
VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

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



**“METODOLOGÍA PARA LA ESTIMACIÓN DEL GASTO ENERGÉTICO
EN LESIONADOS MEDULARES MEDIANTE EL EMPLEO DE
ACELERÓMETROS”**

TESIS DOCTORAL

PROGRAMA DE DOCTORADO 987-122A

DPTO. EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

PRESENTADA POR:

D. XAVIER GARCÍA MASSÓ

DIRIGIDA POR:

DR. D. LUIS-MILLÁN GONZÁLEZ MORENO

DRA. DÑA. PILAR SERRA AÑÓ

VALENCIA, 2012

Este trabajo ha sido presentado en Octubre de 2012 en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Facultad de Educación Física y Ciencias del Deporte de la Universitat de València.

Firma:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'X. GARCIA', is written over a horizontal line.

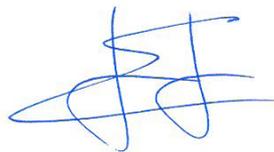
Dr. D. Luis Millán González Moreno, Profesor Titular de la Universidad de Valencia, adscrito al Departamento de Educación Física y Deportiva.

Dra. Dña. M. Pilar Serra Añó, Profesora Ayudante de la Universidad de Valencia, adscrita al Departamento de Fisioterapia.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “Metodología para la estimación del gasto energético en lesionados medulares mediante el empleo de acelerómetros”, ha sido realizado bajo su dirección, por D. Xavier García Massó, para optar al grado de Doctor por la Universidad de Valencia. Habiéndose concluido, y reuniendo a su juicio las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autoriza su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste expide y firma la presente certificación en Valencia a 24 de Octubre de 2012



Fdo: LM Gonzalez Moreno



Fdo: MP Serra Añó

Deseo expresar mi agradecimiento:

A mis directores, los doctores D. Luis-Millán González Moreno y Dña. M. Pilar Serra Añó, que me han guiado excelentemente durante el proceso de realización de este trabajo de investigación. También me gustaría agradecerles su ayuda en todo momento tanto en un plano académico como personal. No solo me siento privilegiado por poder trabajar con ellos, sino también por poder considerarles mis amigos.

Al doctor D. José Enrique Gallach Lazcorreta por haber creído en este proyecto y por su apoyo para llevarlo a cabo.

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) así como al doctor D. Manuel Giner Pascual, quienes me facilitaron el reclutamiento de pacientes, sin los cuales no podría haberse llevado a cabo este estudio.

A mis padres, por ser mi más robusto pilar de apoyo y por haberme enseñado que puedo alcanzar mis propósitos con trabajo duro y esfuerzo. Sin vosotros nada de esto tendría sentido. Gracias por vuestro cariño incondicional.

Esta investigación ha sido realizada bajo el apoyo de la Conselleria d'Educació de la Comunitat Valenciana mediante el programa Vali+D para la realización de tesis doctorales (ACIF/2010/311).

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN GENERAL	33
1.1. La lesión medular	33
1.1.1. Concepto y clínica.....	33
1.1.2. Epidemiología	41
1.1.3. Evolución y calidad de vida	44
1.2. Gasto energético y actividad física	47
1.2.1. Aproximación conceptual.....	47
1.2.2. Actividad física como factor protector	50
1.2.3. Métodos de valoración del gasto energético	56
1.2.3.1. Técnica del agua doblemente marcada.....	57
1.2.3.2. Calorimetría directa	60
1.2.3.3. Calorimetría indirecta	60
1.2.3.4. Observación directa.....	63
1.2.3.5. Acelerómetros	63
1.2.3.6. Podómetros.....	75
1.2.3.7. Monitores del ritmo cardiaco.....	76

Índice

1.2.3.8. Instrumentos auto-informados.....	78
1.3. Lesión medular y gasto energético durante la actividad física	79
1.3.1. Actividad física en la lesión medular: importancia y recomendaciones	80
1.3.2. Estimación del gasto energético durante la actividad física en personas con lesión medular	90
1.4. Objetivos e hipótesis.....	99
2. METODOLOGÍA	103
2.1. Diseño del estudio	105
2.2. Participantes	105
2.3. Material.....	108
2.3.1. Escala Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand.....	108
2.3.2. Spinal Cord Independence Measure	111
2.3.3. Analizador de gases.....	113
2.3.4. Acelerómetros triaxiales.....	115
2.4. Procedimiento experimental	116
2.5. Procesado digital de señales	123

2.5.1. Análisis de las señales de consumo de oxígeno.....	124
2.5.2. Análisis de las señales de frecuencia cardiaca	126
2.5.3. Análisis de las señales de los acelerómetros	129
2.6. Análisis matemático	131
2.6.1. Modelo lineal general	131
2.6.1.1. Variables de los modelos lineales generales	131
2.6.1.2. Validación cruzada	133
2.6.1.3. Obtención de los parámetros b_n	133
2.6.1.4. Parámetros de rendimiento	133
2.6.2. Redes neuronales artificiales	135
2.6.2.1. Arquitectura de las redes artificiales neuronales	137
2.6.2.2. Redes neuronales artificiales diseñadas.....	138
2.6.2.3. Capa de entrada	139
2.6.2.4. Salida de las redes neuronales artificiales	140
2.6.2.5. Validación cruzada	141
2.6.2.6. Entrenamiento de las redes neuronales artificiales.....	142

Índice

2.6.2.7. Parámetros de rendimiento	143
2.6.2.8. Análisis complementarios	144
3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL	149
3.1. Resultados	149
3.1.1. Modelo lineal general	149
3.1.2. Redes neuronales artificiales promedio.....	161
3.1.2.1. Arquitectura de red	161
3.1.2.2. Rendimiento y determinación de la mejor colocación.....	165
3.1.2.3. Dependencia ajuste/colocación	175
3.1.3. Redes neuronales artificiales minuto a minuto.....	177
3.1.3.1. Arquitectura de red	177
3.1.3.2. Rendimiento y determinación de la mejor colocación.....	180
3.1.3.3. Dependencia ajuste/colocación	188
3.1.4. Comparación de la red neuronal artificial promedio y minuto a minuto.....	190
3.2. Desarrollo argumental	191

4. CONCLUSIONES FINALES	217
5. BIBLIOGRAFÍA	221
6. ANEXOS	251
6.1. Anexo 1: Informe comité ético.....	251
6.2. Anexo 2: Carta para el reclutamiento de participantes.....	252
6.3. Anexo 3: Parámetros empleados en el estudio.....	253
6.4. Anexo 4: Ecuaciones de los modelos lineales múltiples	270

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1. Dermatomas y puntos clave sensitivos del cuerpo humano utilizados para la exploración sensitiva del lesionado medular	35
FIGURA 1.2. Tasa de eliminación del Deuterio y Oxígeno-18 con el método del agua doblemente marcada.....	58
FIGURA 1.3. Obtención de <i>counts</i> a través de la señal original de aceleraciones.....	69
FIGURA 1.4. Ejemplo de personas con lesión medular con disminución de la densidad mineral ósea	82
FIGURA 2.1. Unidad portátil K4b ²	114
FIGURA 2.2. Acelerómetro “GT3X <i>Activity Monitor</i> ”	116
FIGURA 2.3. Participante realizando la actividad “trasladar cajas”	121
FIGURA 2.4. Señales digitales procedentes de los dispositivos empleados durante las mediciones	124
FIGURA 2.5. Análisis de los datos de VO ₂	125
FIGURA 2.6. Análisis de las señales de frecuencia cardiaca	127
FIGURA 2.7. Descomposición mediante transformada wavelet discreta	129
FIGURA 2.8. Arquitectura básica de la red neuronal artificial.....	137

FIGURA 3.1. Gráficos de dispersión y Bland-Altman de los modelos lineales generales.....	152
FIGURA 3.2. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la cintura.....	153
FIGURA 3.3. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro del pecho.....	155
FIGURA 3.4. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca dominante.....	156
FIGURA 3.5. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca no dominante.....	157
FIGURA 3.6. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del promedio de los cuatro acelerómetros.....	159
FIGURA 3.7. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la frecuencia cardiaca.....	160
FIGURA 3.8. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca no dominante y la frecuencia cardiaca.....	161

FIGURA 3.9. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial promedio empleando el acelerómetro de la muñeca dominante 162

FIGURA 3.10. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial promedio empleando la frecuencia cardiaca..... 164

FIGURA 3.11. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la cintura..... 167

FIGURA 3.12. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro del pecho..... 168

FIGURA 3.13. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca dominante..... 169

FIGURA 3.14. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca no dominante..... 170

FIGURA 3.15. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del promedio de acelerómetros..... 173

FIGURA 3.16. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio de la frecuencia cardiaca..... 174

FIGURA 3.17. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca no dominante junto con la frecuencia cardiaca..... 175

FIGURA 3.18. Respuesta de las red neuronal artificial (RNA) dominante y no dominante para los datos de aceleración de la muñeca contraria 176

FIGURA 3.19. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial minuto a minuto empleando el acelerómetro de la muñeca dominante..... 178

FIGURA 3.20. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial minuto a minuto empleando la frecuencia cardiaca 179

FIGURA 3.21. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la cintura..... 181

FIGURA 3.22. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro del pecho..... 182

FIGURA 3.23. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca dominante 183

FIGURA 3.24. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca no dominante 184

FIGURA 3.25. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del promedio de acelerómetros..... 186

FIGURA 3.26. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto de la frecuencia cardiaca 187

FIGURA 3.27. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca no dominante junto a la frecuencia cardiaca..... 188

FIGURA 3.28. Dependencia red neuronal artificial/entradas de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto 189

FIGURA 3.29. Comparación de la red neuronal artificial minuto (RNA) a minuto y la red neuronal artificial promedio de la muñeca no dominante para estimar el VO_2 de cada minuto..... 190

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1.1. Miotomas evaluados para establecer el nivel motor de lesión.	40
TABLA 1.2. Grados de lesión medular según ASIA	41
TABLA 1.3. Clasificación de la intensidad de la actividad física en función del índice metabólico.....	50
TABLA 1.4. Recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud sobre la práctica de actividad física para mejorar y mantener el estado de salud.....	51
TABLA 1.5. Umbrales establecidos por Freedson <i>et al</i>	72
TABLA 2.1. Características clínicas de los participantes de la primera fase del estudio	106
TABLA 2.2. Características técnicas de los sensores de oxígeno (O ₂) y dióxido de carbono (CO ₂)	115
TABLA 2.3. Rutina de actividades.....	118
TABLA 3.1. Rendimiento de los modelos lineales generales (MLGs) de los cuatro acelerómetros.	151
TABLA 3.2. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con los modelos lineales múltiples en el subconjunto de test	154

TABLA 3.3. Rendimiento de los modelos lineales generales (MLGs) complementarios	158
TABLA 3.4. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) promedio de los cuatro acelerómetros.....	166
TABLA 3.5. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con las redes neuronales artificiales promedio diseñadas.....	171
TABLA 3.6. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) promedio complementarias	172
TABLA 3.7. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto de los cuatro acelerómetros.....	180
TABLA 3.8. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con las redes neuronales artificiales minuto a minuto diseñadas	185
TABLA 3.9. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto complementarias	185

ABREVIATURAS

^2H : deuterio

^{18}O : oxígeno-18

AF: actividad física

ASIA: *American Spinal Injury Association*

CA₂: coeficientes de aproximación de segundo nivel de descomposición

CCI: coeficiente de correlación intraclase

CD₁: coeficientes de detalle de primer nivel de descomposición

CD₂: coeficientes de detalle de segundo nivel de descomposición

CO₂: dióxido de carbono

DASH: *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand*

EAM: error absoluto medio

ECM: error cuadrático medio

EEE: error estándar de la estimación

FC: frecuencia cardíaca

GE: gasto energético

Abreviaturas

GEAF: gasto energético debido a actividad física

GER: gasto energético en reposo

GET: gasto energético total

GMB: gasto metabólico basal

HDL: lipoproteínas de alta densidad

LDL: lipoproteínas de baja densidad

MET: índice metabólico

MLG: modelo lineal general

O₂: oxígeno

OMS: Organización Mundial de la Salud

PARA-SCI: *Physical Activity Recall Assessment for People with Spinal Cord Injury*

PASIPD: *Physical Activity Scale for Individuals with Physical Disabilities*

r: coeficiente de correlación de Pearson

r²: coeficiente de determinación

RECM: raíz del error cuadrático medio

RNA: red neuronal artificial

SA₂: vector norma de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de descomposición

SD₁: vector norma de los coeficientes de detalle de primer nivel de descomposición

SD₂: vector norma de los coeficientes de detalle de segundo nivel de descomposición

SCIM: *Spinal Cord Independence Measure*

VO₂: consumo de oxígeno

VCO₂: producción de dióxido de carbono.

