de los de Kotajarvi *et al.* (179), Murray *et al.* (180) y Bernard *et al.* (58) por los motivos expuestos. Otro autor que, aunque no explicita los valores absolutos de fuerza sí los presenta de forma relativa entre agonistas y antagonistas fue Leroux, quien reportó ratios similares a los nuestros, tanto a 60°/s como a 180°/s y Burnham, que también a 60°/s reporta un ratio semejante.

Una pauta de comportamiento común, no sólo al gesto de rotaciones, sino también a la flexión-extensión y abducción-aducción, es que los valores más altos de fuerza se registran en la valoración isométrica, mientras que dentro de la isocinética, el gesto realizado a 60°/s es el que produce mayor momento, lo que está en sintonía con los resultados de estudios previos (183). Además, de todos los gestos, la rotación es el que presenta unos valores de fuerza más bajos (130,179).

Los resultados de fuerza isométrica de nuestro estudio están en consonancia con los alcanzados en el estudio de Kotajarvi *et al.* (179), tanto en la flexión como en la extensión, siendo esta última mayor que la primera en un 19,22%. Sin embargo, al contrastarlos con la muestra de personas sanas del estudio de Murray *et al.* (180) se observa que las diferencias entre un grupo muscular y su antagonista son mucho más dispares, lo cual es lógico, ya que al trabajar con un dinamómetro portátil no se realiza la corrección de la gravedad que lleva incluida el sistema de valoración isocinética, por lo que cuando la extensión se hace a favor de gravedad es ayudada por la carga peso que actúa a favor del movimiento (29).

El comportamiento entre agonistas y antagonistas se mantiene también en la acción muscular isocinética, siendo superior la extensión que la flexión. Así, cuando la valoración se realiza a 60°/s, la diferencia entre extensores y flexores es de 14,22%, siendo la extensión mayor que la flexión, y en el mismo sentido, a 180°/s esa diferencia se sitúa en un 12,29%.

Al comparar los resultados con la literatura se observa que no existe consenso entre los diferentes trabajos publicados, con respecto a las magnitudes de fuerza de este gesto, aunque parece que sí hay una clara tendencia a que los extensores sean más fuertes que los flexores. Esto parece evidente desde el punto de vista biomecánico, ya que la musculatura extensora tiene un tamaño

Discusión

mayor que la flexora y por tanto puede desarrollar más fuerza (65) y porque se puede producir compresión del espacio subacromial cuando la flexión se produce por encima de los 90° (184,185).

Autores como Ambrosio *et al.* (181), en el gesto a 60°/s, reportan unos valores de extensión parecidos, aunque bastante superiores en el caso de los flexores. Estos resultados hacen que su ratio de fuerza tenga una predominancia de los flexores. Esto probablemente sea debido a que entre la muestra se encuentran sujetos con lesiones medulares incompletas que pueden utilizar la activación del dorsal ancho y los abdominales como coadyuvantes al movimiento de flexión, además de que usan en su protocolo un rango de movilidad entre los 25 y los 75°, que evita el rango crítico de 90° de flexión, donde se produce un mayor compromiso articular.

Otros autores obtienen patrones similares al nuestro en los cuales los extensores son superiores en fuerza que los flexores. Así, Jacobs *et al.* (130), a la velocidad de 60°/s, obtuvieron un patrón similar al nuestro con predominancia de los extensores, pero con magnitudes más bajas respecto a las nuestras, posiblemente por las variaciones en el protocolo. Este autor, diseñó un protocolo con diferencias notables con respecto a nuestro estudio, ya que, inmediatamente antes de la valoración, los sujetos realizaban de 3 a 5 contracciones submáximas, además de contracciones excéntricas después de cada una de las concéntricas lo que suponía un mayor esfuerzo con respecto al protocolo de nuestro estudio.

Contrariamente, el estudio de Shklar y Dvir (186), en el cual se midieron personas sanas, muestra unas magnitudes mucho mayores, que las nuestras, tanto a 60°/s como a 180°/s. Esto es explicable dado que se empleó un protocolo distinto al nuestro en el cual realizaban la fuerza con una sujeción en

la muñeca y no siendo el accesorio de fuerza con la mano, tal y como se efectuaba en nuestro estudio. Este protocolo disminuía el brazo de palanca y le confería ventaja mecánica al sujeto. No obstante es curioso que empleando el mismo dinamómetro, estos dos últimos estudios presenten valores tan divergentes.

Los otros dos investigadores que valoraron este gesto a $180^\circ/s$ fueron Yim *et al.* (134) y Zoeller *et al.* (187), quienes reflejaron valores de extensión mayores que los de flexión. No obstante, las magnitudes de fuerza no son similares entre ellos. Si bien el segundo presenta resultados más elevados que los nuestros, el estudio de Yim *et al.*, muestra resultados muy parecidos.

Esta disparidad en los resultados de los estudios realizados hasta el momento muestra que no existen valores normativos para el gesto de flexión y extensión, por lo que harán falta en el futuro estudios con muestras mayores que puedan aclarar esta incógnita o incorporar otro tipo de análisis que incluya la normalización de los datos.

En el último de los tres gestos analizados, el de abducción y aducción, el patrón de movimiento también fue consistente a lo largo de las tres velocidades medidas, mostrando mayor fuerza de aducción que de abducción en cada una de ellas. En la valoración isométrica, los resultados obtenidos de nuestro estudio se asemejan, tanto a los de Kotajarvi *et al.* (179) como a los de Murray *et al.* (180), quienes muestran un patrón muscular muy parecido al nuestro, aunque con unos valores de aducción mayores, lo cual es coherente con los resultados obtenidos en el gesto de flexión y extensión y cuya justificación se basa, como se ha explicado anteriormente, en la falta de uso de la corrección de gravedad, ya que no se especifica su uso en el caso de la

Discusión

valoración isocinética del estudio de Kotajarvi *et al.* ni está integrado en el dinamómetro portable utilizado por Murray *et al.*

Las diferencias entre la fuerza resultante del grupo de abductores con respecto al de aductores son más reducidas que las acontecidas en el gesto de rotación con unas diferencias entre grupos musculares de un 11%. No obstante aunque las diferencias son pequeñas, los resultados son similares en la mayoría de los estudios que analizan la fuerza y los ratios de fuerza de parapléjicos.

En el caso de la valoración isométrica, también Kotajarvi *et al.* (179) y Murray *et al.* (180) muestra dicha tendencia, pero objetivan que los agonistas y antagonistas están más desequilibrados (por la justificación expuesta anteriormente). Con quien existe mayor similitud es con el estudio de Burnham *et al.*, tanto a 60°/s como a 180°/s, que reporta unos ratios muy parecidos a los nuestros. Sin embargo, otros estudios como el de de Mayer *et al.* (72) también muestran una dominancia de los aductores con respecto a los abductores, pero en este caso, aunque las magnitudes son similares a las nuestras, las diferencias entre grupos musculares se reducen.

Otro trabajo que mide la abducción en el plano coronal y obtiene una relación entre grupos musculares parecida a la nuestra es el de Jacobs *et al.* (130). No obstante, obtiene magnitudes inferiores a las nuestras (al igual que ocurría en el gesto de flexión y extensión), lo que, como se ha comentado anteriormente, se justifica por la utilización de un protocolo de medición diferente al nuestro.

Finalmente Ambrosio *et al.* (181), muestra unos resultados dispares con toda la bibliografía revisada, y con el patrón de fuerza que se presupone para personas con paraplejia crónica, con una predominancia de los abductores con respecto a los aductores aunque con valores similares a los de nuestro estudio. El posible motivo de esta discrepancia está, como ocurría con el gesto de flexión y extensión, en el rango de movimiento empleado en el protocolo, ya que éste

facilita la actividad de los abductores debido a que se evitan los 90° de abducción que es el punto más crítico para la movilidad de la articulación subacromial. Además, en este rango es más sencillo realizar la abducción que la aducción ya que esta última se realiza con mayor facilidad en una posición más elevada ya que existe más rango para ganar aceleración, siendo este estadístico un derivado de la fuerza.

Después del pormenorizado análisis de la fuerza en condiciones basales de cada uno de los tres gestos registrados, se ha comprobado que, en general, la fuerza de rotadores internos es más elevada que la de rotadores externos, y tanto una como otra son más pequeñas en comparación con las fuerzas de flexión y extensión y las de abducción y aducción. Esta distribución de la fuerza por gestos es habitual también en personas sanas (180,186), cuya fuerza se incrementa también desde los rotadores, pasando por los gestos de abducción y aducción y flexo-extensión. Este hecho podría hacer pensar que el modelo de entrenamiento que necesita el grupo de parapléjicos es análogo al que podría plantearse en un grupo de personas sanas, con un objetivo de aumentar de forma equitativa la fuerza de todos los músculos de la cintura escapular.

No obstante, la población de lesionados medulares torácicos ostenta unas necesidades diferentes a sus homólogos sin discapacidad. Por una parte, cabe destacar que debido a la lesión medular propiamente dicha, éstos cuentan con menor estabilidad postural atribuida a la parálisis de los abdominales y los músculos retrosomáticos mono y plurisegmentarios lumbares que debe ser compensada por los músculos preservados de la zona dorsal. Y finalmente hay que tener presente que la utilización de los miembros superiores como extremidades de carga para la consecución de las AVD específicas de pulsión del peso corporal, transferencias y propulsión de la silla de ruedas, hace imprescindible un acondicionamiento específico de la musculatura

Discusión

estabilizadora dorsal, es decir de los rotadores y de los músculos encargados de la depresión de la cabeza humeral (38), ya que las actividades mencionadas promueven el desplazamiento de la cabeza humeral en dirección craneal (188), lo que ligado a la sobrecarga de los abductores y flexores por sobreuso favorece la aparición del síndrome subacromial.

Sin embargo hay que tener presente que cargas elevadas en los depresores de la cabeza humeral activan el deltoides medio, lo que favorece una traslación craneal de la cabeza humeral y por tanto se produce un efecto contrario (185).

Alguno de los estudios previos sobre entrenamiento de fuerza, ha analizado ya la adecuación de un programa de entrenamiento de la cintura escapular atendiendo a las necesidades descritas, como es el caso de Burnham *et al.* (38) quienes abogan por el fortalecimiento de los aductores que deprimen la cabeza humeral con la finalidad de evitar el síndrome subacromial (38) y de los rotadores externos ya que estos músculos controlan la traslación de la cabeza humeral en la glenoides (38,184,189).

Otros como Dvir y Berme (189) recomiendan el fortalecimiento de los serratos posteriores, trapecio medio e inferior debido al importante papel que juega el serrato anterior y la porción superior del trapecio en la elevación.

A pesar de sus recomendaciones, ninguno de los dos autores mencionados pone en práctica estas pautas de intervención.

Quien sí pone en práctica un programa de ejercicios específico son Curtis *et al.*, quienes, aunque no especifican los ejercicios de fortalecimiento, prestan atención a los músculos retrosomáticos, sin olvidar el estiramiento de aquellos músculos más sobrecargados en los usuarios de silla de ruedas, como son los pectorales, trapecio superior y cápsula articular glenohumeral posterior (13), ya

que la sobrecarga de estos músculos impide la sollicitación posterior normal y la rotación externa de la escápula (190,191).

No obstante, aunque hay que prestar especial atención a estos músculos, no es conveniente, en un programa de entrenamiento, declinar el fortalecimiento, aunque en menor medida, de los demás músculos de la cintura escapular. El motivo fundamental es que los grandes requerimientos a los que están expuestos los miembros superiores en los parapléjicos hacen que sea necesario mantener una fuerza general adecuada para la realización de las AVD específicas de este grupo de población, por lo que aunque en nuestro estudio se diseña un protocolo específico, se atiende a todos los gestos de la cintura escapular.