VR: vector resultante

INTRODUCCIÓN GENERAL

1

1.1. La lesión medular

- 1.1.1. Concepto y clínica
- 1.1.2. Epidemiología
- 1.1.3. Evolución y calidad de vida

1.2. Gasto energético y actividad física

- 1.2.1. Aproximación conceptual
- 1.2.2. Actividad física como factor protector
- 1.2.3. Métodos de valoración del gasto energético

1.3. Lesión medular y gasto energético durante la actividad física

- 1.3.1. Actividad física en la lesión medular: importancia y recomendaciones
- 1.3.2. Estimación del gasto energético durante la actividad física en personas con lesión medular

1.4. Objetivos e hipótesis

1. INTRODUCCIÓN GENERAL

1.1. La lesión medular

La médula espinal es un elemento de vital importancia para el funcionamiento del sistema nervioso. Por ello, la naturaleza la ha protegido con una estructura ósea con el fin de evitar lesiones por traumatismos ligeros. Pese a esta coraza ósea, la médula espinal sigue siendo una estructura corporal con riesgo de lesión por diferentes causas (e.g., traumatismos, tumores).

En esta sección se realizará una descripción de la estructura de la médula espinal y su funcionamiento. También se llevará a cabo una aproximación al concepto de lesión medular. Además se incluirán sus repercusiones clínicas, su clasificación según la *American Spinal Injury Association* (ASIA), así como su epidemiología. Por último haremos especial hincapié en la evolución de la lesión y la calidad de vida de las personas que la poseen.

1.1.1. Concepto y clínica

La médula espinal es la porción caudal del sistema nervioso central que se encuentra alojada en el canal medular de la columna vertebral (1). En total, la médula espinal está integrada por treinta y un segmentos: ocho cervicales (C1-C8), doce dorsales o torácicos (T1-T12), cinco lumbares (L1-L5), cinco sacros (S1-S5) y uno cóxigeo. Todos los segmentos tienen dos raíces (i.e., dorsal y ventral) para cada hemicuerpo, excepto el primero que solo posee una raíz ventral. Las dos raíces de cada lado se unen en el agujero

intervertebral para formar el nervio raquídeo. Por tanto, de cada nivel salen dos nervios raquídeos que se dirigen cada uno de ellos a un lado corporal. En consecuencia hay un par de nervios raquídeos para cada segmento medular (i.e., ocho pares cervicales, doce dorsales, cinco lumbares, cinco sacros y uno coxígeo).

Cada nervio raquídeo inerva una zona de piel. Esta zona de piel inervada por un mismo nervio raquídeo recibe el nombre de dermatoma (figura 1.1). Empleando la misma lógica, todos los músculos inervados por un mismo nervio raquídeo reciben el nombre de miotoma. Conocer los miotomas y dermatomas es una forma sencilla de poder localizar el nivel de lesión medular.

Si realizamos un corte transversal de la médula espinal observamos dos formas completamente diferenciadas: una de color gris (que contiene los cuerpos celulares de las neuronas) en forma de mariposa o hache y otra blanca que rodea a la anterior. La estructura de la sustancia gris puede dividirse en varias partes:

- Asta anterior o ventral: contiene neuronas motoras cuyos axones constituyen el principal componente de la raíz ventral.
- Asta posterior o dorsal: contiene neuronas sensitivas cuyos axones constituyen el principal componente de la raíz dorsal.
- Asta intermediolateral: solo está presente en los segmentos torácicos y lumbares superiores. Contiene neuronas preganglionales del sistema simpático cuyos axones salen de la médula a través de la raíz anterior. A nivel de los segmentos

S2-S4 existe una evaginación dorsal del asta anterior que contiene neuronas parasimpáticas preganglionales.

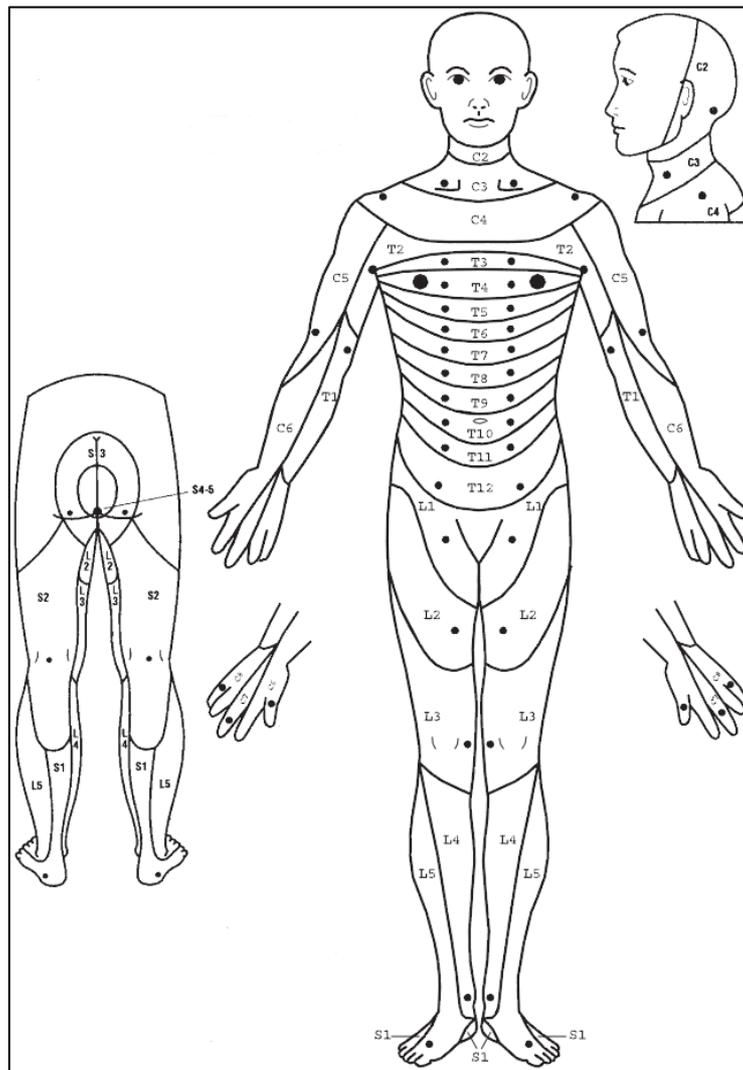


FIGURA 1.1. Dermatomas y puntos clave sensitivos del cuerpo humano utilizados para la exploración sensitiva del lesionado medular [Tomado de ASIA (2)]

En cambio, la sustancia blanca esta formada principalmente por fascículos axonales ascendentes y descendentes. Se puede dividir en tres cordones:

- Cordon posterior: la informacion que asciende por los cordones posteriores esta relacionada con el tacto fino y la propiocepcion.
- Cordon lateral: la informacion que desciende esta relacionada con el control sensorial, motor y autonomo. Tambien esta constituido por fibras sensoriales ascendentes que envian informacion sobre el dolor y la temperatura.
- Cordon anterior: por el descienden axones de neuronas centrales para el control motor de la musculatura.

Una vez descritas las caracteristicas mas importantes de la medula espinal se van a exponer las caracteristicas clinicas y la clasificacion de la lesion medular. Durante los ultimos años se ha hecho un esfuerzo por unificar criterios a la hora de determinar la gravedad de una lesion medular. Esto se debe a que no es habitual que se produzca un corte transversal de la medula cuando esta se lesiona, sino que tan solo se aprecian contusiones y deformaciones mecanicas. Además, estas lesiones pueden generar daño adicional como consecuencia de la autodestruccion debida al proceso inflamatorio (3). Derivado del daño que se produce sobre la medula aparecen varios grados de afectacion de la funcion motora, sensitiva y autonoma (3). En estos momentos la comunidad cientifica acepta que la gravedad de la lesion medular viene dada por el deterioro de

la función motora y sensitiva, así como la dificultad de realizar actividades de la vida diarias (i.e., discapacidad) siguiendo las recomendaciones de ASIA (4).

De acuerdo con Ditunno *et al.* (4) y Jacobs y Nash (3), en función del nivel de deterioro y discapacidad, podemos hablar de tetraplejía y paraplejía. La tetraplejía se define como el daño o pérdida de la función motora y/o sensitiva provocado por el daño de los elementos neurales dentro del canal raquídeo en la zona cervical de la médula espinal. Como consecuencia, se produce un deterioro de la función de los brazos, tronco, piernas y órganos pélvicos. En cambio la paraplejía, significa el deterioro de la función motora y/o sensitiva debida a la lesión de los elementos neurales dentro del canal raquídeo en la zona torácica, lumbar o sacra de la médula. En la paraplejía, la funcionalidad de los brazos está conservada, pero dependiendo del nivel de la lesión, el tronco, las piernas y los órganos pélvicos pueden verse afectados.

La clasificación de la lesión medular propuesta por ASIA se basa en la identificación del nivel y grado de lesión medular traumática. Para ello se incluyen cuatro aspectos distintos: el nivel de la lesión, la completividad, el grado de la misma y las zonas de parcial preservación.

El nivel neurológico se refiere al último segmento sensitivo y motor preservado (de craneal a caudal) en ambos lados del cuerpo (5). Por tanto, aunque es habitual encontrar lesiones en las que el nivel de

afectación sensitivo y motor son diferentes, la definición proporcionada no da lugar a dudas. Además del nivel neurológico, también hay que tener en cuenta el nivel sensitivo y el nivel motor que siguen la misma lógica que el anterior. El nivel sensitivo es el segmento más caudal de la médula con normalidad en la sensibilidad en ambos lados corporales mientras que el nivel motor es el segmento más caudal de la médula con función motora normal en ambos lados (5).

Para determinar el nivel neurológico, sensitivo y motor es necesario realizar una exploración neurológica de la función motora y sensitiva. La exploración del nivel sensitivo se realiza en cada uno de los veintiocho dermatomas del cuerpo humano, incluyendo desde C2 hasta S5. Esta valoración debe realizarse en ambos lados del cuerpo ya que pueden encontrarse diferencias entre ambos (3,4). Existen diferentes vías de la sensibilidad y por tanto es necesario explorar todas ellas. A modo de recuerdo, el cordón posterior está formado por fascículos axonales que transmiten información sensitiva superficial y propioceptiva, mientras que el lateral transmite información sensitiva profunda (i.e., dolor y temperatura). Por lo que es importante valorar la integridad de ambos cordones. Para analizar la sensibilidad táctil superficial se utiliza un trozo de algodón y para la sensibilidad dolorosa, un objeto punzante. Muy importante es también la exploración perianal, ya que en ocasiones es la única zona preservada.

Con el objetivo de establecer el nivel motor de lesión se realiza la valoración de veinte miotomas, diez en cada uno de los hemicuerpos (tabla 1.1). La valoración de cada miotoma se realizará empleando la escala de Daniels (6). La puntuación de la escala tiene un rango entre cero y cinco puntos ofreciéndose la posibilidad de no evaluar el miotoma si fuese necesario. La asignación de la puntuación depende de los siguientes criterios:

- 0 = parálisis total.
- 1 = contracción palpable o visible.
- 2 = movimiento activo sin acción de la gravedad (rango de movimiento completo).
- 3 = movimiento activo contra gravedad (rango de movimiento completo).
- 4 = movimiento activo contra resistencia moderada (rango de movimiento completo).
- 5 = movimiento activo contra resistencia elevada (rango de movimiento completo).
- NE = no evaluable.

Por otro lado, la completividad es otro aspecto importante de la valoración de una lesión medular. La forma de evaluar o clasificar este concepto ha evolucionado en gran medida. En primera instancia se consideró que la lesión incompleta se daba cuando se mantenía cierta función sensitiva o motora más de tres niveles por debajo del nivel neurológico. Sin embargo, a partir del estudio de Waters *et al*, en 1991 (7) se estableció como definición de lesión incompleta

aquella en la que se encontrase preservación parcial de la función sensitiva o motora por debajo del nivel neurológico y del último nivel sacro. En la lesión completa no hay ninguna función sensitiva ni motora del segmento sacro más caudal.

TABLA 1.1. Miotomas evaluados para establecer el nivel motor de lesión

Miotoma	Segmento medular
Flexores de codo (<i>biceps brachii</i> y <i>brachialis</i>)	C5
Extensores de muñeca (<i>extensor carpi radialis brevis</i> y <i>extensor carpi radialis longus</i>)	C6
Extensores de codo (<i>triceps brachii</i>)	C7
Flexor común profundo de los dedos (<i>flexor digitorum profundus</i>)	C8
Abductor del meñique (<i>abductor digiti minimi</i>)	T1
Flexores de cadera (<i>psoas major</i>)	L2
Extensores de rodilla (<i>quadriceps femoris</i>)	L3
Flexores dorsales de tobillo (<i>tibialis anterior</i>)	L4
Extensor del dedo gordo (<i>extensor hallucis longus</i>)	L5
Flexores plantares del tobillo (<i>gastrocnemius</i>)	S1

A continuación prestaremos atención a otro aspecto importante en la valoración de la lesión medular, el grado. El grado determina, mediante una escala de cinco niveles, cuánta sección transversal de la médula espinal ha sido dañada. En la tabla 1.2 pueden observarse las características de cada uno de los grados.

Por último, las posibles zonas de preservación parcial se refiere a los miotomas y dermatomas distales a la lesión que permanecen parcialmente inervados (8). La valoración de las zonas de preservación parcial es importante exclusivamente en las lesiones completas (grado A).