A tenor de lo expuesto, nuestro protocolo de valoración quedó compuesto finalmente por ocho ejercicios, cuatro de los cuales fueron ejercicios de rotación, dos de rotación externa y dos de interna, con el objetivo de mejorar la estabilidad postural a la hora de realizar la fuerza con los brazos y de centrar la cabeza humeral en la glenoides de forma selectiva sin la activación del deltoides medio (185). Otros dos, el de polea al pecho y el de remo con polea baja, fueron diseñados para la ganancia de fuerza del dorsal ancho, trapecio medio e inferior, deltoides posterior, redondo mayor y menor, romboides e infraespinoso, músculos que ayudan a los movimientos de extensión y aducción, además de a la estabilización del tronco. El séptimo ejercicio fue el de curl de bíceps con supinación con mancuerna ya que al fortalecer el bíceps se conseguía un doble propósito, por un lado mantener o incrementar el nivel de fuerza en el movimiento de flexión y por otro y más importante, deprimir la cabeza humeral ampliando el espacio subacromial. El último ejercicio fue el de elevaciones laterales con mancuerna que ayudaba al mantenimiento del deltoides medio, responsable de la abducción.

Discusión

El hecho de que el protocolo de intervención de nuestro trabajo sea diferente, imposibilita por un lado la comparación de los resultados con entrenamientos similares, ya que no existen. Pero por otro lado, permite evidenciar la utilidad de nuestro entrenamiento específico con respecto a los previamente realizados, con un carácter más general.

Como se ha comentado con anterioridad, no son muchos los estudios que han experimentado con protocolos de entrenamiento de fuerza y cuyo objetivo sea comprobar la repercusión del mismo sobre la fuerza de los miembros superiores (73,121,123,127,128,130,133,134). Los ocho estudios que lo llevan a cabo se pueden clasificar en dos categorías: los que han planificado programas de entrenamiento mediante circuitos de ejercicios o pesos libres y los que han llevado a cabo entrenamiento básicamente de resistencia con cicloergómetros o aparatos de remo.

De entre los que han entrenado la resistencia se encuentran los estudios de Nash *et al.* (133), quien planteó un programa de entrenamiento mediante un ergómetro de silla de ruedas durante 16 semanas, el de Yim *et al.* (134), quien en un periodo más corto (5 semanas) basaron su intervención en un programa de entrenamiento con un ergómetro de silla de ruedas a diferentes resistencias y el de Bjerkfors *et al.* (123), quienes eligieron un ergómetro tipo kayak, en lugar del de silla de ruedas a lo largo de un periodo de 10 semanas. El inconveniente que presenta la publicación de este último estudio es que, aunque sí que reporta mejorías significativas derivadas del entrenamiento, únicamente muestra los valores de forma gráfica no pudiendo obtener del estudio, ni los valores absolutos de fuerza antes y después ni los incrementos experimentados en porcentajes.

La ergometría sirve fundamentalmente para mejorar la función cardiovascular y respiratoria de los lesionados medulares (124,126,134-136,192), y aunque

generalmente los estudios con este tipo de intervenciones presentan dicho objetivo, otros también comprueban colateralmente su repercusión en la fuerza de las extremidades superiores (121,130). No obstante, como ya se ha expresado con anterioridad, este tipo de ejercicio no es el adecuado para incrementar la fuerza de las extremidades en parapléjicos (121,122) y puede incluso provocar lesiones músculo-tendinosas cuando se emplean cargas elevadas para la ganancia de fuerza (130).

Otros trabajos, además de realizar intervenciones con ergometría, utilizan un programa mixto en el cual combinan la ergometría con otro tipo de experimentación. El presentado por Durán *et al.* (128) exponía un protocolo mixto en el cual, además de la ergometría tipo remo, empleaba ejercicios de movilidad, coordinación, recreación, relajación y ejercicios de entrenamiento de fuerza, concretamente seis en los que se potenciaba por igual agonistas y antagonistas, algunos de ellos de dudosa adecuación para este colectivo, como el press militar que realiza cargas por encima de los 90° de abducción y que puede provocar un pinzamiento subacromial.

Otro estudio que utilizó un programa mixto, fue el realizado por Liusuwan *et al.* (73), quienes en su programa de intervención de 16 semanas, además de la ergometría de brazos y de silla, llevaron a cabo un entrenamiento de fuerza con pesas, pero sin especificar el protocolo, ya que aunque dice basarse en bibliografía, los artículos a los que hace referencia muestran un modo de entrenamiento diferente entre ellos. Por lo tanto no son comparables los resultados de su estudio con los obtenidos en el nuestro.

También Jacobs *et al.* (130) diseñaron un protocolo en el cual se combinaba la resistencia mediante ergometría de brazos y el trabajo de fuerza con seis ejercicios para la potenciación de pectorales mayores, interescapulares, deltoides y trapecio superior, dorsal ancho, tríceps y bíceps braquial. En este

Discusión

estudio, aunque sí se trabajaron los músculos que ayudan a la prevención de lesiones, como el dorsal ancho, redondo mayor y menor, infraespinoso e interescapulares, se entrenan de la misma manera e intensidad a los músculos ya sobrepotenciados, como el pectoral mayor o el trapecio superior, lo que puede conllevar la sobrecarga de dichos músculos, y por tanto lesiones musculares debidas a desequilibrios entre agonistas y antagonistas (38). Más tarde, en otro estudio realizado por el mismo autor (121), comparó los resultados de un entrenamiento realizado exclusivamente con cicloergómetro y un entrenamiento de fuerza mediante sistemas isoinerciales que incluía press horizontal, remo horizontal, polea al pecho, dippings, press militar y curl de bíceps. De sus resultados se concluía que la ergometría no incrementaba la fuerza, mientras que el entrenamiento de fuerza, la mejoraba de forma generalizada.

El comentado en último lugar es el de Rodgers *et al.* (127), en el cual también se programó un entrenamiento mixto con actividades aeróbicas a realizar con un aparato de remo, y actividades con pesos libres para el fortalecimiento del deltoides posterior, infraespinoso, redondo menor, romboides, trapecio medio, erector espinal, bíceps braquial y extensores de muñeca. Además, junto con el nuestro, es el único que presta especial atención al estiramiento de los músculos más comúnmente utilizados, como el deltoides anterior, subescapular, pectorales, latísimo del dorso, redondo mayor, tríceps, y flexores de la muñeca. Esto es importante para reducir la sobrecarga comentada y evitar la fibrosis de los tejidos que favorece la aparición de contracturas musculares (193).

Dado que los protocolos empleados en los diversos estudios son diferentes y además se emplean distintos métodos de valoración para evaluar el efecto del

entrenamiento, los resultados en la fuerza tras el entrenamiento van a ser difícilmente comparables entre sí.

En cuanto a los resultados de nuestro estudio, como pauta general, se obtuvieron resultados similares, entre los distintos gestos analizados, en el caso de las acciones musculares isométricas. Así, se produjeron ganancias de fuerza en todos los movimientos, sin que se observasen entre ellos diferencias en los incrementos de fuerza. Este aumento generalizado descubre que la valoración isométrica no es capaz de reflejar de forma específica el resultado de nuestro entrenamiento en el cual se trabajó en mayor medida el gesto de las rotaciones. Esto es lógico ya que en nuestro estudio se realizó un entrenamiento dinámico que produce ganancias específicas en una valoración de la misma naturaleza, es decir, en una valoración dinámica. Esto se podrá evidenciar en los resultados de las valoraciones isocinéticas, las cuales arrojan datos más precisos, con incrementos de fuerza más acusados en aquellos movimientos más ejercitados.

Explicadas las generalidades, se realiza a continuación un análisis de los cambios experimentados en la fuerza en cada uno de los gestos tras el periodo de ocho semanas de entrenamiento.

En el caso del gesto de rotación, la valoración de la fuerza reflejó un aumento en la acción muscular isométrica, tanto externa como interna, siendo la primera de un 13,58% mientras que la segunda fue de 17,67%. Estos resultados no pueden ser comparados con estudios previos, ya que el presente estudio es el primero que observa la repercusión del entrenamiento de la musculatura de la cintura escapular en la fuerza isométrica de rotadores en lesionados medulares torácicos. Sólo hay un trabajo que valora la repercusión en la acción muscular isométrica tras un entrenamiento de fuerza (127), pero no mide el gesto de

Discusión

rotación, sino que únicamente tiene en cuenta la flexión y la aducción. Estas ganancias en las rotaciones son funcionalmente muy importantes ya que las rotaciones de miembro superior están presentes en gestos cotidianos básicos como vestirse, asearse, alimentarse, o en gestos instrumentales como abrir una puerta con una llave o preparar la comida.

Las valoraciones de la acción isocinética de este mismo gesto muestran también un incremento de la fuerza en ambos movimientos. Como muestran los resultados, la fuerza valorada a 60°/s o fuerza máxima presenta un incremento significativo para la rotación externa de un 16,39%, mientras que la interna de un 2,12%. En el trabajo de Jacobs *et al.* (130), sin embargo, se reportan ganancias más elevadas en el caso de la rotación interna con un 22,51%, que en la externa (11,41%) debido a que su protocolo entrenaba por igual ambos grupos musculares.

En el caso de la valoración a 180°/s, la fuerza de rotación externa aumenta significativamente un 19,08%, mientras que la interna lo hace un 14,05%. Estos resultados isocinéticos muestran la consecución del objetivo del presente trabajo que era aumentar la fuerza máxima de los sujetos y la fuerza funcional, sobre todo de los rotadores externos, aunque, igual que ocurría con la valoración isométrica, no pueden ser comparados con otros estudios debido a que no existen estudios previos que valoren las rotaciones a 180°/s tras un periodo de entrenamiento de fuerza en parapléjicos.

Además de la fuerza, otras variables como el trabajo y la potencia son influenciadas por el programa de entrenamiento. En el caso del trabajo, en la rotación externa aumenta un 15,80% para la valoración a 60°/s y un 20,74% a 180°/s y en la potencia, se producen incrementos de un 16,67% cuando la valoración se realiza a 60°/s y de un 22,22% a 180°/s, también en la rotación

externa. El incremento del trabajo permite que los sujetos necesiten menos esfuerzo para realizar cualquier gesto con determinada amplitud articular, lo que puede ser beneficioso para disminuir la fatiga muscular derivada del uso continuado de la silla. Por su parte, el incremento de potencia refleja un acondicionamiento de la musculatura para su adaptación a gestos a velocidades altas, lo cual está presente en el desplazamiento con la silla de ruedas a velocidades elevadas, pero también a gestos que conllevan cambios de sentido rápidos, como ocurre en los cambios de sentido al manejar la silla de ruedas o durante el primer impulso necesario para el arranque efectivo de la silla. Estas mejoras previenen la aparición de posibles lesiones ya que mejoran la eficiencia mecánica de la propulsión (194).

Junto con las mejoras experimentadas en el gesto de rotación, que era uno de los objetivos del estudio, también se produjo un incremento de fuerza en el gesto de flexión y extensión, siendo generalizada en la acción muscular isométrica ya que la flexión aumentó un 11,36% y la extensión un 13,18%, sin que los ratios se viesen afectados por estas mejoras. Rodgers *et al.* (127), quienes reportan los datos únicamente de flexión, no encuentra diferencias estadísticamente significativas después de la intervención probablemente porque el protocolo empleado es insuficiente para aumentar la fuerza debido a que se compone por un lado de una ejercitación con un ergómetro tipo Kayak y por otro, un entrenamiento de pesos libres pero con una intensidad similar a la nuestra y únicamente cinco repeticiones por ejercicio.

El mismo gesto valorado de forma isocinética presentó cambios más específicos. Se observa por tanto un incremento, aunque no alcanzó niveles de significación estadística, en los movimientos a 60°/s de un 4,31% en el caso de la flexión, mientras que fueron estadísticamente significativos en la extensión con un 14,06%. Jacobs *et al.*, por su parte, después de la valoración a 60°/s

Discusión

observa un incremento, tanto en la flexión de un 8,46% como en la extensión 13,17%. Como se observa, el incremento en la extensión es mayor que en la flexión, de forma similar a lo que ocurre en nuestro estudio, pero aún así es mayor que la acontecida en nuestro trabajo probablemente debido a que emplea en su protocolo ejercicios como el press militar, o el press horizontal, ambos movimientos que mejoran la fuerza de flexión, aunque como contrapartida provocan pinzamiento del supraespinoso entre la cabeza humeral y el acromion a la vez que perpetúa el sobreesfuerzo del trapecio superior que ya de por sí sufren los parapléjicos (189).

En los movimientos valorados a 180°/s, se observa un patrón equivalente, con una mejoría aunque no significativa de sólo un 3,97% en flexión y estadísticamente significativa de un 14,23% en la extensión. Yim *et al.*, en este sentido, después del programa de entrenamiento con ergometría de cinco semanas sólo obtiene un incremento de fuerza estadísticamente significativo de un 23% en la fuerza de los flexores del hombro, no obteniendo ninguna variación en los extensores ni de hombro ni en flexores y extensores de codo, lo cual es lógico por el tipo de entrenamiento que realizan. Sin embargo, la variable trabajo que recoge en su estudio, sí aumenta significativamente en los flexores y extensores de hombro.

Las variables derivadas de la fuerza en nuestro estudio también experimentan dicho incremento, aunque solamente en el movimiento de extensión. Así, el trabajo aumenta, tanto a 60°/s con un 14,05 % como a 180°/s con un 19,68% y la potencia lo hace un 16,67% en el movimiento a 60°/s y un 23,08% en el realizado a 180°/s.

Las ganancias tanto de fuerza como de trabajo y potencia en este gesto mejoran la funcionalidad del miembro superior en la realización de tareas

básicas como la propulsión de la silla de ruedas (78,150) o en las transferencias corporales (50).

Liusuwan *et al.*, que no especifican la velocidad a la que se mide el gesto, presentan un incremento de fuerza en el movimiento de extensión dinámica de hombro de un 23%, no existiendo diferencias ni en la flexión de hombro ni en la flexión y extensión de codo, aunque como se ha comentado con anterioridad, es comprometido realizar comparaciones con dicho trabajo, por la falta de explicación del protocolo de entrenamiento de fuerza seguido.

En el último de los gestos valorados en nuestro estudio, el de abducción y aducción, ocurre lo mismo que en el gesto anterior, ya que se produce un aumento de la fuerza en la acción muscular isométrica inespecífico en ambos grupos musculares, siendo en la abducción de un 10,36% y en la aducción, de un 12,36%.

En el caso del registro isocinético sucede de nuevo lo mismo que en el gesto de flexión y extensión ya que muestra de forma más concreta el trabajo realizado durante el programa de entrenamiento presentando únicamente mejoras significativas en el movimiento de aducción, pero además en este caso en la aducción únicamente a velocidad de 180°/s. Concretamente la ganancia producida es de un 9,92%. El trabajo y la potencia también se incrementan en un 21,35% y en un 10,00% respectivamente, en el gesto de aducción a 180°/s. No obstante, ni estos resultados ni los isométricos pueden ser comparados con resultados de otros estudios realizados porque no se han reportado con anterioridad valoraciones de este gesto.

Debido a la poca cantidad de estudios realizados con parapléjicos, se han revisado algunos estudios que incluyen en su muestra personas con lesión medular cervical u otras patologías, como secuelas de poliomielitis o espina

Discusión

bífida. Así, el estudio realizado por Davis y Shepard en 1991 (119) que incluye un protocolo de 16 semanas de trabajo con ergometría, no muestra beneficios de fuerza en hombro. Otro estudio con muestra compuesta por tetrapléjicos es el de Hicks *et al.* (120), quienes después de nueve meses de un entrenamiento combinado de ergometría y circuito de fuerza, presentan ganancias de fuerza isoínercial como las que se describen: 19,57% del pectoral derecho, 34,09% del bíceps izquierdo, 20% en deltoides izquierdo, 22,73% de deltoides derecho, 23,32% del pectoral izquierdo y 31,16% del bíceps derecho.

Además, por la escasez de resultados medidos con dinamómetros para la valoración de la acción isométrica o isocinética, se han reflejado también los resultados de aquellos estudios que valoran el incremento de la fuerza con ejercicios de musculación específicos. Así, se ha comprobado que aquellos que lo miden de esta forma obtienen unos incrementos de fuerza en sus resultados mayores que los que lo hacen mediante las herramientas isocinéticas. Un ejemplo de ello es el estudio de Rodgers *et al.* (127) quien refleja incrementos desde un 44,93% a un 166,67%, aunque realmente lo que está midiendo es el aumento de carga que el sujeto puede movilizar.

Aunque otros autores obtienen diferencias de fuerza menos importantes en la valoración de ejercicios específicos, son superiores a las generalmente reportadas en los estudios con isocinéticos, como es el resultado conseguido por Durán *et al.* (128), quienes presentan mejoras desde un 14% en el press militar a un 46% en el press de banca. También en el estudio de Nash *et al.* (133) se reportan mejoras desde un 38,6% hasta un 59,7%.

Estos grandes incrementos pueden hacer creer que las ganancias son únicamente por el entrenamiento, pero también pueden estar mediadas por el factor aprendizaje, ya que tras un periodo de entrenamiento, los sujetos

asimilan que en la realización de los ejercicios, la mayor dificultad está en vencer un determinado punto del recorrido, en el cual el grupo muscular es más débil, por lo que aprenden a realizar una mayor aceleración inicial para que sea la inercia la que ayude a sobrepasar dicho punto y cargar más peso. Esto no ocurre así en la valoración isocinética, ya que la velocidad es constante y los sujetos no pueden manipular esta variable para alterar los resultados de fuerza. Además, el error de medida de aquel tipo de valoraciones es mayor que el de la evaluación isocinética, por lo que los resultados deben ser tenidos en cuenta con cautela.

Pero no sólo son importantes los incrementos de fuerza conseguidos tras el entrenamiento de ocho semanas. El resto de aspectos contemplados en el presente estudio son muy importantes para el aumento de la calidad de vida de esta población. Por ello se midieron también otras variables como la composición corporal, la percepción del dolor del brazo al realizar actividades con la silla de ruedas y la funcionalidad de la extremidad superior.

Dentro las distintas variables propias de la composición corporal, se ha demostrado que los lesionados medulares pierden contenido óseo a partir del momento en que se produce la parálisis (195), pero es ésta una situación que puede invertirse cuando se realizan entrenamientos de fuerza. En el caso de la densidad ósea, se ha demostrado que se producen cambios después de periodos prolongados de entrenamiento de fuerza de alta intensidad (17,196), ya que la remodelación ósea necesita aproximadamente de 4 a 6 meses para llevarse a cabo (197). Esta variable en nuestro estudio no ha sufrido modificaciones, es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas en la densidad de la masa ósea de los sujetos después del entrenamiento. Este resultado está en consonancia con lo expuesto, dado que nuestro protocolo de entrenamiento tenía una duración de ocho semanas. Y además se corresponde

Discusión

con los resultados de otros estudios en los cuales se han realizado entrenamiento de fuerza con una intensidad de entre el 40 y 80% de 1RM (196,198). Se deriva del estudio que el periodo de entrenamiento es demasiado corto para producir diferencias significativas en la densidad ósea (198). Asimismo, está demostrado que la masa ósea decrece durante el entrenamiento de fuerza de alta intensidad justo antes de la adaptación e incremento positivo, generando lo que se conoce como fase negativa del remodelado óseo (199). Esta fase también impide que se puedan registrar ganancias en tan poco tiempo.

En cambio, otros parámetros de la composición corporal sí se han visto influenciados por el programa. Estudios previos demuestran que los lesionados medulares presentan mayor peso en general que las personas sanas. Además presentan menos masa magra y más masa grasa que sus homólogos sanos (200). Estos desórdenes de la composición corporal pueden llevar a desarrollar patologías como la diabetes mellitus, la hipertensión arterial y la hiperlipidemia (200), por lo que es de gran importancia su control y su adecuación.

No obstante, ningún trabajo hasta el momento ha valorado la influencia que un entrenamiento de fuerza de las extremidades superiores tiene en la composición corporal de sujetos con paraplejia, siendo nuestro trabajo pionero y aportando datos originales en este aspecto.

En nuestro estudio, el entrenamiento de fuerza ha repercutido positivamente en la cantidad de masa muscular, la cantidad de masa grasa y en el peso de las extremidades. Así, se ha reflejado un aumento significativo de la cantidad de masa muscular de los sujetos, tanto en los brazos, de forma aislada, como en el área de interés definida en el estudio. Aunque este aumento de masa muscular no se ha podido comparar con otros estudios cuya intervención fuese realizada

con lesionados medulares torácicos, sí están en consonancia con los resultados obtenidos en estudios de población sana (201). Igualmente destacable es el hecho de que además de la ganancia de masa muscular registrada en los brazos, se haya alcanzado también la significación estadística en la reducción de la masa grasa y el peso de la misma región corporal.

Claramente la reducción de masa grasa y peso favorece que el esfuerzo para realizar los gestos de las AVD sea menor, ya que los sujetos pueden realizar los mismos gestos, pero con una carga debida a su propio peso corporal inferior, lo que puede también ayudar a la disminución de la fatiga por sobreuso (202).

Pero el aspecto más relevante es el aumento de la masa muscular, ya que su incremento favorece la capacidad para desarrollar fuerza, y mejora la estabilidad músculo-tendinosa (56). Esta tensión activa, proporcionada por la musculatura, a su vez, confiere un sistema de contención a las articulaciones impidiendo que se produzcan lesiones como luxaciones o subluxaciones articulares (71). Esto cobra especial relevancia en la articulación glenohumeral puesto que es una articulación que queda suspendida debido a que la pequeña superficie que presenta la cavidad glenoidea no puede albergar en su interior a la cabeza humeral (21).

En nuestro estudio no se evaluó la adaptación al entrenamiento, ni mediante escalas de satisfacción ni mediante entrevistas, pero de manera indirecta sí puede conocerse este dato, ya que se analizó su repercusión en la funcionalidad y dolor tras el periodo de intervención.

Dentro de las variables medidas mediante cuestionarios se observa una mejoría de la funcionalidad después de la intervención realizada en nuestro estudio, que se traduce en una disminución de la puntuación del cuestionario DASH de un 15,46% y que revierte en una mayor capacidad y autonomía para realizar

Discusión

AVD con los brazos. Actualmente ninguno de los estudios que emprenden entrenamientos de fuerza de miembros superiores en parapléjicos analiza su repercusión en la funcionalidad mediante el mismo cuestionario empleado en nuestro estudio. Únicamente un trabajo, además del nuestro, analiza la funcionalidad de miembros superiores, pero ésta es medida con el Shoulder Rating Questionnaire obteniendo una mejora de un 29% (125), que por las diferencias del instrumento de medición hace que los resultados no sean comparables. Otro de los trabajos que entrena la fuerza de miembros superiores y analiza su efecto en la funcionalidad es el realizado por Duran *et al.* (128), aunque no evalúa concretamente la funcionalidad del miembro superior sino la funcionalidad general mediante el FIMTM instrument, con un incremento de la misma de un 6,60%.