TABLA 1.2. Grados de lesión medular según ASIA (4)

Grado	Definición
A (completa)	No preservación sensitiva ni motora en los segmentos sacros (S4-S5)
B (incompleta)	Preservación sensitiva, pero no motora, por debajo del nivel neurológico incluidos segmentos sacros (S4-S5)
C (incompleta)	Preservación motora por debajo del nivel de lesión y más de la mitad de los músculos claves por debajo de la lesión tienen un puntuación menor de 3
D (incompleta)	Preservación motora por debajo del nivel de lesión y al menos la mitad de los músculos claves tienen una puntuación de 3 o más
E (normal)	Función motora y sensitiva son normales

1.1.2. Epidemiología

Existen ciertas limitaciones a la hora de proporcionar datos generales de incidencia y prevalencia de la lesión medular debido a los diferentes enfoques metodológicos empleados así como a la escasez de datos registrados y publicados al respecto. Sin embargo se van a proporcionar datos epidemiológicos publicados en varios trabajos para poder realizar una aproximación al problema lo más completa posible.

En la década de los 80 los estudios epidemiológicos realizados en Estados Unidos determinaron una incidencia aproximada de 30 casos nuevos al año por cada millón de personas en riesgo (9). Asimismo la prevalencia estimada fue de alrededor de 900 casos por millón de habitantes. En una revisión publicada en 2006 en la que se analizaron diecinueve trabajos publicados a partir de 1995, se encontró que la incidencia de lesión medular en diferentes países fue de 14,5-46,2 casos nuevos al año por millón de habitantes (10). Por otro lado solo encontraron dos estudios que analizaron la prevalencia, siendo de 681 y 280 casos por millón de habitantes en Australia y Finlandia respectivamente. Otro trabajo de revisión comparó la incidencia de la lesión medular traumática en los países desarrollados y en vías de desarrollo (11). En los países desarrollados el rango de ratio de incidencia variaba de 13,1 a 52,2 (media 29,1) mientras que en los países en vías de desarrollo era de 12,7-29,7 (media 19,8). Los autores atribuyeron estas diferencias a problemas metodológicos y a las posibles diferencias existentes a la hora de realizar el diagnóstico en ambos tipos de países.

Por otro lado, datos obtenidos en el *Hospital Universitari i Politècnic La Fe* desde 1985 hasta 2000 muestran tasas de incidencia que varían entre 40 y 80 casos al año por millón de habitantes (12). Sin embargo un estudio reciente ha observado en España una incidencia de 23,5 por millón entre 2000 y 2009 (13). Estas discrepancias pueden ser debidas a un descenso de la incidencia en España, debida por ejemplo a la disminución de la tasa de accidentes

de tráfico (14) o a la mejora de los sistemas de protección de los conductores y pasajeros, o por el empleo de métodos diferentes a la hora de realizar la estimación. Por último, la prevalencia de la lesión medular en España se sitúa entre 270 y 380 por millón de habitantes (12).

Además de la incidencia y la prevalencia existen otros aspectos interesantes como la etiología o el tipo de lesión más frecuente. Por lo que respecta a la etiología puede dividirse en dos grandes grupos, traumática y no traumática. La mayor parte de los casos, entre el 70 y el 80%, son de origen traumático (12). Hasta 1980 los accidentes de tráfico eran la principal causa de lesión medular traumática en Estados Unidos (47,7%), seguida de caídas (20,8%), actos de violencia (14,6%) y accidentes deportivos (14,2%) (9). Datos similares en la década de los 70 han sido aportados en otros estudios (15). Entre el año 2000 y 2003 las principales causas de lesión seguían siendo las mismas, aunque el porcentaje aumentó ligeramente para los accidentes de tráfico y las caídas, mientras que se redujo en los accidentes deportivos y los actos violentos (15).

En cuanto al tipo de lesión, la tetraplejía es ligeramente más común que la paraplejía (9) y estas diferencias se están haciendo más amplias en los últimos años (15). Además es mucho más frecuente en hombres que en mujeres (10) y el rango de edad en la que más lesiones medulares se producen es entre los quince y treinta y cinco años (12). Por último, la principal causa de muerte en la fase aguda

son los problemas respiratorios y en la fase crónica las enfermedades cardiovasculares (12).

1.1.3. Evolución y calidad de vida

Antiguamente se creía que el paso del tiempo no influía en las consecuencias de la lesión medular. Sin embargo tras la segunda guerra mundial se produjo un gran aumento de la supervivencia de los lesionados medulares. Además este aumento de la supervivencia ha resultado ser exclusivo de los dos siguientes años a la lesión (16,17), disminuyendo la tasa de mortalidad del 85% al 25% en personas con tetraplejia y al 15% en personas con paraplejia (8).

Este descenso de la tasa de mortalidad durante los dos primeros años tras la lesión se debe principalmente a avances en el campo de la medicina que han permitido tratar la lesión a nivel del foco de fractura. Además se han mejorado los métodos y medios para atender todas las complicaciones que puedan aparecer, tales como infecciones o alteraciones cardiopulmonares entre otras.

El incremento de la esperanza de vida experimentado durante las últimas décadas ha supuesto un incremento de la aparición de otros problemas y enfermedades relacionados con el envejecimiento en personas con lesión medular. Además se han encontrado algunas evidencias que indican que las personas con lesión medular crónica podrían ser más propensas a padecer problemas propios del envejecimiento, incluyendo entre ellas: dislipemias, alteraciones cardiacas (18), insuficiencia arterial circulatoria, alteraciones de la

coagulación (19), desórdenes óseos (20), articulares y dolor, tanto de origen músculo-esquelético como neuropático (21).

Otras comorbilidades que sufren las personas con lesión medular son las infecciones de orina, problemas estomacales, problemas intestinales, úlceras por presión, problemas respiratorios y fatiga (12,22). A todo ello hay que sumar que tienen serios problemas de accesibilidad debido a su discapacidad que les dificulta la realización de determinadas actividades. Por todo ello las personas con lesión medular requieren de medidas especializadas con el objetivo de alcanzar y mantener una buena calidad de vida durante el máximo tiempo posible. No obstante, en ocasiones, no se presta la suficiente atención al bienestar general del lesionado medular, lo que implica que puedan vivir muchos años por debajo de la media de la calidad de vida de la población no lesionada (23).

Ya en 1944 el Dr. Sir Ludwing Guttman fue consciente de la necesidad de ofrecer un tratamiento adecuado a las características de las personas con lesión medular, para lo cual pautó una serie de elementos de actuación (12):

- Tratamiento integral, reuniendo todos los aspectos de la vida del paciente e integrándolos en la vida familiar, social y profesional.
- Tratamiento conservador de la fractura, con reducción de la misma en hiperextensión.

- Cateterización intermitente aséptica de la vejiga, con la finalidad de conseguir la automatización y equilibrado de su función.
- Ocupación del tiempo del paciente, focalizando su atención en su mejoría y no pueda pensar en las consecuencias de su lesión.
- Prevención de las úlceras por decúbito mediante cambios posturales periódicos.
- Introducción de la actividad física (AF) como parte fundamental de la rehabilitación del lesionado medular.

Estas pautas generales se han ido incorporando en el protocolo de actuación en la mayoría de centros y servicios sanitarios especializados en lesionados medulares. Sin embargo, dado que son unas directrices generales, se siguen produciendo numerosas contribuciones científicas con el objetivo de mejorar el tratamiento y la atención de los lesionados medulares.

Cabe destacar la importancia de la AF sobre la calidad de vida. Según Felce y Perry (24) la calidad de vida está compuesta por cinco dimensiones: i. bienestar físico, ii. desarrollo y actividades, iii. bienestar material, iv. bienestar social y v. bienestar emocional. La AF puede ser un factor positivo que influya sobre todos ellos excepto el bienestar material (a no ser que se trate de deportistas profesionales). De hecho existen suficientes evidencias que demuestran la existencia de una fuerte asociación entre la calidad de vida y la práctica de AF (25–27). Además, de forma más específica,

se ha encontrado que en las personas con lesión medular también existe una relación entre la calidad de vida y la práctica de AF (28).

1.2. Gasto energético y actividad física

La Organización Mundial de la Salud (OMS) recomienda la práctica de AF como factor protector de la salud ya que la inactividad física constituye el cuarto factor de riesgo (por detrás de la hipertensión, el consumo de tabaco, y la hiperglucemia) más importante de mortalidad en todo el mundo (29).

En esta sección se va a realizar una aproximación conceptual a dos términos de gran importancia que son el gasto energético (GE) y la AF. Además se profundizará en los efectos protectores de la AF sobre la salud de la población. Por último se describirán los principales métodos existentes para la valoración de la AF y el GE.

1.2.1. Aproximación conceptual

Para que el ser humano pueda sobrevivir y realizar las actividades y tareas que desempeña en su vida necesita energía. Ésta es empleada por diferentes sistemas fisiológicos para realizar su función como por ejemplo el sistema nervioso o los músculos. Existe una energía mínima que las personas necesitan para seguir viviendo que se conoce como gasto metabólico basal (GMB). El GMB se mide por la mañana justo al despertar en condición de relajación absoluta y en ayuno. Un concepto similar al GMB es el gasto energético en reposo (GER). Sin embargo existen diferencias importantes entre ellos, ya que el GER puede medirse en cualquier momento del día, tres o

cuatro horas después de la última ingesta. Por último existe un gasto energético debido a la AF voluntaria (GEAF) y a la energía necesaria para realizar el proceso de digestión, absorción y metabolización de nutrientes (efecto térmico o termogénesis). Éstos junto con el GMB representan el gasto o consumo energético total (GET). Por tanto, el GET puede definirse como el promedio de energía empleada durante un periodo de veinticuatro horas.

El componente del GET más variable es el GEAF. Por tanto, es imperativo establecer una definición de AF que permita conocer con precisión qué actividades se engloban en este concepto. Caspersen *et al.* (30) definen la AF como cualquier movimiento, producido por los músculos esqueléticos, que consume energía. Aunque ésta es la definición de AF más extendida y que proporciona una visión adecuada para el propósito de este trabajo, hay que tener presente que no está exenta de ciertas críticas. La más común argumenta que, esta definición, solo tiene en cuenta una concepción biológica, dejando a un lado la dimensión personal y la sociocultural (31).

En algunos textos, es usual encontrar como sinónimos los términos AF, ejercicio y condición física. No obstante, existen diferencias entre estos términos y por tanto no deberían emplearse como sinónimos. El ejercicio físico es la realización de AF de forma planificada, estructurada y repetitiva con el propósito de mejorar algún componente de la condición física (30). Por tanto todo ejercicio físico será AF pero no al contrario. La condición física es un estado o conjunto de características que posee o alcanza un

individuo. Tener una buena condición física se define como la habilidad para realizar tareas de la vida diaria con vigor y atención, sin fatiga excesiva y con suficiente energía para disfrutar de las actividades de ocio y superar emergencias imprevistas (30).

De las definiciones aportadas, se puede intuir que una forma de valorar la cantidad de AF que realiza una persona es mediante la estimación de su GE. Existen unidades de medida de energía y calor que se emplean como unidades de GE. Las más empleadas son el kilojulio (kJ) y las kilocalorías (kcal). Además, también se emplea el consumo de oxígeno (VO_2) como una medida indirecta de GE. Se pueden establecer las siguientes equivalencias entre estas unidades: $1 \text{ kcal} = 4,187 \text{ kJ}$; $1 \text{ l de O}_2 = 4,86 \text{ kcal}$. Sin embargo, a lo largo de los años se han desarrollado índices de medida relacionados con el GE y la AF. El nivel de actividad física es un índice que informa sobre la cantidad de energía empleada en la realización de AF durante veinticuatro horas (32). Se calcula como el ratio del GET entre el GER.

Por otro lado, el ratio de actividad física puede emplearse para calcular el consumo energético de una actividad determinada si se conoce el GMB. El ratio de actividad física se calcula dividiendo el GE producido durante un minuto realizando una determinada actividad entre el GMB de un minuto (33). Se han desarrollado compilaciones de actividades para las que se ha calculado el ratio de actividad física (33) lo que permite obtener el GE de cada actividad

para un sujeto en concreto multiplicando el ratio de actividad física por el GMB del sujeto.

Otro concepto que se emplea para expresar GE es el de índice metabólico (MET). Se calcula dividiendo el VO_2 durante una actividad específica por el GER (por convención $3,5 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$). Este índice se ha convertido en una unidad de medida habitual de la intensidad de la AF hasta el punto de haberse elaborado una clasificación de la intensidad empleando este índice como criterio (tabla 1.3). También se han desarrollado compendios de actividades con su índice metabólico con la finalidad de disponer de datos que ayuden a cuantificar el gasto energético de las personas al realizar dichas actividades (34–36).