En cuanto al dolor, se observa que tras la intervención realizada, todos los sujetos que presentaban dolor de hombro al inicio del programa, muestran una reducción del mismo con un decremento medio de 57,51%. En consonancia con este resultado existen dos estudios que presentan una reducción del dolor tras un programa de entrenamiento de fuerza, aunque ambos tienen unos resultados de reducción del dolor menores que el nuestro. Así, los resultados mostrados en el estudio de Curtis *et al.* (13) muestran cómo después del entrenamiento de fuerza de la musculatura posterior de la cintura escapular, se produce una reducción del dolor del 48,3% y el estudio de Nawoczinski *et al.* (125) que después de la realización de su protocolo de entrenamiento de fuerza específico mediante bandas elásticas, muestra una reducción de la puntuación de WUSPI del 20%. Contrariamente, un estudio de Dyson-Hudson *et al.* (118) muestra un aumento del dolor después de la aplicación de su programa de entrenamiento, lo que se justifica por el tipo de intervención realizada, ya que se basa en el empleo de un sistema de ergometría de brazos.

En síntesis y derivado de todo lo expuesto se confirma la eficacia del programa de entrenamiento específico de la cintura escapular para el incremento de fuerza de los rotadores estabilizadores y depresores de la cabeza humeral, lo que revierte en un aumento de la funcionalidad así como una reducción del dolor.

Sin embargo hay que tener presente que el pequeño tamaño muestral puede hacer que el poder estadístico no sea el adecuado y por tanto, conlleva que algunas variables, que previsiblemente deberían haber alcanzado la significación estadística, como la fuerza de aducción a 60°/s, no la hayan alcanzado.

Además, aunque los sujetos de forma espontánea expresaban sus inquietudes y reportaban sus mejorías, hubiese sido interesante sistematizar la recogida de datos, por ejemplo mediante encuestas de satisfacción para adaptar más individualmente el entrenamiento.

Finalmente cabe destacar que, si bien este estudio se ha diseñado para personas parapléjicas usuarias de silla de ruedas, puede ser extrapolable para otras poblaciones que también la utilicen como método de desplazamiento o incluso para poblaciones que teniendo la funcionalidad de las piernas preservada, sean susceptibles de padecer síndrome subacromial, como método de prevención.

Discusión

CONCLUSIONES

Conclusiones

V. CONCLUSIONES

1. El entrenamiento de fuerza diseñado para este estudio incrementa la magnitud de la fuerza isométrica de forma generalizada en los movimientos de rotación interna y externa, flexión, extensión, abducción y aducción del hombro.
2. El entrenamiento de fuerza muscular diseñado es eficaz para incrementar el desarrollo de fuerza isocinética de los músculos que intervienen en la estabilización del tronco y el descenso de la cabeza humeral. Concretamente, en la fuerza valorada a 60°/s el incremento se produce en los movimientos de rotación interna y externa y extensión y en la valorada a 180°/s, los movimientos en los cuales se diagnostica un aumento son: la rotación interna y externa, la flexión y la extensión y la aducción.
3. El entrenamiento propuesto no actúa sobre el índice de masa corporal, que sobrepasa en todos los casos el límite normal. No obstante sí se produce una reducción del peso específico de las extremidades superiores.
4. El entrenamiento no mejora la mineralización de los huesos. Por otra parte, sí mejora las variables de composición corporal, ya que se reduce la masa grasa de los brazos y aumentan la masa muscular de brazos y la del área de interés.
5. El entrenamiento de fuerza mejora la funcionalidad de la extremidad superior en las personas que presentaban dolor al inicio del programa.
6. Las personas que sufren dolor en el hombro experimentan una disminución significativa del mismo después de la ejecución del programa de entrenamiento.

Conclusiones

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referencias bibliográficas

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Ditunno JF, Jr, Young W, Donovan WH, Creasey G. The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association. *Paraplegia* 1994;32:70-80.
- (2) Jacobs PL, Nash MS. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Med* 2004;34:727-751.
- (3) Miralles Marrero RC. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Barcelona ed.: Masson; 2000.
- (4) Daniels L, Worthingham C. *Muscle testing: techniques of manual examination*. Michigan: Michigan University; 1986.
- (5) Waters RL, Adkins RH, Yakura JS. Definition of complete spinal cord injury. *Paraplegia* 1991;29:573-581.
- (6) Mesard L, Carmody A, Mannarino E, Ruge D. Survival after spinal cord trauma. A life table analysis. *Arch Neurol* 1978;35:78-83.
- (7) Strauss DJ, Devivo MJ, Paculdo DR, Shavelle RM. Trends in life expectancy after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:1079-1085.
- (8) Zemper ED, Tate DG, Roller S, Forchheimer M, Chiodo A, Nelson VS, et al. Assessment of a holistic wellness program for persons with spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 2003;82:957-68.
- (9) Giner M, Delgado M, Miguel I, Forner JV, Miró R. *Guía de autocuidados para lesionados medulares*. Valencia: Generalitat Valenciana; 2006.
- (10) Dirección General de Tráfico. Ministerio del Interior. *Anuario estadístico de accidentes 2009*. 2010;128-10-010-9.
- (11) Bauman WA, Spungen AM. Metabolic changes in persons after spinal cord injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2000;11:109-140.
- (12) Green D, Hull RD, Mammen EF, Merli GJ, Weingarden SI, Yao JS. Deep vein thrombosis in spinal cord injury. Summary and recommendations. *Chest* 1992;102:633S-635S.
- (13) Curtis KA, Tyner TM, Zachary L, Lentell G, Brink D, Didyk T, et al. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord* 1999;37:421-429.
- (14) Castro MJ, Apple DF, Jr, Rogers S, Dudley GA. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle mechanics within the first 6 months of injury. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:128-131.

Referencias bibliográficas

- (15) Rochester L, Chandler CS, Johnson MA, Sutton RA, Miller S. Influence of electrical stimulation of the tibialis anterior muscle in paraplegic subjects. 1. Contractile properties. *Paraplegia* 1995;33:437-449.
- (16) Castro MJ, Apple DF, Jr, Hillegass EA, Dudley GA. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999;80:373-378.
- (17) Jones LM, Legge M, Goulding A. Intensive exercise may preserve bone mass of the upper limbs in spinal cord injured males but does not retard demineralisation of the lower body. *Spinal Cord* 2002;40:230-235.
- (18) Liu CC, Theodorou DJ, Theodorou SJ, Andre MP, Sartoris DJ, Szollar SM, et al. Quantitative computed tomography in the evaluation of spinal osteoporosis following spinal cord injury. *Osteoporos Int* 2000;11:889-896.
- (19) Goktepe AS, Yilmaz B, Alaca R, Yazicioglu K, Mohur H, Gunduz S. Bone density loss after spinal cord injury: elite paraplegic basketball players vs. paraplegic sedentary persons. *Am J Phys Med Rehabil* 2004;83:279-283.
- (20) Codman EA. The shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. Boston: Privately printed; 1934.
- (21) Yu J, McGarry MH, Lee YS, Duong LV, Lee TQ. Biomechanical effects of supraspinatus repair on the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14:655-715.
- (22) Lugo R, Kung P, Ma B. Shoulder Biomechanics. *Eur J Radiol* 2008;68:16-24.
- (23) Wu GE, van der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definition of joint coordinate systems of various joints for reporting of human joint motion-Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005;38:981-992.
- (24) Pedretti L, Beth M. Practice Skills for Physical Dysfunction. United States of America: Mosby; 1981.
- (25) Rogers JC, Holm MB. Accepting the challenge of outcome research: examining the effectiveness of occupational therapy practice. *Am J Occup Ther* 1994;48:871-874.
- (26) Organización Mundial de la Salud (OMS), Organización Panamericana de la Salud. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud: CIF. Madrid: IMSERSO; 2001.
- (27) Granger CV. Atención de la salud. Evaluación funcional del paciente crónico. Medicina Física y Rehabilitación. 4ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1993.

Referencias bibliográficas

- (28) Hervás MT, Navarro MJ, Peiró S, Rodrigo JL, López P, Martínez I. Versión española del cuestionario DASH. Adaptación transcultural, fiabilidad, validez y sensibilidad a los cambios. *Med Clin* 2006;12:441-447.
- (29) Dvir Z. *Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical implications*. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2004.
- (30) Hill AM, Bull AMJ, Dallalana RJ, Wallace AL, Johnson GR. Glenohumeral motion: review of measurement techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1137-1143.
- (31) Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 1995;18:9-13.
- (32) Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:44-48.
- (33) Subbarao J.V., Washburn R.A., Figoni S.F. Physical activity and chronic cardiovascular disease prevention in spinal cord injury: a comprehensive literature review. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 1998;3:16-32.
- (34) Apple D. Pain above the injury level. *Top spinal Cord Inj Rehabil* 2001;7:18-29.
- (35) Pentland W, McColl MA, Rosenthal C. The effect of aging and duration of disability on long term health outcomes following spinal cord injury. *Paraplegia* 1995;33:367-373.
- (36) Alm M, Saraste H, Norrbrink C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. *J Rehabil Med* 2008;40:277-283.
- (37) Gutierrez DD, Thompson L, Kemp B, Mulroy SJ, Physical Therapy Clinical Research Network, Rehabilitation Research and Training Center on Aging-Related Changes in Impairment for Persons Living with Physical Disabilities. The relationship of shoulder pain intensity to quality of life, physical activity, and community participation in persons with paraplegia. *J Spinal Cord Med* 2007;30:251-255.
- (38) Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 1993;21:238-242.
- (39) Apple D, Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder: the impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:676-678.
- (40) Gellman H, Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplejía and implications for independence: part I. *Paraplejia* 1994;32:211-218.
- (41) Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part II. *Paraplegia* 1994;32:219-224.

Referencias bibliográficas

- (42) Pentland WE, Twomey LT. Upper-Limb Function in Persons with Long-Term Paraplegia and Implications for Independence. Part 1. *Paraplegia* 1994;32:211-218.
- (43) Samuelsson KAM, Tropp H, Gerdle B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord* 2004;42:41-46.
- (44) Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:718-723.
- (45) Boninger ML, Towers JD, Cooper RA, Dicianno BE, Munin MC. Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev* 2001;38:401-408.
- (46) Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1208-1217.
- (47) Harryman DF, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg* 1990;72:1334-1343.
- (48) Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 1971;42:491-505.
- (49) Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:187-193.
- (50) Perry J, Gronley JK, Newsam CJ, Reyes ML, Mulroy SJ. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:350-355.
- (51) Silfverskiold J, Waters RL. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clin Orthop Relat Res* 1991;272:141-145.
- (52) Fullerton HD, Borckardt JJ, Alfano AP. Shoulder pain: a comparison of wheelchair athletes and nonathletic wheelchair users. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1958-1961.
- (53) Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:676-678.
- (54) Ferrara MS, Davis RW. Injuries to elite wheelchair athletes. *Paraplegia* 1990;28:335-341.
- (55) Bernard PL, Codine P. Isokinetic shoulder of paraplegics: observation of global and specific muscle ratio. *Int J Rehabil Res* 1997;20:91-98.
- (56) Dallmeijer AJ, van der Woude LH. Health related functional status in men with spinal cord injury: relationship with lesion level and endurance capacity. *Spinal Cord* 2001;39:577-583.

Referencias bibliográficas

- (57) Hawkins RJ, Kennedy JC. Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 1980;8:151-158.
- (58) Bernard PL, Codine P, Minier J. Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. *Spinal Cord* 2004;42:222-229.
- (59) Hastings J, Goldstein B. Paraplegia and the shoulder. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2004;15:699-718.
- (60) Irwin RW, Restrepo JA, Sherman A. Musculoskeletal Pain in Persons with Spinal Cord Injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2007;13:43-57.
- (61) III Jornadas MAPFRE sobre Valoración del Daño Corporal. Valoración del daño corporal. Lesiones en el miembro superior. Madrid: Mapfre; 2000.
- (62) Kapandji AI. Fisiología Articular. Río de Janeiro: Panamericana; 1998.
- (63) Neer CS. Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res* 1983;173:80-88.
- (64) Neer CS. Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the Shoulder. A preliminary report. *J Bone Joint Surg* 1972;54:41-50.
- (65) Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Músculos, pruebas funcionales. Postura y dolor. Madrid: Marbán; 2007.
- (66) Donatelli R. Fisioterapia del hombro. Barcelona: Jims; 1990.
- (67) Sociedad Española de Reumatología. Artrosis. Fisiopatología, diagnóstico y tratamiento. Madrid: Panamericana; 2010.
- (68) Lal S. Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. *Spinal Cord* 1998;36:186-189.
- (69) Martínez JL, Martínez J, Fuster I. Lesiones en el hombro y fisioterapia. Madrid: Arán Ediciones; 2006.
- (70) Boeckh-Behrens WU, Buskies W. Entrenamiento de la fuerza. Barcelona: Paidotribo; 2005.
- (71) Bigliani LU, Kelkar R, Flatow EL, Pollock RG, Mow VC. Glenohumeral stability. Biomechanical properties of passive and active stabilizers. *Clin Orthop Relat Res* 1996;330:13-30.
- (72) Mayer F, Axmann D, Horstmann T, Martini F, Fritz J, Dickhuth HH. Reciprocal strength ratio in shoulder abduction/adduction in sports and daily living. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1765-1769.

Referencias bibliográficas

- (73) Liusuwan RA, Widman LM, Abresch RT, Johnson AJ, McDonald CM. Behavioral intervention, exercise, and nutrition education to improve health and fitness (BENEFIT) in adolescents with mobility impairment due to spinal cord dysfunction. *J Spinal Cord Med* 2007;30:S119-26.
- (74) Andersen JH, Kaergaard A, Mikkelsen S, Jensen UF, Frost P, Bonde JP, et al. Risk factors in the onset of neck/shoulder pain in a prospective study of workers in industrial and service companies. *Occup Environl Med* 2003;60:649-645.
- (75) Frost P, Bonde JP, Mikkelsen S, Andersen JH, Fallentin N, Kaergaard A, et al. Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work. *Ame J Ind Med* 2002;41:11-18.
- (76) Pope DP, Silman AJ, Cherry NM, Pritchard C, Macfarlane GJ. Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Ann Rheum Dis* 2001;60:852-858.
- (77) Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *J Spinal Cord Med* 2005;28:434-470.
- (78) Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehabil Res Dev* 1992;29:12-28.
- (79) Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:608-613.
- (80) M. Giner. Dolor de hombro en lesionados medulares dorsales dependientes de silla de ruedas. Valencia: Servei de publicacions de la Universitat de València; 2009.
- (81) Weintraub W. Tendon & ligament healing. A new approach to sports and overuse injury. Brookline: Paradigm Publications; 2003.
- (82) Giner-Pascual M, Alcanyis-Alberola M, Querol F, Salinas-Huertas S, Garcia-Masso X, Gonzalez LM. Transdermal nitroglycerine treatment of shoulder tendinopathies in patients with spinal cord injuries. *Spinal Cord* [doi:10.1038/sc.2011.41].
- (83) López Chicharro J, Fernández Vaquero A. Fisiología del ejercicio. 3rd ed. Madrid: Panamericana; 2008.
- (84) Brown LE, Weir JP. Asep procedures recommendation i: accurate assessment of Muscular strength and power. *JEP online* 2001;4:1-21.
- (85) Sale DG. Neural adaptations to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 1998;20:S135-145.
- (86) Kelly BT, Kadrmas WR, Kirkendall DT, Speer KP. Optimal Normalization Test for Shoulder Muscle Activation: an electromyographic study. *J Orthop Res* 1996;14:647-653.

Referencias bibliográficas

- (87) Sale DG. Testing strength and power. Physiological testing of the high-performance athlete. 2nd ed. Champaign IL: Human Kinetics; 1991.
- (88) DeVries HA, Housh TJ. Physiology of exercise for physical education athletics, and exercise science. Iowa: Dubuque IA; 1994.
- (89) Weir JP, Wagner LL, Housh TJ. The effect of rest interval length on repeated maximal bench presses. *J Strength Cond Res* 1994;8:58-60.
- (90) Chandler J, Duncan P, Studenski S. Choosing the best strength measure in frail older persons: importance of task specificity. *Muscle Nerve Suppl* 1997;5:S47-51.
- (91) Gibala MJ, Interisano SA, Tarnopolsky MA, Roy BD, MacDonald JR, Yarasheski KE, et al. Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. *Can J Physiol Pharmacol* 2000;78:656-661.
- (92) Ikey M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurements *International Zeitschrift für Angewandte Physiologie* 1968 ;26:26-32.
- (93) Finer JT, Simmons RM, Spudich JA. Single myosin molecule mechanics: piconewton forces and nanometre steps. *Nature* 1994;368:113-119.
- (94) Sherrington CS. The integrative action of the nervous system. New Haven: Yale University Press; 1920.
- (95) Netter FH. Sistema Nervioso. Anatomía y fisiología. Barcelona: Masson; 2005.
- (96) American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:687-708.
- (97) Green HJ, Sutton JR, Coates G, Ali M, Jones S. Response of red cell and plasma volume to prolonged training in humans. *J Appl Physiol* 1991;70:1810-1815.
- (98) Cervera VO. Entrenamiento de fuerza y explosividad para la actividad física y el deporte de competición. 2nd ed. Barcelona: INDE; 1996.
- (99) Akabas SR, Bazy AR, DiMauro S, Haddad GG. Metabolic and functional adaptation of the diaphragm to training with resistive loads. *J Appl Physiol* 1989;66:529-535.
- (100) Bemben DA, Bemben MG. Dose-response effect of 40 weeks of resistance training on bone mineral density in older adults. *Osteoporos Int* 2011 ;22:179-186.
- (101) Adams KJ, O'shea JP, O'shea KL, Climstein M. The effect of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power production. *J Appl Sport Sci Res* 1992;6:36-41.

Referencias bibliográficas

- (102) Rutherford OM, Jones DA. The role of learning and coordination in strength training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1986;55:100-105.
- (103) Delorme TL, Watkins AL. Technics of progressive resistance exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 1948;29:263-273.
- (104) Evans WJ. Exercise training guidelines for the elderly. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:12-17.
- (105) Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979;58:115-130.
- (106) Pollock ML, Franklin BA, Balady GJ, Chaitman BL, Fleg JL, Fletcher B, et al. AHA Science Advisory. Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: benefits, rationale, safety, and prescription: An advisory from the Committee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention, Council on Clinical Cardiology, American Heart Association; Position paper endorsed by the American College of Sports Medicine. *Circulation* 2000;101:828-833.
- (107) McCall GE, Byrnes WC, Dickinson A, Pattany PM, Fleck SJ. Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. *J Appl Physiol* 1996;81:2004-2012.
- (108) Shinohara M, Kouzaki M, Yoshihisa T, Fukunaga T. Efficacy of tourniquet ischemia for strength training with low resistance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77:189-191.
- (109) Rooney KJ, Herbert RD, Balnave RJ. Fatigue contributes to the strength training stimulus. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:1160-1164.
- (110) Hakkinen K, Alen M, Komi PV. Changes in isometric force and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand* 1985;125:573-585.
- (111) González-Badillo JJ, Gorostiaga-Ayestarán E. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo. 3rd ed. Zaragoza: INDE; 2002.
- (112) Mange KC, Ditunno JF, Jr, Herbison GJ, Jaweed MM. Recovery of strength at the zone of injury in motor complete and motor incomplete cervical spinal cord injured patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:562-565.
- (113) Mange KC, Marino RJ, Gregory PC, Herbison GJ, Ditunno JF, Jr. Course of motor recovery in the zone of partial preservation in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:437-441.
- (114) Washburn RA, Figoni SF. Physical activity and chronic cardiovascular disease prevention in spinal cord injury: a comprehensive literature review. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 1998;3:16-32.
- (115) Janssen TW, van Oers CA, van der Woude LH, Hollander AP. Physical strain in daily life of wheelchair users with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:661-670.

Referencias bibliográficas

- (116) van Tulder MW, Assendelft WJ, Koes BW, Bouter LM. Method guidelines for systematic reviews in the Cochrane Collaboration Back Review Group for Spinal Disorders. *Spine* 1997;22:2323-2330.
- (117) Valent L, Dallmeijer A, Houdijk H, Talsma E, van der Woude L. The effects of upper body exercise on the physical capacity of people with a spinal cord injury: a systematic review. *Clin Rehabil* 2007;21:315-330.
- (118) Dyson-Hudson TA, Sisto SA, Bond Q, Emmons R, Kirshblum SC. Arm crank ergometry and shoulder pain in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:1727-1729.
- (119) Davis GM, Shephard RJ. Strength training for wheelchair users. *Br J Sports Med* 1990;24:25-30.
- (120) Hicks AL, Martin KA, Ditor DS, Latimer AE, Craven C, Bugaresti J, et al. Long-term exercise training in persons with spinal cord injury: effects on strength, arm ergometry performance and psychological well-being. *Spinal Cord* 2003;41:34-43.
- (121) Jacobs PL. Effects of resistance and endurance training in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:992-997.
- (122) Nash MS, Jacobs PL, Woods JM, Clark JE, Pray TA, Pumarejo AE. A comparison of 2 circuit exercise training techniques for eliciting matched metabolic responses in persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:201-209.
- (123) Bjerkefors A, Jansson A, Thorstensson A. Shoulder muscle strength in paraplegics before and after kayak ergometer training. *Eur J Appl Physiol* 2006;97:613-618.
- (124) El-Sayed MS, Younesian A. Lipid profiles are influenced by arm cranking exercise and training in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2005;43:299-305.
- (125) Nawoczenski DA, Ritter-Soronon JM, Wilson CM, Howe BA, Ludewig PM. Clinical trial of exercise for shoulder pain in chronic spinal injury. *Phys Ther* 2006;86:1604-1618.
- (126) Silva AC, Neder JA, Chiurciu MV, Pasqualin DC, da Silva RC, Fernandez AC, et al. Effect of aerobic training on ventilatory muscle endurance of spinal cord injured men. *Spinal Cord* 1998;36:240-245.
- (127) Rodgers MM, Keyser RE, Rasch EK, Gorman PH, Russell PJ. Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 2001;38:505-511.
- (128) Duran FS, Lugo L, Ramirez L, Eusse E. Effects of an exercise program on the rehabilitation of patients with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1349-1354.
- (129) Bjerkefors A, Thorstensson A. Effects of kayak ergometer training on motor performance in paraplegics. *Int J Sports Med* 2006;27:824-829.