TABLA 1.3. Clasificación de la intensidad de la actividad física en función del índice metabólico

Intensidad	METs
Comportamiento Sedentario	1-1,5
AF ligera	1,6-2,9
AF moderada	3-5,9
AF vigorosa	≥ 6

MET = índice metabólico, AF = actividad física

1.2.2. Actividad física como factor protector

El ser humano ha tenido que adaptarse al entorno durante miles de años. Este entorno se caracterizaba por periodos alternos de escasez y abundancia de alimentos, por lo que las personas con mayor capacidad de almacenar lípidos tenían más probabilidad de

supervivencia. Todo ello se ha traducido en una herencia genética con una clara predisposición a almacenar lípidos que junto con un estilo de vida sedentario es responsable de muchas enfermedades crónicas que alteran el estado de salud de la población a nivel mundial (37).

La AF tiene una función protectora frente de una amplia gama de enfermedades como por ejemplo enfermedades cardiovasculares, obesidad, diabetes y cáncer (38). Además, se ha encontrado una fuerte relación inversa entre la AF o condición física y cualquier causa de mortalidad (39–42). Los niveles de práctica de AF recomendados por la OMS para diferentes grupos poblacionales aparecen en la tabla 1.4. Sin embargo estas recomendaciones se modifican ligeramente cuando se trata de personas que padecen determinadas patologías.

TABLA 1.4. Recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud sobre la práctica de actividad física para mejorar y mantener el estado de salud (29)

Edad	Recomendación
5-17 años	Mínimo 60 minutos diarios de AF de moderada a vigorosa (en su mayor parte aeróbica)
18-64 años	Mínimo 150 minutos semanales de AF aeróbica moderada o 75 minutos semanales de AF aeróbica vigorosa. También se recomiendan actividades para el fortalecimiento muscular
> 65 años	150 minutos semanales de AF aeróbica semanales o 75 minutos de actividad aeróbica vigorosa. Además son recomendables actividades para mejorar el equilibrio y de fortalecimiento muscular

AF = actividad física

Los efectos beneficiosos de la AF sobre la salud se deben a una serie de cambios bioquímicos y fisiológicos que se producen a corto y largo plazo (43). Algunos de estos cambios son una disminución de la presión arterial, mejora del perfil lipoproteico, mejora la sensibilidad a la glucosa y aumento el GET. Estos cambios producen efectos beneficiosos que ayudan a prevenir la aparición de enfermedades (i.e., prevención primaria) y/o a evitar la evolución de las mismas una vez establecida la patología (i.e., prevención secundaria).

A continuación se describe el efecto protector de la AF sobre los principales problemas de salud que afectan a la población actual. Se profundizará en aquellas patologías sobre las que más se ha estudiado el efecto de la AF que, a su vez, sean responsables de una mayor mortalidad o tengan una mayor incidencia en las personas con lesión medular. También se menciona, aunque más brevemente, el efecto de la AF sobre otras patologías cuya mortalidad es menor o que tienen una menor incidencia en las personas con lesión medular.

Las enfermedades cardiovasculares son uno de los mayores problemas de salud en la actualidad, siendo la principal causa de muerte en los países desarrollados (44). Con el objetivo de reducir la incidencia de la patología cardiovascular se ha promocionado la práctica de AF (i.e., prevención primaria). Esto se debe a que se ha encontrado una relación inversa entre la práctica de AF y el riesgo de muerte por enfermedad cardiovascular (41). La AF tiene un efecto beneficioso que reduce la incidencia de enfermedades coronarias (45,46), accidentes cerebrovasculares (45), mejora el perfil

lipídico y disminuye la presión arterial sistólica y diastólica en personas con normotensión (42).

Por lo que respecta a la prevención secundaria se ha encontrado que un incremento de la AF reduce la evolución de las enfermedades coronarias y del corazón (41) y disminuye la presión arterial (42). En este sentido existen datos suficientes para afirmar que la práctica de AF disminuye el riesgo de mortalidad en personas que han padecido un infarto de miocardio (46).

El cáncer se postula como la segunda causa más común de muerte en los países desarrollados (47,48). Durante las últimas dos décadas se ha realizado un esfuerzo importante por establecer la relación existente entre la práctica de AF y la prevención primaria y terciaria del cáncer (i.e., mejorar el pronóstico y la calidad de vida de las personas supervivientes al cáncer).

La práctica de AF se considera un factor protector para diferentes tipos de cáncer. La reducción del riesgo de cáncer de colon es del 20-25% y para el cáncer de mama y endometrial del 20-30% (49,50). También se considera que es un factor protector para otros cánceres como el de próstata, pulmón y ovario pero las evidencias son aún limitadas (50).

Por lo que respecta a la prevención terciaria, la AF regular disminuye el riesgo de recurrencia de cáncer de mama en un 40-67%, de cáncer de colon en un 50% y de cáncer de próstata en un 61% (49). Además, la realización de AF por supervivientes de cáncer

ayuda a mejorar la función y la calidad de vida tras el tratamiento, independientemente de su éxito (51).

Aunque algunas instituciones recomiendan que los supervivientes de cáncer realicen la misma cantidad de AF que la población sana adulta (52), la *World Cancer Research Fund* y el *American Institute for Cancer Research* aconseja una dosis mayor para reducir el riesgo de cáncer, que supone 60 minutos de actividad moderada o 30 minutos de actividad intensa todos los días (48).

Por otro lado, otra de las patologías sobre la que más se ha estudiado el factor protector de la AF es la diabetes. Ésta es la séptima causa de muerte en Estados Unidos y se considera como un factor de riesgo de mortalidad y morbilidad cardiovascular (47). Se considera que la AF supone una reducción del riesgo de padecer diabetes tipo II del 20-30% independientemente de la edad, el índice de masa corporal, el estado de salud y la historia familiar (53). Junto con la reducción del peso corporal, el principal mecanismo implicado en la reducción del riesgo de padecer diabetes tipo II es el incremento agudo y crónico de la sensibilidad a la insulina (54–56).

También se dispone de información relativa al papel de la AF en la prevención secundaria de la diabetes. El primer aspecto importante a tener en cuenta es que mantener una buena condición física en aquellas personas que tienen diabetes supone un efecto protector de padecer incidentes cardiovasculares y disminuye la mortalidad debida a cualquier causa (57). La AF en personas con diabetes también

ayuda a regular la homeostasis de glucosa (41). En consecuencia la AF también tiene un efecto beneficioso en la prevención secundaria de la diabetes.

La recomendación actual para la prevención primaria y secundaria de la diabetes tipo II es realizar 150 minutos semanales de actividad aeróbica a intensidad moderada (58). Sin embargo, aquellas personas propensas a la obesidad deberían realizar una mayor cantidad de AF, siendo recomendable alcanzar los 60 minutos diarios a intensidad moderada (53).

Hasta ahora se ha descrito de forma amplia los principales efectos de la AF sobre las patologías de mayor mortalidad en la sociedad actual. Existen otras enfermedades, con un menor impacto para la salud, sobre las que la AF juega un papel protector. Las próximas líneas se dedican a estas enfermedades.

Se ha estudiado el efecto de la AF en la prevención primaria y/o secundaria de problemas músculo-esqueléticos crónicos propios sobretodo en las personas de edad avanzada. Sobre la osteoporosis se ha encontrado un doble efecto beneficioso de la AF. En primer lugar, realizar AF en la adolescencia aumenta al pico máximo de densidad mineral ósea (59). En segundo, realizar AF durante la edad adulta y la vejez puede disminuir la velocidad de pérdida de densidad mineral ósea (59,60). Por otro lado, existen algunas evidencias que recomiendan la realización de AF como prevención secundaria para

la artrosis ya que podría disminuir el dolor y mejorar la funcionalidad de la zona afectada (61,62).

Por lo que respecta a enfermedades degenerativas del sistema nervioso, se ha estudiado el papel de la AF sobre la esclerosis múltiple y el Parkinson. Se recomienda la AF dentro de los programas de rehabilitación de esclerosis múltiple, ya que tiene un efecto beneficioso sobre la funcionalidad y bienestar psicológico (63). Además, podría ayudar a mejorar la conectividad cerebral y por tanto la función cognitiva, aunque las evidencias son todavía escasas (63). Las personas con Parkinson también podrían (las evidencias son aún escasas) beneficiarse de la AF ya que gracias a ella podrían mejorar el equilibrio y la capacidad física (64).

Por otro lado, la AF también juega un papel importante sobre algunas enfermedades psicológicas con gran repercusión social. Concretamente, la AF regular puede aliviar los síntomas de depresión y ansiedad (65). Asimismo, la AF puede ayudar a mejorar el estado de ánimo, la auto-percepción corporal e incluso la autoestima (66,67). Algunos de estos efectos beneficiosos de la AF podrían a su vez influir sobre el bienestar social de los practicantes mejorando sus relaciones interpersonales.

1.2.3. Métodos de valoración del gasto energético

Hasta la fecha se han descrito más de treinta técnicas diferentes para estimar la AF y/o el GE (68). Algunas características deseables de los métodos de cuantificación del GE y la AF son objetividad,

validez, precisión, simplicidad de uso, robustez, eficiencia, poca intrusividad en los patrones de actividad habituales, socialmente aceptables, que permitan registros detallados y continuos de los patrones de actividad habituales y que puedan ser empleados en amplios grupos poblacionales (69). Sin embargo no existe ninguna herramienta que posea todas estas características deseables. Por lo tanto en este apartado se van a describir las principales técnicas empleadas para valorar el GE, así como las ventajas y desventajas de cada una de ellas.

1.2.3.1. Técnica del agua doblemente marcada

La técnica del agua doblemente marcada es un método no invasivo para medir el GE durante periodos de cuatro a veinte días (70). Puede ser empleado tanto en condiciones de laboratorio como en estudios de campo. Esta técnica se basa en la administración de una cantidad estandarizada de dos isótopos estables en forma de agua. Estos isótopos son el deuterio (^2H) y el oxígeno-18 (^{18}O) que son empleados para formar $^2\text{H}_2^{18}\text{O}$. Pocas horas después de su ingesta estos isótopos se mezclan con el hidrógeno y el oxígeno (O_2) que se encuentra en el agua corporal. A medida que se consume energía se genera dióxido de carbono (CO_2) y agua, que son eliminados del organismo. Por tanto el ^2H será eliminado del cuerpo en forma de agua mientras que el ^{18}O será eliminado como agua y CO_2 . Se puede obtener la tasa de eliminación de los dos isótopos mediante espectrometría de masas de la orina (68). La diferencia entre la tasa de eliminación de ambos isótopos se emplea para calcular la tasa de

producción de CO_2 (figura 1.2). La primera ecuación para el cálculo del CO_2 en humanos fue propuesta por Schoeller *et al.* (71) que tras algunas modificaciones (72) se expresa como:

$$r\text{CO}_2 = \left[\left(\frac{N}{2,078} \right) (1,01k_o - 1,04k_d) \right] - 0,0246r_{Gr}, \quad \text{Ec. (1.1)}$$

donde $r\text{CO}_2$ es la tasa de producción de dióxido de carbono ($\text{mol} \cdot \text{día}^{-1}$), N es el agua corporal, k_o es la tasa de eliminación del ^{18}O , k_d es la tasa de eliminación del ^2H y r_{Gr} es la tasa de pérdida de agua por vías sujetas a fraccionamiento isotópico.

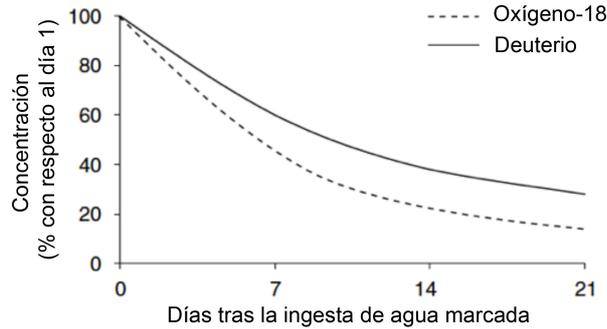


FIGURA 1.2. Tasa de eliminación del Deuterio y Oxígeno-18 con el método del agua doblemente marcada [modificado de Ainslie *et al.* (70)]

Finalmente se calcula el GE aplicando la siguiente ecuación:

$$GE = 3,941 \left(\frac{r\text{CO}_2}{RQ} \right) + 1,106r\text{CO}_2 - 2,17UN, \quad \text{Ec. (1.2)}$$

donde GE es el gasto energético, rCO_2 es la tasa de producción de dióxido de carbono ($\text{mol} \cdot \text{día}^{-1}$), RQ es el cociente respiratorio y UN es la tasa de producción de nitrógeno en la orina. Por tanto, durante el periodo de adquisición de datos es necesario llevar un control de la dieta para poder calcular el cociente respiratorio. De forma alternativa, se ha propuesto calcular el GE asumiendo $127,5 \text{ kcal} \cdot \text{mol}^{-1}$ de CO_2 . Esta aproximación se basa en un cociente respiratorio de 0,85 y una aportación de energía por proteínas de un 15% (dieta occidental).