Referencias bibliográficas

- (130) Jacobs PL, Nash MS, Rusinowski JW. Circuit training provides cardiorespiratory and strength benefits in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:711-717.
- (131) Melchiorri G, Andreoli A, Padua E, Sorge R, De Lorenzo A. Use of vibration exercise in spinal cord injury patients who regularly practise sport. *Funct Neurol* 2007;22:151-154.
- (132) Mukherjee G, Bhowmik P, Samanta A. Physical fitness training for wheelchair ambulation by the arm crank propulsion technique. *Clin Rehabil* 2001;15:125-132.
- (133) Nash MS, van de Ven I, van Elk N, Johnson BM. Effects of circuit resistance training on fitness attributes and upper-extremity pain in middle-aged men with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:70-75.
- (134) Yim SY, Cho KJ, Park CI, Yoon TS, Han DY, Kim SK, et al. Effect of wheelchair ergometer training on spinal cord-injured paraplegics. *Yonsei Med J* 1993;34:278-286.
- (135) Le Foll-de Moro D, Tordi N, Lonsdorfer E, Lonsdorfer J. Ventilation efficiency and pulmonary function after a wheelchair interval-training program in subjects with recent spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:1582-1586.
- (136) Keyser RE, Rasch EK, Finley M, Rodgers MM. Improved upper-body endurance following a 12-week home exercise program for manual wheelchair users. *J Rehabil Res Dev* 2003;40:501-510.
- (137) Hulley SB, Cummings SR. *Diseño de la investigación clínica*. Barcelona: Doyma; 1993.
- (138) Duyar I, Pelin C. Body height estimation based on tibia length in different stature groups. *Am J Phys Anthropol* 2003;122:23-27.
- (139) Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:453-457.
- (140) Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand: the upper extremity collaborative group). *Am J Ind Med* 1996;29:602-608.
- (141) Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW. A quantitative histological study of the vascularity of the rotator cuff tendon. *J Bone Joint Surg* 1992;74:151-153.
- (142) Roy JS, Macdermid JC, Woodhouse LJ. Measuring Shoulder Function: A Systematic Review of Four Questionnaires. *Arthritis & Rheumatism* 2009;61:623-632.
- (143) Itzkovich M, Gelernter I, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramee MT, Craven BC, et al. The Spinal Cord Independence Measure (SCIM) version III: reliability and validity in a multi-center international study. *Disabil Rehabil* 2007 30;29:1926-1933.

Referencias bibliográficas

- (144) Catz A, Itzkovich M. Spinal Cord Independence Measure: comprehensive ability rating scale for the spinal cord lesion patient. *J Rehabil Res Dev* 2007;44:65-68.
- (145) Pandya S, Dilek N, Martens W, Thornton C, Moxley RT. Test/retest and machine/machine reliability of Dual Energy X-ray Absorptiometry (DEXA) measurements in patients with DM-1 and DM-2. *Medizinische Genetik* 2009;21:440.
- (146) Meeteren J, Roebroek ME, Stam HJ. Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J Rehabil Med* 2002 Mar;34:91-95.
- (147) Arroyo-Aljaro R, González-Viejo MA. Validación al castellano del Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI). *Rehabilitación* 2009;43:2-9.
- (148) Mohanty NK. Prediction of height from percutaneous tibial length amongst Oriya population. *Forensic Sci Int* 1998 21;98:137-141.
- (149) Kakebeeke TH, Lechner HE, Handschin C. Reproducibility analysis of isokinetic strength measurements of shoulder and elbow muscles in subjects with spinal cord injury. *Isokinet Exerc Sci* 2005;13:279-284.
- (150) Lighthall-Haubert L, Requejo PS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Bontrager E, Gronley JK, et al. Comparison of Shoulder Muscle Electromyographic Activity During Standard Manual Wheelchair and Push-Rim Activated Power Assisted Wheelchair Propulsion in Persons With Complete Tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2009 11;90:1904-1915.
- (151) Edwards RH, Young A, Hosking GP, Jones DA. Human skeletal muscle function: description of tests and normal values. *Clin Sci Mol Med* 1977;52:283-290.
- (152) Chaffin DB. Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *Am Ind Hyg Assoc J* 1975;36:505-511.
- (153) Gleeson NP, Mercer TH. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Med* 1996;21:18-34.
- (154) Mayer F, Horstmann T, Röcker K, Heitkamp HC, Dickhuth HH. Normal values of isokinetic maximum strength, the strength/velocity curve, and the angle at peak torque of all degrees of freedom in the shoulder. *Int J Sports Med* 1994;15:S19-S25.
- (155) Mayer F, Billow H, Horstmann T, Martini F, Niess A, Rucker K, et al. Muscular fatigue, maximum strength and stress reactions of the shoulder musculature in paraplegics. *Int J Sports Med* 1999;20:487-493.
- (156) Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA. The abductor and adductor strength characteristics of professional baseball pitchers. *Int J Sports Med* 1995;23:307-311.
- (157) Kannus P. Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 1994;15:S11-8.

Referencias bibliográficas

- (158) Walmsley R. Movements of the axis of rotation of the glenohumeral Joint while working on the Cybex II dynamometer. Part I: flexion/ extensión. *Isokinet Exerc Sci* 1993;3:16-20.
- (159) Smith J, Padgett DJ, Kotajarvi BRE, J.J. Isokinetic and isometric shoulder rotation strength in the protracted position: a reliability study. *Isokinet Exerc Sci* 2001;9:119-127.
- (160) Jobe CM. Superior glenoid impingement. *Clin Orthop Relat Res* 1996;330:98-107.
- (161) Lucas DB. Biomechanics of the shoulder joint. *Arch Surg* 1973;107:425-433.
- (162) Hickson RC, Hidaka K, Foster C. Skeletal muscle fiber type, resistance training, and strength-related performance. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:593-598.
- (163) Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *J Strength Cond Res* 2006;20:252-256.
- (164) McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 2001;29:26-31.
- (165) Delavier F. Guía de los movimientos de musculación: descripción anatómica. Barcelona: Paidotribo; 2004.
- (166) Field A. Discovering statistics using SPSS. 2nd ed. London: Sage Publications; 2005.
- (167) Gracia D. Between the clinical trial and clinical ethics: good clinical practices. *Med Clin (Barc)* 1993;100:333-336.
- (168) Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. Effects of unilateral concentric-only dynamic constant external resistance training. *Int J Sports Med* 1996;17:338-343.
- (169) Toca-Herrera JL, Gallach JE, Gomis M, Gonzalez LM. Cross-education after one session of unilateral surface electrical stimulation of the rectus femoris. *J Strength Cond Res* 2008;22:614-618.
- (170) Dvir Z. Isokinetic measurements using short range of motion: A new approach to the assessment of muscle function. *Isokinet Exerc Sci* 2003;11:9-12.
- (171) Kim K, Kim H, Ilan J. Effects of the shoulder horn and ightweight dumbbell training on shoulder external rotators. *J Phys Ther Sci* 2008;20:239-242.
- (172) Leroux JL, Hebert P, Mouilleron P, Thomas E, Bonnel F, Blotman F. Postoperative shoulder rotators strength in stages II and III impingement syndrome. *Clin Orthop Relat Res* 1995;320:46-54.
- (173) Wilk KE, Arrigo CA, Andrews JR. Isokinetic Testing of the Shoulder Abductors and Adductors: Windowed vs Nonwindowed Data Collection. *J Orthop Sports Phys Ther* 1992;15:107-112.

Referencias bibliográficas

- (174) Handel M, Dickhuth HH, Mayer F, Gülch RW. Prerequisites and limitations to isokinetic measurements in humans. Investigations on a servomotor-controlled dynamometer. *J Appl Physiol* 1996;73:225-230.
- (175) Gelis A, Dupeyron A, Legros P, Benaim C, Pelissier J, Fattal C. Pressure ulcer risk factors in persons with spinal cord injury part 2: the chronic stage. *Spinal Cord* 2009;47:651-661.
- (176) Murphy AJ, Wilson GJ, Pryor JF. Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle. *J Appl Biomech* 1995;11:205-215.
- (177) Christ CB, Boileau RA, Slaughter MH, Stillman RJ, Cameron J. The effect of test protocol instructions on the measurement of muscle function in adult women. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:502-510.
- (178) Thompson MC, Shingleton LG, Kegerreis ST. Comparison of values generated during testing of the knee using the Cybex II Plus and Biodex Model B-2000 Isokinetic Dynamometers. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;11:108-115.
- (179) Kotajarvi BR, Basford JR, An KN. Upper-extremity torque production in men with paraplegia who use wheelchairs. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:441-446.
- (180) Murray MP, Gore DR, Gardner GM, Mollinger LA. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clin Orthop Relat Res* 1985;192:268-273.
- (181) Ambrosio F, Boninger ML, Souza AL, Fitzgerald SG, Koontz AM, Cooper RA. Biomechanics and strength of manual wheelchair users. *J Spinal Cord Med* 2005;28:407-414.
- (182) May LA, Burnham RS, Steadward RD. Assessment of isokinetic and hand-held dynamometer measures of shoulder rotator strength among individuals with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:251-255.
- (183) Demura S, Miyaguchi K, Aoki H. The difference in output properties between dominant and nondominant limbs as measured by various muscle function tests. *J Strength Cond Res* 2010;24:2816-2820.
- (184) Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med* 1995;23:270-275.
- (185) Clisby EF, Bitter NL, Sandow MJ, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S. Relative contributions of the infraspinatus and deltoid during external rotation in patients with symptomatic subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17:875-925.
- (186) Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1995;10:369-373.

Referencias bibliográficas

- (187) Zoeller RF, Jr, Riechman SE, Dabayeb IM, Goss FL, Robertson RJ, Jacobs PL. Relation between muscular strength and cardiorespiratory fitness in people with thoracic-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:1441-1446.
- (188) Akuthota V, Chou LH, Drake DF, Nadler SF, Toledo SD. Sports and performing arts medicine. 2. Shoulder and elbow overuse injuries in sports. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:S52-8.
- (189) Dvir Z, Berme N. The shoulder complex in elevation of the arm: a mechanism approach. *J Biomech* 1978;11:219-225.
- (190) Borstad JD, Buetow B, Deppe E, Kyllonen J, Liekhus M, Cieminski CJ, et al. A longitudinal analysis of the effects of a preventive exercise programme on the factors that predict shoulder pain in construction apprentices. *Ergonomics* 2009;52:232-244.
- (191) Ludewig PM, Reynolds JF. The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *JOSPT* 2009;39:90-104.
- (192) Brizuela G, Sinz S, Aranda R, Martínez I. Efecto del pedaleo de brazos sobre el sistema cardiorrespiratorio de las personas con tetraplejia. *RICYDE* 2010;21:297-310.
- (193) Harvey LA, Herbert RD. Muscle stretching for treatment and prevention of contracture in people with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2002;40:1-9.
- (194) Arva J, Fitzgerald SG, Cooper RA, Boninger ML. Mechanical efficiency and user power requirement with a pushrim activated power assisted wheelchair. *Med Eng Phys* 2001;23:699-705.
- (195) Jones LM, Goulding A, Gerrard DF. DEXA: a practical and accurate tool to demonstrate total and regional bone loss, lean tissue loss and fat mass gain in paraplegia. *Spinal Cord* 1998;36:637-640.
- (196) Humphries B, Newton RU, Bronks R, Marshall S, McBride J, Triplett-McBride T, et al. Effect of exercise intensity on bone density, strength, and calcium turnover in older women. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1043-1050.
- (197) Dalsky GP, Stocke KS, Ehsani AA, Slatopolsky E, Lee WC, Birge SJ, Jr. Weight-bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women. *Ann Intern Med* 1988;108:824-828.
- (198) Brentano MA, Cadore EL, Da Silva EM, Ambrosini AB, Coertjens M, Petkowicz R, et al. Physiological adaptations to strength and circuit training in postmenopausal women with bone loss. *J Strength Cond Res* 2008;22:1816-1825.
- (199) Schoutens A, Laurent E, Poortmans JR. Effects of inactivity and exercise on bone. *Sports Med* 1989;7:71-81.

Referencias bibliográficas

- (200) Liu CW, Chen SC, Chen CH, Chen TW, Chen JJ, Lin CS, et al. Effects of functional electrical stimulation on peak torque and body composition in patients with incomplete spinal cord injury. *Kaohsiung J Med Sci* 2007;23:232-240.
- (201) Marques EA, Wanderley F, Machado L, Sousa F, Viana JL, Moreira-Goncalves D, et al. Effects of resistance and aerobic exercise on physical function, bone mineral density, OPG and RANKL in older women. *Exp Gerontol* 2011 Feb 23.
- (202) Sesboüé B, Guincestre JY. La fatiga muscular. *Annales de réadaptation et de médecine physique* 2006;49:257-264.

Referencias bibliográficas

ANEXOS

Anexos

VIII. ANEXOS

ANEXO I

VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA
Vicerectorat d'Investigació i Política Científica

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 22 de julio de 2010, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

"Determinación de los efectos del entrenamiento de fuerza de la cintura escapular en parapléjicos usuarios de silla de ruedas", cuyo investigador principal es D. Luis Millán González Moreno, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintidós de julio de dos mil diez .

Fernando Verdú Pascual
Profesor Titular de Medicina Legal y Forense



**Certifico la precisión e
integridad de este
documento**
2010.07.23 11:44:11 +02'00'

ANEXO II

CARTA EXPLICATIVA

ESTUDIO: ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA EN PERSONAS CON PARAPLEJIA

¿En qué consiste?

El estudio consiste en la realización de un Programa de Entrenamiento de la Fuerza de las Extremidades Superiores con el objetivo de reducir los desequilibrios musculares del brazo que se crean en personas usuarias de sillas de ruedas por el uso continuado de la misma.

En cada sesión se potenciará de forma específica la musculatura de los brazos mediante ejercicios guiados con una fisioterapeuta.

La intensidad de la sesión se adaptará a las características de cada persona para conseguir un tratamiento completamente personalizado.

¿Durante cuánto tiempo?

El programa durará **8 semanas** con **3 sesiones a la semana** (lunes, miércoles y viernes). Cada sesión durará aproximadamente **1 hora**.

Habrà un horario de mañana (9-10:30h) y otro de tarde (17:30 a 19:00h).

¿Dónde?

En la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte (C/Gascó Oliag, 5, Valencia).

¿Por qué me conviene participar en el estudio?

El dolor en el miembro superior es el síntoma más común en los pacientes con lesión medular, siendo la articulación del hombro, dentro de la extremidad superior, la que más problemas de dolor ocasiona.

Este programa pretende ayudar a mejorar la capacidad de generar fuerza de las extremidades superiores en las personas con paraplejia usuarias de silla de ruedas. Este aumento específico de fuerza en los brazos, a su vez permitirá, por un lado, prevenir el desarrollo de lesiones y por tanto del dolor, y por otro, mejorar la sintomatología asociada a las lesiones frecuentes en este grupo de población.

ANEXO III

WUSPI. Wheelchair Users Shoulder Pain Index

Coloque una X en la escala para estimar su nivel de dolor con las siguientes actividades. Marque la caja [] de la derecha si no ha realizado la actividad en la semana pasada.

Basado en su experiencia de la semana pasada, ¿con qué intensidad le ha dolido el hombro cuando estaba:

1. pasando desde una cama a una silla de ruedas?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
2. pasando desde una silla de ruedas a un coche?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
3. pasando desde una silla de ruedas a un baño o ducha?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
4. cargando una silla de ruedas en el coche?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
5. empujando una silla durante 10 minutos o más?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
6. empujando una silla hacia arriba en rampas o pendientes exteriores?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
7. bajando objetos desde un estante situado por encima de la cabeza?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
8. colocándose los pantalones?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
9. colocándose una camiseta o jersey?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
10. colocándose una camisa de botones?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
11. lavándose la espalda?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
12. en actividades habituales diarias en el trabajo, el colegio o la universidad?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
13. conduciendo?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
14. realizando las tareas del hogar?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []
15. durmiendo?
Sin dolor[] _____ Peor dolor nunca experimentado []

Anexos

ANEXO IV

DASH

Por favor puntúe su habilidad o capacidad para realizar las siguientes actividades durante la última semana. Para ello marque con un círculo el número apropiado para cada respuesta.

	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad Moderada	Mucha dificultad	Imposible realizar
1.-Abrir un bote de cristal nuevo	1	2	3	4	5
2.-Escribir	1	2	3	4	5
3.- Girar una llave	1	2	3	4	5
4.- Preparar la comida	1	2	3	4	5
5.-Empujar y abrir una puerta pesada	1	2	3	4	5
6.-Colocar un objeto en una estantería situadas por encima de su cabeza	1	2	3	4	5
7.-Realizar tareas duras de la casa (p. ej. fregar el piso, limpiar paredes, etc.)	1	2	3	4	5
8.-Arreglar el jardín	1	2	3	4	5
9.-Hacer la cama	1	2	3	4	5
10.-Cargar una bolsa del supermercado o un maletín.	1	2	3	4	5
11.- Cargar con un objeto pesado (más de 5 Kilos)	1	2	3	4	5
12.- Cambiar una bombilla del techo o situada más alta que su cabeza.	1	2	3	4	5
13.-Lavarse o secarse el pelo	1	2	3	4	5
14.-Lavarse la espalda	1	2	3	4	5
15.- Ponerse un jersey o un suéter	1	2	3	4	5

16.-Usar un cuchillo para cortar la comida	1	2	3	4	5
17.-Actividades de entretenimiento que requieren poco esfuerzo (p. ej. jugar a las cartas, hacer punto, etc.)	1	2	3	4	5
18.-Actividades de entretenimiento que requieren algo de esfuerzo o impacto para su brazo, hombro o mano (p. ej. golf, martillar, tenis o a la petanca)	1	2	3	4	5
19.-Actividades de entretenimiento en las que se mueva libremente su brazo (p. ej. jugar al platillo "frisbee", badminton, nadar, etc.)	1	2	3	4	5
20.- Conducir o manejar sus necesidades de transporte (ir de un lugar a otro)	1	2	3	4	5
21.- Actividad sexual	1	2	3	4	5
	No, para nada	Un poco	Regular	Bastante	Mucho
22.- Durante la última semana, ¿su problema en el hombro, brazo o mano ha interferido con sus actividades sociales normales con la familia, sus amigos, vecinos o grupos?	1	2	3	4	5
23.- Durante la última semana, ¿ha tenido usted dificultad para realizar su trabajo u otras actividades cotidianas debido a su problema en el brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5

Anexos

Por favor ponga puntuación a la gravedad o severidad de los siguientes síntomas:					
	Ninguno	Leve	Moderado	Grave	Muy grave
24.-Dolor en el brazo, hombro o mano.	1	2	3	4	5
25.- Dolor en el brazo, hombro o mano cuando realiza cualquier actividad específica.	1	2	3	4	5
26.-Sensación de calambres (hormigueos y alfilerazos) en su brazo hombro o mano.	1	2	3	4	5
27.-Debilidad o falta de fuerza en el brazo, hombro, o mano.	1	2	3	4	5
28.-Rigidez o falta de movilidad en el brazo, hombro o mano.	1	2	3	4	5
	No	Leve	Moderada	Grave	Dificultad extrema
29.- Durante la última semana, ¿Cuánta dificultad ha tenido para dormir debido a dolor en el brazo, hombro o mano?.	1	2	3	4	5
	Totalmente falso	Falso	No lo sé	Cierto	Totalmente Cierto
30.- Me siento menos capaz, confiado o útil debido a mi problema en el brazo, hombro, o mano	1	2	3	4	5

Módulo de Trabajo (Opcional)

Las siguientes preguntas se refieren al impacto que tiene su problema del brazo, hombro o mano en su capacidad para trabajar (incluyendo las tareas de la casa si ese es su trabajo principal)

Por favor, indique cuál es su trabajo/ocupación: _____

Yo no trabajo (usted puede pasar por alto esta sección) .

Marque con un círculo el número que describa mejor su capacidad física en la semana pasada.

¿Tuvo usted alguna dificultad...

	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad Moderada	Mucha dificultad	Imposible
1. para usar su técnica habitual para su trabajo?	1	2	3	4	5
2. para hacer su trabajo habitual debido al dolor del hombro, brazo o mano?	1	2	3	4	5
3. para realizar su trabajo tan bien como le gustaría?	1	2	3	4	5
4. para emplear la cantidad habitual de tiempo en su trabajo?	1	2	3	4	5

Actividades especiales deportes/músicos (Opcional)

Las preguntas siguientes hacen referencia al impacto que tiene su problema en el brazo, hombro o mano para tocar su instrumento musical, practicar su deporte, o ambos. Si usted practica más de un deporte o toca más de un instrumento (o hace ambas cosas), por favor conteste con respecto a la actividad que sea más importante para usted. Por favor, indique el deporte o instrumento que sea más importante para usted.

¿Tuvo alguna dificultad...

	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad moderada	Mucha dificultad	Imposible
para usar su técnica habitual al tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5
para usar su técnica habitual al tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5
para tocar su instrumento habitual o practicar su deporte debido a dolor en el brazo, hombro o mano ?	1	2	3	4	5
para tocar su instrumento o practicar su deporte tan bien como le gustaría?	1	2	3	4	5
para emplear la cantidad de tiempo habitual para tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5

ANEXO V

SCIM

AUTOCUIDADOS

1- ALIMENTACIÓN

0- Parenteral, por gastrostomía o total asistencia en alimentación oral

1- Necesita asistencia parcial para comer y/o beber

2- Come independiente, necesita dispositivos adaptación o asistencia solo para cortar,servir,abrir

3- Come y bebe independiente, no requiere dispositivos

2- BAÑO (Enjabonarse, lavarse, secarse cuerpo y cabeza, abrir grifo) **A- SUPERIOR B- INFERIOR**

A. 0. Requiere total asistencia

1. Requiere parcial asistencia

2. Baño independiente con adaptaciones o asientos específicos (barras, sillas)

3. Baño independiente sin dispositivos adaptativos, ni asientos específicos.

B. 0. Requiere asistencia total

1. Requiere asistencia parcial

2. Baño independiente con dispositivos de adaptación o asientos específicos.

3. Baño independiente sin dispositivos ni asientos

3- VESTIDO (Ropas, zapatos, ortesis, vestirse y desnudarse) **A- SUPERIOR B-INFERIOR**

A. 0. Requiere asistencia total

1. Requiere asistencia parcial con ropas sin botones, cremalleras, lazos

2. Independiente ropas sin botones, cremalleras...requiere dispositivos adaptativos

3. Independiente ropas con botones, cremalleras..requiere dispositivos adaptativos

4. Independiente para cualquier ropa sin dispositivos

B. 0. Requiere asistencia total

1. Requiere asistencia parcial con ropas sin botones, cremalleras, lazos

2. Independiente ropas sin botones, cremalleras...requiere dispositivos adaptativos

3. Independiente ropas con botones, cremalleras..requiere dispositivos adaptativos

4. Independiente para cualquier ropa sin dispositivos

4. ACICALAMIENTO (cara, uñas, dientes, afeitado, maquillaje)

0- Requiere asistencia total

1. Requiere asistencia parcial

2. Independiente acicalamiento con dispositivos

3. Independiente acicalamiento sin dispositivos.

SUBTOTAL 0-20

RESPIRACIÓN Y MANEJO DE ESFÍNTERES

5. Respiración

- 0- Requiere tubo traqueal y permanente o intermitente respiración asistida
- 2- Respiración independiente con tubo traqueal, requiere oxígeno y mucha asistencia de la tos
- 4- Respiración independiente con tubo traqueal y ocasional asistencia de la tos
- 6- Respiración independiente sin tubo traqueal, con O2, mucha asistencia tos, CPAP, BIPAP
- 8- Respiración independiente sin tubo traqueal, requiere pequeña asistencia tos
- 10- Respiración independiente sin asistencia o dispositivos