Esta técnica de estimación del GE es ampliamente empleada en grupos poblacionales diferentes como pacientes hospitalizados, niños, personas obesas, mujeres embarazadas, ancianos (70). En muchos de estos casos otros métodos de estimación podrían conllevar serias limitaciones. Pese a ser una de las técnicas que se consideran más precisas, y empleada como referencia para la validación de otros métodos, no carece de ciertas limitaciones (68,70): i. un gran costo económico tanto para la obtención del ^{18}O como para el análisis de la orina mediante espectrometría de masas, ii. posibilidad de estimar el GE en un periodo de tiempo largo, pero sin poder obtener información sobre periodos de tiempo cortos con picos de consumo, iii. se comete un error del 5% si el cociente respiratorio no se conoce y se emplea el CO_2 y no directamente el VO_2 y iv. no hay posibilidad de determinar que actividades se han realizado, durante cuánto tiempo ni su intensidad.

1.2.3.2. Calorimetría directa

Este método de medición del GE se basa en la cuantificación del calor emitido por el cuerpo. Para ello es necesaria una cámara del tamaño de una habitación especialmente diseñada para detectar el calor que desprende el sujeto en situación de reposo o durante la realización de actividades. En esta cámara se cuantifica la cantidad de calor que el individuo pierde por radiación y convección. Esto se lleva a cabo mediante la determinación del gradiente de temperatura que existe entre la cara interna y externa de la pared de la cámara calorimétrica (73). Por otro lado, la cantidad de calor emitido por evaporación es cuantificada mediante un intercambiador de calor colocado en el sistema de ventilación de la cámara.

Es el método más exacto de valoración del GE (error menor al 1%), pero también es sumamente costoso (68). El aparataje necesario es complejo y se necesitan largos tiempos de estudio.

1.2.3.3. Calorimetría indirecta

En la calorimetría indirecta se asume que todo el VO_2 del organismo se emplea en la obtención de energía mediante la oxidación de sustratos energéticos. Durante la degradación de los mismos se produce agua y CO_2 . En este método se presupone que el VO_2 y el CO_2 producido (VCO_2) son proporcionales al calor generado. En consecuencia, se estima el GE en función del VO_2 y el VCO_2 . Según la ecuación de Weir el GE sería (74):

$$GE = (3,941VO_2 + 1,11VCO_2 + 2,17UN) \cdot 1440, \quad \text{Ec. (1.3)}$$

donde GE es el gasto energético en $\text{kcal} \cdot \text{día}^{-1}$, VO_2 es el consumo de oxígeno, VCO_2 es la producción de dióxido de carbono y UN es la tasa de producción de nitrógeno en la orina. El último de los tres elementos que se encuentran en el sumatorio dentro del paréntesis, junto con su coeficiente, se excluye en la ecuación abreviada. Esto solo supone un pequeño error del 1-2% en el cálculo del gasto energético final (74). De esta forma se evita tener que obtener muestras de orina para determinar la concentración de nitrógeno en la orina.

Dentro de esta técnica existen dos sistemas diferentes para obtener el consumo de oxígeno (VO_2). Estos dos sistemas reciben el nombre de sistemas de circuito cerrado y sistemas de circuito abierto (68,70). En los sistemas de circuito cerrado el sujeto respira a través de una válvula de doble flujo. El aire inspirado procede de un reservorio que contiene O_2 puro. El aire espirado vuelve al reservorio, pero el CO_2 exhalado es absorbido por el dispositivo. En consecuencia existe una diferencia entre el volumen inspirado y exhalado que es registrado y relacionado con el O_2 consumido. Este método puede emplearse para calcular el GMB o GER pero no para estimar el GEAF obtenido en actividades de la vida cotidiana (68). Por otro lado, en los sistemas de circuito abierto el sujeto inspira aire con una concentración de O_2 conocido y se registra el O_2 y CO_2 exhalado para finalmente calcular el VO_2 y la VCO_2 . Existen diversas formas de implementar un

sistema de circuito abierto. Hay un sistema de campana en el que el sujeto respira dentro de una campana ventilada en la que se obtiene el flujo de aire espirado y el porcentaje de O₂ y CO₂. En el procedimiento de la bolsa de Douglas el sujeto respira a través de una máscara o boquilla. Todo el aire exhalado va a una bolsa de plástico. Tanto el volumen de aire como la concentración de O₂ y CO₂ son calculados para finalmente estimar el VO₂.

Durante las últimas décadas, debido al progreso de la tecnología, se han diseñado sistemas portátiles de calorimetría indirecta de circuito abierto. Estos sistemas están diseñados para medir el intercambio de gases respiración a respiración durante cualquier tipo de actividad. Por tanto pueden obtenerse mediciones del consumo energético en situaciones de campo y durante la realización de AF de cualquier tipo. Sin embargo, el tiempo de registro está limitado a un rango de una a cinco horas por la batería.

La calorimetría indirecta, aunque proporciona medidas precisas del GE (75) en varias condiciones, no es útil en estudios epidemiológicos ya que los dispositivos necesarios alteran o inhiben los patrones de AF normal y supondría un coste exagerado utilizarlo en grandes poblaciones. Sin embargo, como algunos autores recomiendan, es una herramienta útil para validar medidas más prácticas del GEAF (68). Además, al proporcionar el cociente respiratorio la calorimetría indirecta, tiene la ventaja de poder aproximar el tipo de sustratos energéticos preponderantes en la dieta.

1.2.3.4. Observación directa

Se basa en la observación de los comportamientos de AF de los sujetos en estudio. Se basa en la clasificación de estos comportamientos en categorías que pueden ser cuantificadas y analizadas con mayor detalle. Una vez cuantificado el tiempo de cada actividad se puede estimar el GE en función del coste energético de la actividad extraído de tablas de referencia (68).

La principal ventaja es que permite identificar el tipo de actividad, así como cuándo, dónde y con quién se realiza. Sin embargo para poder disponer de unos datos exactos es necesario que los observadores sean personas entrenadas. Por otro lado, los sujetos de estudio podrían alterar sus comportamientos habituales al sentirse observados y esto supondría otra limitación de este tipo de técnica. Otra desventaja es que el coste podría ser muy elevado en caso de ser necesario un observador para cada sujeto. Además, el hecho de emplear valores estándar para estimar el GE podría ser otra fuente de error (68).

1.2.3.5. Acelerómetros

El empleo de los acelerómetros como técnica para cuantificar el gasto energético se basa en que las aceleraciones son proporcionales a la fuerza muscular generada y por tanto están relacionadas con el GE (70). Los primeros estudios que encontraron esta relación intentaban determinar las fuerzas verticales que se producían durante el trabajo industrial (76). Estos estudios demostraron que el valor de la

integral de la curva fuerza-tiempo era un buen estimador del GE. Debido a la relación que existe entre la fuerza y la aceleración, se comenzaron a desarrollar estudios en los que se estimaba el GE mediante el sumatorio del módulo de las aceleraciones en la dirección vertical (77).

A partir de este momento se comenzaron a desarrollar acelerómetros basados en tecnología piezo-eléctrica (78). Los primeros prototipos que se emplearon para la estimación del GE fueron uniaxiales y por tanto solo permitían registrar las aceleraciones en una dirección (79). Inicialmente la dirección elegida por los investigadores fue la vertical. Las aceleraciones verticales absolutas se integraban en bloques de tiempo, que finalmente se sumaban para dar un valor llamado *acceleration count* al que nos referiremos como *counts* de aceleración. La reproducibilidad de este sistema resultó excelente [coeficiente de correlación (r) = 0,94] mientras que las correlaciones encontradas con respecto al GE fueron buenas (r = 0,74) con un error estándar de estimación (EEE) de $6,6 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (77). De este trabajo se obtuvo la primera ecuación de regresión para estimar el VO_2 ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) mediante acelerómetros:

$$\text{VO}_2 = 8,2 + 0,08 \text{ counts} \cdot \text{min}^{-1} \quad \text{Ec. (1.4)}$$

La falta de exactitud de estos sistemas se debía a que solo se obtenían los valores de las aceleraciones en una dirección y a que algunas acciones que conllevan GE no producen aceleraciones y

desaceleraciones de todo el cuerpo sino solo de algún segmento corporal (e.g., ejercicios de fuerza) (70,78). Por tanto, estos acelerómetros mostraron subestimaciones del GE durante actividades en circunstancias no controladas cuando se comparaba con algún patrón oro como por ejemplo la calorimetría indirecta o el agua doblemente marcada (68,70).

Debido a estas limitaciones, los dispositivos y técnicas de procesamiento de datos fueron evolucionando. Por lo que respecta al hardware, los modelos actuales son capaces de registrar las aceleraciones producidas en los tres ejes del espacio (i.e., triaxiales) (80). Además, desde la aparición de los primeros acelerómetros basados en la piezo-electricidad se han diseñado otros basados en la piezo-resistividad y en condensadores variables. Los acelerómetros piezo-resistivos emplean materiales que cambian su resistencia eléctrica en función del estrés mecánico al que se ven sometidos. Estos acelerómetros son más pequeños y generan respuesta ante aceleraciones constantes pero necesitan alimentación externa (78). Esto finalmente se traduce en que son capaces de determinar posiciones corporales cuando no se produce movimiento. No obstante, los avances en la tecnología en estado sólido y los filtros digitales han hecho posible realizar mediciones de las aceleraciones estáticas y por lo tanto informar sobre la posición corporal también con acelerómetros piezo-eléctricos (81). Los acelerómetros de condensador variable emplean las aceleraciones para modificar la separación entre las placas del condensador y obtienen las curvas de

aceleración a partir de las modificaciones de la capacidad del condensador (82).

Otro aspecto que se ha tenido en cuenta a la hora de mejorar el hardware para la estimación del GE ha sido la determinación de la procedencia de las aceleraciones registradas y la aplicación de métodos de discriminación de las aceleraciones de interés. Existen cuatro fuentes generadoras de aceleración sobre el dispositivo (78): i. movimientos corporales, ii. gravedad, iii. vibraciones externas (e.g., vehículos motorizados) y iv. movimientos producidos por un mal ajuste del dispositivo al cuerpo. Las de interés son las dos primeras, por tanto es necesario aplicar técnicas que permitan registrar solo éstas aceleraciones de forma selectiva. Las técnicas aplicadas han sido: un filtrado con la finalidad de eliminar todas las fuentes de producción de aceleraciones que no se encuentren dentro del rango de frecuencias establecido para los movimientos corporales humanos y el diseño de sistemas de sujeción de los dispositivos que evite cualquier movimiento del mismo (78).

Los estudios desarrollados hasta la fecha han llevado a la conclusión de que, aunque normalmente la frecuencia de aceleraciones del centro de gravedad está por debajo de los 8 Hz, la banda de frecuencias que una persona puede generar va desde los 0,1 Hz hasta los 20-25 Hz (78,81). Los filtros (actualmente digitales) que aplican la mayoría de acelerómetros disponibles son de tipo pasa-banda con frecuencias de corte de 0,25-7 Hz (81). Estas frecuencias de corte permiten eliminar tanto las fuentes de ruido de baja frecuencia (e.g.,

temperatura, envejecimiento de los piezo-elementos), como las de alta frecuencia (e.g., ruido de red, vibraciones extrañas) (81). Estas frecuencias de corte son seleccionadas por los fabricantes con la finalidad de mantener un equilibrio entre la información de interés que se consigue registrar y la eliminación de las fuentes de interferencias.

Por otro lado, la amplitud de las aceleraciones generadas por el cuerpo humano va a determinar el rango dinámico que deben ser capaces de registrar los acelerómetros. Según algunos autores se pueden generar aceleraciones de hasta $\pm 10\text{-}12$ g (78,81), siendo lo normal encontrar rangos en valor absoluto entre 0,05 y 0,5 g cuando los acelerómetros se colocan en la cintura (81). En este sentido el rango dinámico de los acelerómetros comerciales va desde $\pm 2\text{-}6$ g.

Una vez adquiridas las aceleraciones, las señales son convertidas de analógica a digital mediante los procesos de discretización y cuantización. En la discretización la frecuencia de muestreo indica cada cuanto tiempo se obtiene un dato de aceleración. Según el teorema de Nyquist-Shanon la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia que deseamos encontrar. En los dispositivos actuales la frecuencia de muestreo puede variar desde los 10 Hz hasta los 100 Hz. Siempre siendo mayor del doble de la frecuencia de corte superior del filtro que se aplicará, y por tanto de la frecuencia máxima que se desea encontrar. La resolución de la tarjeta de conversión analógico/digital va a influir en la cuantización ya que dependiendo del número de bits de la tarjeta se podrá

establecer un número de niveles de amplitud determinado (i.e., $2^{\text{bits}} = \text{número de niveles}$).

Llegados a este punto, se comienza el procesado digital de los datos y por tanto dejamos de presentar las mejoras y avances que han sufrido los acelerómetros desde el punto de vista del hardware. Aunque es posible emplear los datos brutos de aceleración, ha sido habitual que, en los estudios de estimación de GE, las aceleraciones han sido transformadas a otras unidades denominadas *counts*. Un *count* es la diferencia existente entre dos niveles contiguos en la cuantización. Por ejemplo, si el conversor empleado tiene 8 bits, dispondremos de un total de $2^8 = 256$ niveles. Ya que disponemos de aceleraciones positivas y negativas, este número de niveles se distribuye en un rango de ± 128 niveles. Aunque en los acelerómetros actuales es posible obtener como salida las aceleraciones en cada instante muestreado, lo más habitual hasta la fecha ha sido integrar los *counts* en bloques temporales de un minuto. Es decir, la salida final va a estar compuesta por un dato cada minuto que representa el sumatorio de *counts* (i.e., la integral en señales discretas) durante dicho minuto. Sin embargo, un paso previo es rectificar la señal, de lo contrario los *counts* positivos y los negativos se anularían obteniendo subestimaciones del valor real (figura 1.3).