6. Manejo de esfínteres- Vejiga

- 0- Catéter permanente
- 3- Residuo mayor 100cc, cateterización intermitente asistida
- 6- Residuo menor 100cc o autocateterización, ayuda para aplicar la sonda
- 9- Autocateterización intermitente, uso de colector o pañal. No ayuda para aplicar la sonda
- 11-Autocateterización intermitente, continente entre sondajes, no usa colector ni pañal
- 13-Residuo menor de 100cc, necesita colector o pañal, no requiere cateterización
- 15-Residuo menor de 100cc, continente, no necesita colector, ni pañal, ni catéter

7. Manejo de esfínteres- Intestino

- 0- Movimiento intestinal irregular o muy poco frecuente (menos de una vez cada 3 días)
- 5- Defecación regular con asistencia (supositorio). Accidentes raros (menos 1 al mes)
- 8- Defecación regular sin asistencia, Accidentes raros (menos de 1 al mes)
- 10 -Defecación regular, sin asistencia ni accidentes

8. Uso del WC (higiene perineal, colocación de ropa antes/después, colocación de pañales)

- 0- Requiere asistencia total
- 1- Asistencia parcial, no se limpia el mismo
- 2- Asistencia parcial, se limpia el mismo
- 4- Uso WC independiente para todas las tareas con dispositivos adaptación (barras o silla especial)
- 5- Uso WC independiente sin dispositivos ni silla especial

SUBTOTAL 0-40

Anexos

Movilidad (Habitación y cuarto de baño)

9. Cama

0- Necesita asistencia en todas las actividades (ladear mitad superior cuerpo en cama, ladear mitad inferior cuerpo en cama, sentarse en cama, pulsar sin o con dispositivos, pero sin ayudas electrónicas)

2- Hace una de las actividades sin asistencia

4- Hace 2 o 3 actividades sin asistencia

6- Consigue toda la movilidad en cama y actividades de liberación de presión independiente

10. Transferencia : cama-silla

0- Requiere total asistencia

1- Necesita asistencia parcial o supervisión o dispositivo de adaptación

2- Independiente o no necesita silla de ruedas

11. Transferencias: silla- WC

0- Requiere asistencia total

1- Requiere asistencia parcial o supervisión o dispositivos (barras)

2- Independiente o no requiere silla de ruedas

Movilidad (en casa y fuera de casa)

12. Movilidad en casa

0- Requiere asistencia total

1- Necesita silla electrónica o asistencia parcial con silla manual

2- Se mueve independiente en silla manual

3- Requiere supervisión cuando camina, con o sin dispositivos

4- Camina con andador o muletas (balanceante)

5- Camina con muletas o dos bastones (marcha recíproca)

6- Camina con un bastón

7- Necesita sólo ortesis de pierna

8- Camina sin ninguna ayuda

13. Movilidad para distancias moderadas fuera de casa (10-100 m)

0- Requiere asistencia total

1- Necesita silla electrónica o asistencia parcial con silla manual

2- Se mueve independiente en silla manual

3- Requiere supervisión cuando camina, con o sin dispositivos

4- Camina con andador o muletas (balanceante)

5- Camina con muletas o dos bastones (marcha recíproca)

6- Camina con un bastón

7- Necesita sólo ortesis de pierna

8- Camina sin ninguna ayuda

14. Movilidad fuera de casa (más de 100 m)

- 0- Requiere asistencia total
- 1- Necesita silla electrónica o asistencia parcial con silla manual
- 2- Se mueve independiente en silla manual
- 3- Requiere supervisión cuando camina, con o sin dispositivos
- 4- Camina con andador o muletas (balanceante)
- 5- Camina con muletas o dos bastones (marcha recíproca)
- 6- Camina con un bastón
- 7- Necesita sólo ortesis de pierna
- 8- Camina sin ninguna ayuda

15. Escaleras

- 0- No puede subir ni bajar
- 1- Sube o baja al menos tres escalones con ayuda o supervisión
- 2- Sube o baja al menos 3 escalones con pasamanos, bastón, muletas
- 3- Sube o baja sin ayudas ni supervisión , 3 escalones o más

16. Transferencia silla-coche (Acercarse al coche, retirar reposapiés y reposabrazos, transferirse al coche, subir la silla)

- 0- Requiere asistencia total
- 1- Asistencia parcial y/o supervisión o dispositivos adaptativos
- 2- Independiente para transferencias, sin dispositivos o no necesita silla

17. Transferencias: Suelo-silla

- 0- Requiere asistencia
- 1- Transferencia independiente con o sin dispositivos de adaptación o no requiere silla

SUBTOTAL 0-40

PUNTUACIÓN TOTAL SCIM 0-100

ANEXO VI PUNTUACIONES DE LOS CUESTIONARIOS

PUNTUACIONES WUSPI			
	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
1. Pasando desde una cama a una silla de ruedas	0,36 (0,52)	0,49 (0,85)	0,23 (0,49)
2. Pasando desde una silla de ruedas a un coche	0,51 (0,72)	0,56 (0,77)	0,44 (0,79)
3. Pasando desde una silla de ruedas a un baño o ducha	0,46 (0,80)	0,95 (1,76)	0,34 (0,80)
4. Cargando una silla de ruedas en el coche	1,19 (1,77)	1,19 (1,89)	0,71 (1,60)
5. Empujando una silla durante 10 minutos o más	1,60 (2,21)	1,64 (2,07)	0,74 (1,86)
6. Empujando una silla hacia arriba en rampas o pendientes exteriores	1,39 (2,31)	1,33 (1,97)	1,04 (2,30)
7. Bajando objetos desde un estante situado por encima de la cabeza	1,27 (2,28)	1,40 (2,33)	0,79 (1,86)
8. Colocándose los pantalones	0,90 (1,95)	0,86 (1,91)	0,56 (1,93)
9. Colocándose una camiseta o jersey	0,75 (2,17)	0,80 (2,16)	0,63 (2,18)
10. Colocándose una camisa de botones	0,73 (2,40)	0,74 (2,40)	0,63 (2,42)
11. Lavándose la espalda	0,94 (2,64)	0,87 (2,63)	0,74 (2,66)
12. En actividades habituales diarias en el trabajo, el colegio o la universidad	1,03 (2,89)	1,16 (2,87)	0,91 (2,90)
13. Conduciendo	1,17 (3,13)	1,11 (3,14)	0,81 (3,15)
14. Realizando las tareas del hogar	1,79 (3,55)	1,56 (3,44)	1,19 (3,38)
15. Durmiendo	2,05 (3,94)	1,72 (3,93)	1,51 (3,94)

PUNTUACIONES DASH			
	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3
1. Abrir un bote de cristal nuevo	1,27(0,59)	1,20(0,41)	1,27(0,59)
2. Escribir	1 (0,00)	1 (0,00)	1,07 (0,26)
3. Girar una llave	1,20(0,41)	1,20 (0,41)	1 (0,00)
4. Preparar la comida	1,73(0,96)	1,60(0,74)	1,53 (0,83)
5. Empujar y abrir una puerta pesada	2,07 (0,96)	2,00 (0,85)	1,73 (0,70)
6. Colocar un objeto en una estantería situadas por encima de su cabeza	1,8 (0,77)	2,00 (0,76)	1,53 (0,83)
7. Realizar tareas duras de la casa (p. ej. fregar el piso, limpiar paredes, etc.)	2,67 (1,05)	2,53 (0,99)	2,20 (1,21)
8. Arreglar el jardín	2,8 (1,15)	2,40 (1,12)	2,33 (1,11)
9. Hacer la cama	2,13 (0,99)	2,00 (1,00)	1,93 (1,1)
10. Cargar una bolsa del supermercado o un maletín	2,07 (0,23)	2,13 (1,06)	1,67 (0,98)
11. Cargar con un objeto pesado (más de 5 Kilos)	2,07 (0,96)	2,13 (1,13)	2,00 (1,00)
12. Cambiar una bombilla del techo o situada más alta que su cabeza	2,40 (1,50)	2,60 (1,40)	1,93 (1,49)
13. Lavarse o secarse el pelo	1,40 (0,74)	1,33 (0,72)	1,20 (0,56)
14. Lavarse la espalda	1,87 (0,99)	1,80 (1,08)	1,33 (0,82)
15. Ponerse un jersey o un suéter	1,20 (0,56)	1,27 (0,59)	1,33 (0,62)
16. Usar un cuchillo para cortar la comida	1,13 (0,35)	1,07 (0,26)	1,07 (0,26)

Anexos

17. Actividades de entretenimiento que requieren poco esfuerzo (p. ej. jugar a las cartas, hacer punto, etc.)	1,07 (0,26)	1,07 (0,26)	1 (0,00)
18. Actividades de entretenimiento que requieren algo de esfuerzo o impacto para su brazo, hombro o mano (p. ej. golf, martillar, tenis o a la petanca)	1,73 (0,88)	1,80 (0,68)	1,73 (0,70)
19. Actividades de entretenimiento en las que se mueva libremente su brazo (p. ej. jugar al platillo "frisbee", badminton, nadar, etc.)	1,73 (0,96)	1,73 (1,03)	1,53 (0,83)
20. Conducir o manejar sus necesidades de transporte (ir de un lugar a otro)	1,27 (0,59)	1,33 (0,62)	1,27 (0,59)
21. Actividad sexual	2,07 (1,16)	2,13 (1,06)	2,20 (1,21)
22. Durante la última semana, ¿ su problema en el hombro, brazo o mano ha interferido con sus actividades sociales normales con la familia, sus amigos, vecinos o grupos?	1,47 (0,92)	1,60 (0,91)	1,27 (0,60)
23. Durante la última semana, ¿ha tenido usted dificultad para realizar su trabajo u otras actividades cotidianas debido a su problema en el brazo, hombro o mano?	1,60 (1,06)	1,60 (1,06)	1,13 (0,36)
24. Dolor en el brazo, hombro o mano.	1,47 (0,64)	1,47 (0,64)	1,40 (0,63)
25. Dolor en el brazo, hombro o mano cuando realiza cualquier actividad específica.	1,60 (0,63)	1,53 (0,64)	1,47 (0,64)
26 Sensación de calambres (hormigueos y alfilerazos) en su brazo hombro o mano	1,80 (0,86)	1,87 (0,92)	1,33 (0,62)

27. Debilidad o falta de fuerza en el brazo, hombro, o mano	1,27 (0,46)	1,40 (0,51)	1,33 (0,62)
28. Rigidez o falta de movilidad en el brazo, hombro o mano	1,20 (0,41)	1,13 (0,35)	1,13 (0,35)
29. Durante la última semana, ¿Cuánta dificultad ha tenido para dormir debido a dolor en el brazo, hombro o mano?	1,40 (0,63)	1,33 (0,62)	1,33 (0,62)
30. Me siento menos capaz, confiado o útil debido a mi problema en el brazo, hombro, o mano	1,03 (0,92)	1,33 (0,62)	1,40 (0,73)