Otro de los frentes que han sido objeto de investigación para mejorar la estimación del GE con acelerómetros ha sido el empleo de diferentes modelos para obtener las ecuaciones de regresión. Desde la

primera ecuación de regresión lineal propuesta por Montoye *et al.* (77) para el empleo de acelerómetros uniaxiales se han publicado numerosos artículos en esta temática.

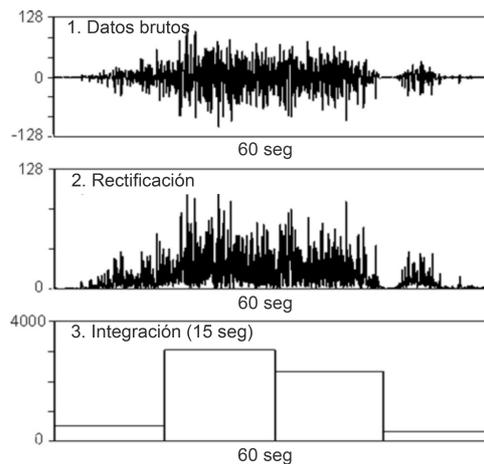


FIGURA 1.3. Obtención de *counts* a través de la señal original de aceleraciones [modificada de Chen y Bassett (81)]

Al principio, existió un gran interés por establecer ecuaciones lineales o lineales múltiples (empleando algunas variables antropométricas y los *counts* medidos por los acelerómetros) para los diferentes acelerómetros que comenzaban a comercializarse. Meijer *et al.* (83) emplearon acelerómetros triaxiales, con los que calculaban el vector resultante de los *counts* en los tres ejes del espacio minuto a minuto, para estimar el gasto energético en $J \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$. La ecuación que obtuvieron fue:

$$GE = 77,988 + 1,294 \text{counts} \cdot \text{min}^{-1} \quad \text{Ec. (1.5)}$$

El EEE que obtuvieron fue de $79,1 \text{ J} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$. Si transformamos el error cometido por Montoye *et al.* (77) a las mismas unidades, se obtiene $132,64 \text{ J} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$. Por tanto, empleando los datos de los acelerómetros triaxiales se obtuvo una mejora en la exactitud de la estimación del GE.

Bouten *et al.* (80) fueron los primeros en cuestionar la linealidad de la relación existente entre las aceleraciones y el GE. Según las leyes de la física, la energía cinética se relaciona con el cuadrado de la velocidad. Como la energía cinética está directamente relacionada con el GEAF y que la integral de las señales de aceleración expresan velocidad, estos autores consideraron que la relación entre la integral de la aceleración y el GE debería de ser cuadrática. Sin embargo, sus resultados indican la existencia de una relación lineal. Las variables de aceleración con las que mejor se pudo estimar el GE fueron los $\text{counts} \cdot 30 \text{ seg}^{-1}$ en el eje antero-posterior ($r = 0,97$; EEE = $0,51 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$) y el sumatorio de los $\text{counts} \cdot 30 \text{ seg}^{-1}$ en los tres ejes del espacio ($r = 0,95$; EEE = $0,7 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$). Las ecuaciones de regresión obtenidas fueron:

$$GE = -0,176 + 0,085X, \quad \text{Ec. (1.6)}$$

$$GE = 0,104 + 0,023(X + Y + Z), \quad \text{Ec. (1.7)}$$

donde GE es el gasto energético en $\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$, X son los $\text{counts} \cdot 30 \text{ seg}^{-1}$ en el eje antero-posterior, Y son los $\text{counts} \cdot 30 \text{ seg}^{-1}$

en el eje medio-lateral y Z son los $counts \cdot 30 \text{ seg}^{-1}$ en el eje vertical. Aunque el valor de r y el EEE fueron muy buenos para la primera ecuación de regresión, se cometía una subestimación del 60% en las actividades sedentarias. Con la segunda ecuación, la exactitud era del 85% en todo el rango de actividades.

El primer trabajo que intentó mejorar la exactitud de la estimación del GE mediante acelerómetros empleando más de un dispositivo fue publicado en 1995 (84). Cuando solo emplearon un acelerómetro, la mejor estimación se obtuvo cuando se colocaba en la muñeca ($r = 0,93$; $EEE = 1,05 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$). Con dos acelerómetros la estimación fue similar cuando se colocaron en la muñeca y el tobillo ($r = 0,94$; $EEE = 0,93 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) o en la cadera y la muñeca ($r = 0,94$; $EEE = 0,75 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$). Por último, cuando se emplearon los tres acelerómetros (tobillo, cadera y muñeca) la estimación fue mejor, con un valor $r = 0,96$ y un $EEE = 0,85 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$:

$$GE = -4,30445 + 0,0002365T + 0,0007885C + 0,0006671M + 0,10505m, \quad \text{Ec. (1.8)}$$

donde GE es el gasto energético en $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$, T son los $counts \cdot \text{min}^{-1}$ del acelerómetro colocado en el tobillo, C son los $counts \cdot \text{min}^{-1}$ del acelerómetro colocado en la cadera, M son los $counts \cdot \text{min}^{-1}$ del acelerómetros colocado en la muñeca y m es la masa en kg.

Freedson *et al.* (85) propusieron la identificación de puntos de corte en los $counts \cdot \text{min}^{-1}$ para diferenciar entre niveles de intensidad de

AF. Para ello los participantes anduvieron/corrieron a tres velocidades diferentes (i.e., 4,8; 6,4 y 9,7 km · h⁻¹) mientras se cuantificaba el VO₂ por calorimetría indirecta y las aceleraciones con un acelerómetro colocado en la cadera derecha. La primera ecuación propuesta establecía una relación lineal entre los METs y los *counts* con un valor $r = 0,88$ y un EEE de 1,12 METs. También propusieron una ecuación lineal múltiple empleando los *counts* y la masa corporal con la que obtuvieron un valor $r = 0,93$ y un EEE = 0,93 kcal · min⁻¹. Con los datos obtenidos los autores configuraron unos umbrales de *counts* · min⁻¹ para diferenciar las intensidades de AF (tabla 1.5).

TABLA 1.5. Umbrales establecidos por Freedson *et al.* (85)

Intensidad	METs	<i>counts</i> · min⁻¹
Ligera	< 3	< 1952
Moderada	3-5,99	1952-5724
Vigorosa	6-8,99	5725-9498
Muy Vigorosa	> 9	> 9498

MET = índice metabólico

Hendelman *et al.* (86) ofrecieron sus propias ecuaciones para estimar el GE para diferentes actividades empleando un acelerómetro uniaxial ($r = 0,59$; EEE = 0,96 METs) y otro triaxial ($r = 0,62$; EEE = 0,93 METs).

Además, propusieron puntos de corte para diferenciar intensidades de AF. Los *counts* · min⁻¹ que equivalen a 3; 6 y 9 METs para el

acelerómetro uniaxial fueron 190,7; 7525,7 y 14860,6 respectivamente. Para el acelerómetro triaxial, los puntos de corte resultaron ser de 167; 2904,2 y 5641,4 $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el mismo orden.

Sin embargo, Basset *et al.* (87) observaron que tanto las ecuaciones propuestas por Freedson *et al.* (85) como por Hendelman *et al.* (86) mostraron correlaciones bajas-medias con respecto al GE medido mediante calorimetría indirecta cuando se realizaban un conjunto de actividades de la vida diaria. Mientras que las ecuaciones de Fredson *et al.* (85) subestimaban el GE en todo el rango de actividades, las de Hendelman *et al.* (86) lo sobrestimaban a bajas intensidades y lo subestimaban a altas.

Este fue el primero de varios artículos que demostraron que existe una baja relación lineal entre las aceleraciones y el GE cuando se tienen en cuenta actividades diferentes a la marcha y la carrera (87,88). Por tanto, a partir de este momento comenzaron a plantearse nuevos modelos para estimar el GE mediante acelerómetros de forma más precisa. Una de las contribuciones más importantes fueron las de Crouter *et al.* (89–93). En estos trabajos se empleó una primera clasificación de las señales de aceleración en dos grupos en función de su coeficiente de variación (para discernir entre actividades de locomoción y el resto de actividades cotidianas). Una vez clasificadas, las de bajo coeficiente de variación se aproximaron a una exponencial, y las de alto coeficiente de variación a un polinomio de grado tres. Los resultados empleados para diferentes actividades

de la vida diaria indican que este nuevo modelo de estimación del GE con acelerómetros resultó tremendamente eficaz. Los autores han publicado *two-regression model* empleando diferentes acelerómetros comerciales.

Aunque este modelo basado en dos ecuaciones de regresión no lineal diferentes en función del tipo de actividad desarrollada supuso un paso importante, no fue el último en darse. Durante los últimos años se han publicado trabajos empleando herramientas de ajuste de datos basadas en métodos de optimización local para obtener modelos matemáticos flexibles que produzcan un menor error en la estimación del GE (94,95). Por ejemplo, Staudenmayer *et al.* (94) emplearon una red neural artificial (RNA) para estimar el GE obteniendo errores de predicción más pequeños en comparación con el empleo del *two-regression model*.

En resumen, las ventajas de estos dispositivos son su tamaño reducido, su gran capacidad de almacenamiento de datos (lo que permite registrar las aceleraciones durante largos periodos de tiempo) y su capacidad para cuantificar la cantidad y la intensidad de la actividad realizada (70). Sin embargo algunas actividades no son bien cuantificadas por los acelerómetros (e.g., ejercicios de fuerza), ya que no producen aceleraciones y desaceleraciones, y por tanto se producen errores en la estimación del gasto energético.

1.2.3.6. Podómetros

Los podómetros registran el número de pasos mediante las aceleraciones verticales. Disponen de un brazo de palanca que se desplaza hacia arriba y hacia abajo dependiendo de las aceleraciones verticales que el sujeto produce durante la marcha o la carrera (96). De esta forma, con un circuito electrónico que se cierre gracias al movimiento del brazo de palanca, se puede obtener el número de pasos realizados (68). Los acelerómetros son calibrados con la finalidad de configurar un umbral de aceleración mínimo necesario para que el sistema lo reconozca como un paso (96). Finalmente, el número de pasos puede ser convertido en distancia si se multiplican por la longitud media de zancada (68,70).

Los podómetros han sido validados por medio de correlaciones empleando como patrón oro diferentes instrumentos (97). Las correlaciones entre podómetros y acelerómetros han mostrado un amplio rango ($r =$ no significativa hasta 0,99) dependiendo de los instrumentos empleados así como las condiciones experimentales, siendo la mediana de las correlaciones $r = 0,86$. Con respecto a la observación directa, se ha encontrado un valor mediana $r = 0,82$ (rango; $r = 0,42-0,97$) y con métodos auto-informados un valor mediana $r = 0,33$ (rango; $r = 0,02-0,94$). Por otro lado, los rangos de las correlaciones halladas con respecto a la frecuencia cardíaca fueron $r = 0,46-0,88$, con respecto a la calorimetría indirecta fueron de $r = 0,49-0,81$, y tan solo se ha realizado un estudio con agua doblemente marcada, siendo el valor encontrado $r = 0,61$.

Las principales ventajas de los podómetros son: su pequeño tamaño y su bajo precio (70). Sin embargo con este instrumento solo se registra la marcha y la carrera. Por tanto existe un gran número de actividades que suponen un GE y que no podrían cuantificarse con un podómetro (e.g., fregar los platos, trabajar con el ordenador o realizar ejercicios de fuerza). Además, el podómetro no es capaz de distinguir cuándo se anda, cuándo se corre o cuándo se suben escaleras. Por tanto, se asume que el GE es el mismo en cada paso, aunque en realidad no se así. Por otro lado, tan solo proporcionan un número total de pasos, pero no hay un registro temporal de cuándo se han realizado y cómo se han agrupado, con lo que la información que proporciona es bastante limitada (70).

1.2.3.7. Monitores del ritmo cardiaco

La frecuencia cardiaca es una variable fisiológica relacionada con el estrés del sistema cardiovascular durante la realización de actividades. Los monitores de frecuencia cardiaca se comenzaron a emplear desde principios de los años 90 para estimar el GE (68). En general los sistemas de monitorización de la frecuencia cardiaca constan de una banda con electrodos ceñida al pecho que registra la actividad eléctrica del corazón y envía la señal a un dispositivo que actúa como receptor y almacenador de datos.

Los primeros estudios que intentaron establecer una relación entre el GE y la frecuencia cardiaca observaron una dependencia lineal (68,98,99). Sin embargo más adelante se vio que esta relación no era lineal para determinadas intensidades de esfuerzo, sino que existía un

umbral por debajo del cual la frecuencia cardiaca no crecía linealmente con el GE. Además, se observó una gran variabilidad entre diferentes sujetos en la relación entre estas variables, debida a factores que influían en la frecuencia cardiaca pero no sobre el GE (e.g., estrés emocional, hidratación, fatiga, cafeína, posición corporal) (68,70,100). Para poder estimar el GE en toda la variedad de intensidades, se propuso establecer un umbral por encima del cual el GE se estimase mediante una regresión lineal con la frecuencia cardiaca y por debajo del cual se considerase como GE en reposo. A ese umbral se le denominó *FLEX HR* (98).

Por tanto, se propuso realizar una calibración para cada sujeto en la que se obtuviese una curva que relacionase el GE con la frecuencia cardiaca para obtener los parámetros necesarios para realizar la estimación posterior. Estos parámetros son el *FLEX HR* y la pendiente de la recta de la zona lineal. Para identificar el *FLEX HR* se realiza un promedio entre la máxima frecuencia cardiaca en reposo (e.g., estar sentado) y la mínima en actividad ligera (e.g., subir escaleras) (68,70,98).

Más tarde, para simplificar el empleo de la frecuencia cardiaca a la hora de estimar el GE, se propusieron dos parámetros: i. la frecuencia cardiaca neta (i.e., frecuencia cardiaca absoluta menos frecuencia cardiaca en reposo) y ii. el índice de frecuencia cardiaca (i.e., la frecuencia cardiaca absoluta dividida por la frecuencia cardiaca en reposo). Varios estudios han comprobado que empleando el índice de frecuencia cardiaca la estimación del GE es precisa

(101,102). Concretamente en el estudio de Wicks *et al.* encontraron un coeficiente de determinación (r^2) = 0,99 cuando emplearon una ecuación lineal entre el GE en METs y el índice de frecuencia cardiaca (102).

Una de las principales ventajas de este sistema de monitorización es su reducido tamaño y coste. Además, tienen una capacidad de almacenamiento relativamente amplia, con frecuencias de muestreo aceptables para proporcionar información de la frecuencia, intensidad y duración de las actividades que se realizan. Hasta hace poco se consideraba que la frecuencia cardiaca no era útil para estimar el GE en actividades intermitentes debido a que su adaptación al esfuerzo es más lenta que la del VO_2 (100). No obstante, un estudio reciente ha conseguido hallar un modelo que permite realizar estimación del GE en actividades intermitentes con una exactitud del 82% mediante la monitorización de la frecuencia cardiaca (103).

1.2.3.8. Instrumentos auto-informados

Existe un gran número de métodos auto-informados que han sido empleados en investigación epidemiológica con el fin de valorar la AF. Dependiendo de las características del instrumento se ha realizado una clasificación en cuatro grupos: i. registros de AF (e.g., diarios), ii. cuestionarios de recuerdo, iii. cuestionarios de historia cuantitativa y iv. cuestionarios globales auto-informados (68).

Las técnicas auto-informadas son muy empleadas en estudios epidemiológicos a gran escala ya que son prácticas y fáciles de administrar. Suponen un coste económico bajo y poco tiempo para ser completados por los sujetos. La mayor ventaja es que no influyen en los patrones normales de AF. Sin embargo, no carecen de limitaciones. En primer lugar, al basarse en la memoria de los sujetos pueden aparecer errores debidos al intento de responder con conductas socialmente deseables o no recordar con precisión el tiempo empleado en alguna actividad. Además es posible que los sujetos malinterpreten alguna pregunta con lo que podrían proporcionar datos totalmente erróneos (especialmente en tercera edad y niños). Por último, la validez de constructo de estos instrumentos, al compararlos con otros sistemas de referencia, han mostrado valores bajos (68,104,105) mientras que su fiabilidad muestra buenos valores (68,105,106).

1.3. Lesión medular y gasto energético durante la actividad física

Aunque existen unas indicaciones generales sobre la práctica de AF cuando se trata de poblaciones con necesidades especiales, se hace imprescindible revisar y adaptar estas indicaciones a las características de la población de interés. Este es el caso de las personas con lesión medular, ya que las características de su discapacidad van a influir de forma importante en el papel de la AF como factor protector. Todo ello se abordará en esta sección.

Además se realizará un esfuerzo por describir los métodos existentes hasta la fecha para cuantificar el GEAF en personas con lesión medular. Se prestará especial atención a los sensores de movimiento y a los modelos de ajuste de datos empleados hasta este momento.

1.3.1. Actividad física en la lesión medular: importancia y recomendaciones

Como se ha visto en apartados anteriores se han establecido unas recomendaciones generales de práctica de AF con el propósito de favorecer su efecto protector frente a un gran número de patologías, en muchos casos asociadas con el envejecimiento. En concreto, se han mostrado las recomendaciones elaboradas por la OMS para la población general y para diferentes estratos de edad.

Sin embargo, debido a las características especiales de las personas con lesión medular puede ser imprescindible adaptar las recomendaciones apropiadas para la población general adulta. Estas características especiales hacen que los lesionados medulares sean más propensos a padecer ciertas alteraciones y/o patologías propias del envejecimiento (3).

Las personas que padecen lesión medular normalmente adquieren hábitos de vida sedentario. De hecho se les considera uno de los colectivos con una menor condición física (107). Se ha comprobado, mediante la valoración del VO_2 en una prueba de ergómetro de brazos, que no alcanzan niveles suficientes para realizar algunas actividades de la vida diaria (108).

Además, como consecuencia de la lesión medular se produce una reducción de la masa muscular. En concreto se han observado una serie de alteraciones de las fibras muscular en personas con lesión medular (109–113): i. reducido tamaño en comparación con las fibras inervadas por encima de la lesión, ii. menos cantidad de proteínas contráctiles, iii. capacidad de producir menores picos de fuerza, iv. transformación hacia fenotipos proteicos rápidos, v. incremento de las cadenas isomorfas pesadas de miosina y vi. disminución de su resistencia a la fatiga.

Por otro lado, también se produce una reducción de la densidad mineral ósea, especialmente durante el primer año tras la lesión (114). Como consecuencia, las personas con lesión medular se hacen más susceptibles a las fracturas, incluso por traumatismos triviales o imperceptibles (figura 1.4).

Las enfermedades cardiovasculares son la mayor causa de muerte en personas con lesión medular (17,115–117). Es más, se ha observado que el declive de la función cardiovascular como consecuencia del envejecimiento es más pronunciada en las personas con lesión medular que en las personas sin discapacidad. Además existen algunas condiciones patológicas que agravan la enfermedad cardiovascular como por ejemplo la hiperinsulinemia y la obesidad, que son aspectos comunes entre las personas con lesión medular (117). En cuanto al perfil lipídico en sangre, se ha encontrado una disminución de la concentración del colesterol HDL (118,119) cuyos niveles se han asociado de forma inversa al riesgo cardiovascular.



FIGURA 1.4. Ejemplo de personas con lesión medular con disminución de la densidad mineral ósea (elaboración propia)

Otro de los problemas de salud que afectan en gran medida a las personas con lesión medular es la resistencia a la insulina. Se han encontrado resultados que indican que casi la mitad de las personas con lesión medular tienen resistencia a la insulina (118) que podría deberse a la inactividad física, la obesidad y disfunción simpática.

Por último, y dependiendo del nivel de lesión se producen una serie de alteraciones del sistema nervioso autónomo. En lesiones cervicales se produce una descentralización del sistema nervioso simpático,

mientras que si la lesión es justo por encima de los segmentos sacros el sistema parasimpático es el que escapa del control central. En el primer caso se producen alteraciones de la circulación, de la coagulación, del metabolismo de la insulina, degenerativas articulares y de la densidad mineral ósea (120–122). En el segundo caso aparecen problemas de control intestinal y de la vejiga así como disfunción eréctil (123).

La lesión medular también afecta a algunos parámetros fisiológicos que están directamente relacionados con la AF. Se ha comprobado una asociación entre el nivel de lesión y el VO₂ máximo (3). Además, las personas con paraplejia poseen frecuencias cardiacas en reposo más elevadas que las personas sin discapacidad (124,125).

Como se ha descrito en apartados anteriores la AF juega un papel muy importante en la prevención primaria y secundaria de muchos de los problemas asociados a la lesión medular, como por ejemplo las enfermedades cardiovasculares, la diabetes, la hipertensión y las dislipidemias. Sin embargo la mayoría de estudios epidemiológicos que han observado la función protectora de la AF se han realizado en la población sin discapacidad. Los escasos estudios epidemiológicos realizados sobre poblaciones de personas con lesión medular han mostrado resultados esperanzadores (126–129). En el estudio realizado por Hetz *et al.* (127) se encontró una asociación inversa entre el tiempo empleado realizando actividades de movilidad de la vida diaria (e.g., transferencias y propulsión en la silla de ruedas) y la concentración de colesterol total y lipoproteínas

de baja densidad (LDL) en plasma. También se ha observado que las personas con lesión medular que realizan una mayor cantidad de AF en el tiempo libre son menos proclives a desarrollar resistencia a la insulina, tienen menos riesgo de hipertensión y una menor circunferencia abdominal (126). Además, se ha observado que la AF también provoca una reducción de las infecciones urinarias y respiratorias, así como un efecto beneficioso sobre la espasticidad y las úlceras por presión (129).

En adelante analizaremos los efectos que tiene el ejercicio físico sobre la salud de las personas con lesión medular.

En primer lugar, el ejercicio centrado en la mejora de la resistencia incrementa el VO_2 máximo (3,130,131) además de actuar como factor protector para diversas patologías cardiovasculares y metabólicas. Las recomendaciones relacionadas con el ejercicio para la mejora de la resistencia en personas con lesión medular no distan mucho de las que se han establecido para la población general. Concretamente se aconseja realizar de tres a cinco sesiones de 20-60 minutos por semana a una intensidad del 50 al 80% del VO_2 máximo (132). Los ejercicios que pueden realizar las personas con paraplejía para mejorar la resistencia son el ergómetro de brazos, la propulsión de la silla de ruedas, nadar, practicar deportes en silla, circuitos de entrenamiento de fuerza, ciclismo mediante electroestimulación y marcha mediante electroestimulación.

Aunque en menor medida también se han realizado estudios sobre los efectos del ejercicio físico para la mejora de la fuerza en personas con lesión medular. Uno de los síntomas más comunes en las personas con lesión medular es el dolor de la articulación del hombro (133–136). El motivo de aparición de este síntoma más aceptado entre los expertos es la falta de fuerza en el hombro (21,135,137,138). Por tanto el ejercicio físico para la mejora de la fuerza podría acondicionar la musculatura periarticular del hombro previniendo la aparición de dolor. De hecho, los trabajos desarrollados hasta la fecha han observado una disminución del dolor y un aumento de la funcionalidad tras la realización de ejercicios de fuerza (21,139–141). Las recomendaciones para el ejercicio para la mejora de la fuerza incluyen dos sesiones semanales en las que se realicen tres series de 8-12 repeticiones por ejercicio a intensidad moderada o alta (3).

Por último, se recomienda que las personas con lesión medular participen en actividades deportivas. Aunque los efectos fisiológicos obtenidos con la participación en deportes depende de la disciplina elegida, en general se producen mejoras en la potencia aeróbica y potencia anaeróbica (129). Estos parámetros están disminuidos en las personas que sufren una lesión medular y por tanto al mejorarlos se consigue mejorar la funcionalidad y calidad de vida de estas personas. La participación en actividades deportivas también proporciona beneficios psicológicos importantes. En concreto las personas con una lesión medular que se adhieren a estas actividades perciben una mejora en su interacción social con otras personas, su

estrés, su independencia física, su movilidad y su actividad laboral (129).

Por lo expuesto hasta ahora, la AF podría ser un factor protector sobre la salud de las personas con lesión medular. Sin embargo, todavía son escasos los trabajos epidemiológicos que se han realizado en esta población. Además, se ha estudiado tan solo el papel que podría tener sobre algunas de las comorbilidades de las personas con lesión medular. Por ello, deben seguir realizándose estudios de esta índole que ayuden a generar un cuerpo de conocimiento suficiente como para poder afirmar con rotundidad sobre qué problemas puede emplearse la AF como factor protector.

En resumen, y en base a la información disponible hasta ahora, la AF es beneficiosa para las personas con lesión medular. Ya que se han establecido unas recomendaciones para este subconjunto poblacional es imprescindible comprobar si, las personas que sufren lesión medular en la actualidad, las cumplen. Hasta la fecha se han realizado escasos estudios y casi ninguno ha intentado cuantificar la AF y el GE mediante sensores de movimiento ya que no se disponía de una metodología válida para ello. La mayoría de trabajos han empleado cuestionarios como métodos de valoración, y algunos han obtenido los registros mediante monitorización de la frecuencia cardiaca o cámaras de calorimetría indirecta.

Dearwater *et al.* (142) fueron los primeros en proponer el empleo de sensores de movimiento como medida del GE y la AF en personas

con paraplejia. En su estudio obtuvieron que los *counts* · hora⁻¹ realizados por las personas con lesión medular fue menor incluso que en mujeres de edad avanzada. Sin embargo, debido a que no se disponía de modelos matemáticos que relacionaran los *counts* con el GE debe considerarse este trabajo como una primera aproximación a un problema que ha sido analizado con posterioridad empleando diferentes metodologías.

Monroe *et al.* (143) compararon el GER, GET y el GEAF entre sujetos sin discapacidad y personas con lesión medular empleando una cámara respiratoria. Los resultados aportados mostraron que las personas con lesión medular tuvieron un menor GER, GET y GEAF que las personas sin lesión medular. Además el GET siguió siendo diferente cuando los datos se ajustaron en función de la edad, masa libre de grasa y masa grasa de los sujetos. Existen dos posibles explicaciones que justifican que las personas con lesión medular tengan un GER menor. En primer lugar, puede deberse a la menor cantidad de musculatura activa y en segundo, a la afección del sistema nervioso autónomo (144). Sin embargo las condiciones de valoración fueron manipuladas experimentalmente (cámara respiratoria) y no se obtuvieron registros en condiciones libres.

El primer artículo que cuantificó el GET y el nivel de actividad física en personas con lesión medular en condiciones libres encontró que las personas con paraplejia tenían una actividad limitada (145) según la definición de la OMS (i.e., $1,55 < \text{nivel de actividad física} < 1,60$) (146). Además obtuvieron diferencias en el GET entre las

personas con lesión completa e incompleta, siendo los valores mayores en las últimas.

El proyecto SHAPE-SCI es uno de los pocos estudios epidemiológicos sobre AF en tiempo de ocio en personas con lesión medular que se ha desarrollado hasta la fecha. Se ha publicado un trabajo amplio dividido en varias partes en las que se han expuesto los principales hallazgos encontrados (147,148). Los datos relacionados con la práctica de AF fueron obtenidos mediante el cuestionario PARA-SCI en un total de 695 personas con lesión medular. En estos trabajos se observó una relación inversa entre la edad y el tiempo de evolución de la lesión con la cantidad de AF practicada durante el tiempo libre. Además, los hombres fueron más activos que las mujeres y las personas que empleaban silla de ruedas manual eran más activas que las que empleaban sillas eléctricas. El grado y nivel de lesión también eran factores que influían en la práctica de AF, siendo más activas las personas con nivel más bajo y lesión menos grave.

En este mismo estudio se analizaron las actividades preferidas. El entrenamiento de fuerza, aeróbico y la propulsión en silla de ruedas resultaron ser las más frecuentes. Sin embargo las actividades de mayor duración fueron la práctica deportiva y la realización de actividades artesanales.

En general, se puede asumir que las personas que sufren lesión medular no realizan suficiente AF para alcanzar los niveles

recomendados como saludables (aunque las evidencias sean escasas). Sin embargo existen subconjuntos de esta población que merecen un estudio más detallado. Concretamente se ha observado que las personas con lesión medular que practican tenis o baloncesto sí alcanzan los niveles recomendados (149). Además, se han encontrado otras actividades con mayores niveles de GE con lo que podrían indicarse como métodos eficaces para alcanzar la AF recomendada. Algunos ejemplos son la bici de mano o correr en silla de ruedas (150).

Por lo expuesto hasta ahora, hemos observado que la inactividad física es un factor de riesgo importante sobre ciertas patologías. Además se ha encontrado que estos problemas son más frecuentes en personas con lesión medular debido a que son uno de los colectivos con una menor condición física. Sin embargo, existen pocos trabajos epidemiológicos que hayan podido cuantificar la AF y el GE de las personas con lesión medular. Además la mayoría de estos trabajos no han podido proporcionar ningún parámetro que permita valorar si los niveles de práctica de AF realizados por esta población son suficientes para alcanzar las recomendaciones saludables. En consecuencia parece necesaria la realización de trabajos que permitan conocer el papel de la AF en la lesión medular mediante la realización de estudios epidemiológicos. Por ello es fundamental proporcionar las herramientas metodológicas que permitan mejorar la calidad de los estudios epidemiológicos que se realicen.

1.3.2. Estimación del gasto energético durante la actividad física en personas con lesión medular

Como se ha visto en el punto anterior, la AF como factor protector de la salud y la calidad de vida juega un papel importantísimo para las personas que padecen paraplejia. Por tanto, se torna imprescindible validar métodos de estimación del GEAF con los que poder realizar estudios epidemiológicos en este colectivo. La cuantificación del GEAF podría ayudar a las personas con lesión medular a ser conscientes de la escasa AF que realizan, a promover la adherencia a los programas de AF y finalmente permitir a los investigadores comprobar la eficacia de programas de promoción de la AF (70). Algunas de las técnicas más precisas para la estimación del GE como la técnica del agua doblemente marcada y la calorimetría directa e indirecta son válidas y fiables en personas con lesión medular. Sin embargo estas técnicas tienen un coste muy elevado y no son útiles para realizar estudios epidemiológicos. Por lo tanto, en los párrafos venideros se realizará una revisión sobre la validación de los instrumentos auto-informados, sensores de frecuencia cardiaca y sensores de movimiento para estimar el GE en personas con lesión medular.

Existen dos instrumentos autoinformados para la estimación del GE que han sido empleados y validados en personas con lesión medular, la *Physical Activity Scale for Individuals with Physical Disabilities*

(PASIPD)¹ y la *Physical Activity Recall Assessment for People with Spinal Cord Injury* (PARA-SCI)². La PARA-SCI intenta determinar la AF realizada durante los tres últimos días así como su intensidad (151). Tienen en cuenta tres categorías de AF: i. AF en tiempo de ocio, ii. actividad propia del estilo de vida y iii. la combinación de las dos anteriores. El procedimiento para llevar a cabo esta valoración de la AF es mediante una entrevista semi-estructurada realizada por llamada telefónica.

Este instrumento ha sido validado y también se han desarrollado estudios para comprobar su fiabilidad. El coeficiente de correlación intraclase mostró valores de 0,45 a 0,91 dependiendo de la subcategoría analizada (151). Por lo que respecta a la validación, se ha comprobado tanto la validez de criterio (151) como la de constructo (152). En cuanto a la validez de criterio, se encontraron correlaciones con respecto al VO₂ de 0,27; 0,63; 0,88 y 0,79 para la intensidad ligera, moderada, vigorosa y total respectivamente (151). La validez de constructo fue comprobada mediante correlaciones con la fuerza muscular y la capacidad aeróbica (validez convergente) y mediante comparación de grupos extremos (152). Las correlaciones encontradas con la fuerza muscular y la capacidad aeróbica fueron no significativas en muchas sub-categorías, y las sí significativas mostraron coeficientes de correlación bajos ($\leq 0,36$). Las

¹ Escala de Actividad Física para Individuos con Discapacidad Física

² Llamada de Valoración de la Actividad Física para Personas con Lesión Medular

comparaciones entre grupos extremos solo mostraron efectos de la edad, el sexo y la adscripción a equipos o entidades deportivas. Sin embargo, no aparecieron diferencias entre el nivel y grado de lesión. Por todo lo expuesto hasta ahora sobre la valoración de la AF mediante PARA-SCI, se puede concluir que es un método económico y sencillo, pero los valores obtenidos carecen de la exactitud que se puede alcanzar con otros métodos.

Por lo que respecta a la PASIPD fue desarrollada por Washburn *et al.* (153) en 2002 con el objetivo de poder cuantificar la AF realizada por personas con discapacidad, entre ellas las personas con lesión medular. Esta escala está compuesta por trece ítems, seis evalúan el tiempo de ocio, seis las tareas domésticas y uno la actividad laboral. De cada ítem se responde el número de días de la última semana que se ha realizado dicha actividad y cuantas horas de promedio diario. El resultado final de la PASIPD se obtiene multiplicando el tiempo promedio empleado en cada actividad por los METs de dicha actividad.

Los autores de la escala realizaron una validación de constructo mediante diferencias de grupos extremos. Se encontraron efectos de la edad, el nivel de salud y el nivel de práctica de AF, género y tipo de discapacidad (153). Más tarde fue publicado otro artículo en el que se realizó la validación de constructo de la PASIPD solo en personas con lesión medular (154). Los autores encontraron diferencias en los resultados de PASIPD en función del nivel de lesión y del tiempo de lesión. Sin embargo, las correlaciones entre la

puntuación total del PASIPD y las variables relacionadas con la capacidad física mostraron valores bajos ($\leq 0,35$). Los autores de este trabajo concluyeron que la relación entre el instrumento empleado con la capacidad física y la AF desarrollada fue limitada. Por último, se comprobó la fiabilidad tes-retest y la validez de criterio empleando como instrumento de referencia un acelerómetro uniaxial (155). El coeficiente de correlación de Spearman entre las medidas del test-retest tuvo un valor de 0,77; mientras que las correlaciones entre el PASIPD y los *counts* fueron de 0,3. Por tanto, los instrumentos autoinformados que han sido elaborados hasta ahora para cuantificar la AF en persona con lesión medular no reúnen todos los requisitos necesarios para considerarlos como una herramienta precisa y fiable para tal efecto.

Por otro lado, se han publicado algunos artículos cuyo objetivo ha sido validar el empleo de la frecuencia cardiaca como método de estimación del GE en personas que padecen paraplejia. Hayes *et al.* (156) realizaron un estudio en el que realizaron una validación de la frecuencia cardiaca mediante una calibración grupal e individual. Estos conceptos se refieren a establecer ecuaciones de regresión para cada individuo o para el grupo en general. Por tanto, aunque una calibración individual ofrece una mejor exactitud supone un mayor coste temporal y más carga para los participantes. Con la validación grupal encontraron una relación significativa pero muy baja entre la frecuencia cardiaca y el GE ($r = 0,29$). Cuando realizaron la calibración individual, el valor de r fue 0,74. Aún así el error de

predicción fue del 4,7 al 47,7% dependiendo de la actividad evaluada. Lee *et al.* (157) trataron de mejorar la predicción del GE mediante frecuencia cardiaca empleando el índice de frecuencia cardiaca. La ecuación de regresión obtenida (ecuación 1.9) en la calibración grupal mostró un error de predicción del 0,07 al 65,25% y un valor $r = 0,78$ para los datos con los que fue generada. Cuando se realizó la validación cruzada, el error de predicción fue del 8,65 al 67,5% y un valor $r = 0,72$. Por otro lado, con la calibración individual, el error de predicción fue del 1,64 al 10,29% y del 2,55 al 16,89% para los datos con los que se generaron las ecuaciones y lo de validación cruzada respectivamente. Por lo que respecta al valor r obtenido con la calibración individual, fue de 0,93 y 0,9 para los datos con los que se obtuvieron las ecuaciones y los datos para la validación respectivamente.

$$METs = -0,99 + 2,29IFC, \quad \text{Ec. (1.9)}$$

donde *IFC* es el índice de frecuencia cardiaca y se calcula dividiendo la frecuencia cardiaca de cada actividad entre la frecuencia cardiaca en reposo.

El primer artículo que intentó determinar el GEAF mediante acelerómetros en personas con lesión medular fue publicado en 1999 por Washburn y Copay (158). Los autores intentaron establecer la relación existente entre los *counts* proporcionados por dos acelerómetros colocados en las muñecas y el VO_2 durante la

propulsión de la silla de ruedas a tres velocidades diferentes. Encontraron correlaciones de 0,66 y 0,52 para la muñeca izquierda y derecha respectivamente. Además, los resultados del modelo de regresión empleado indican un EEE de 5,71 y 4,99 $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ para la muñeca derecha e izquierda respectivamente. Sin embargo, los autores concluyen que estos dispositivos pueden proporcionar medidas útiles del GEAF de las personas con lesión medular.

El siguiente trabajo en el que se propusieron ecuaciones de regresión para estimar el GE en personas con paraplejia fue publicado en 2009 por Hiremath y Ding (159). La estimación del GE mostró un coeficiente de correlación intraclase de 0,82 con respecto a el GE medido con calorimetría indirecta:

$$\begin{aligned} GE = & -1,836 + 2,9614GE_{ACC} - 2,3773GE_{ACT} \\ & + 1,6368VR - 0,639X - 0,9719Y - 1,434Z, \end{aligned} \quad \text{Ec. (1.10)}$$

donde GE_{ACC} es el GE proporcionado por el monitor de actividad, GE_{ACT} es el GE de la actividad, VR es el vector resultante, X son los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el eje x, Y son los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el eje y, Z son los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el eje z.

Aunque los resultados obtenidos muestran una buena fiabilidad entre la estimación del GE con acelerómetros y los datos proporcionados con calorimetría indirecta, es necesario disponer de modelos que proporcionen mayor exactitud en la estimación para cometer el menor error posible. Además, este trabajo fue realizado tan solo con

seis participantes lo que limitó en gran medida la posibilidad de obtener resultados más contundentes.

Los mismos autores intentaron determinar si los sensores de movimiento (e.g., acelerómetros, podómetros) eran dispositivos útiles para estimar el GE en personas con lesión medular (160). Con los dos sensores de movimiento empleados en este trabajo se encontraron errores de estimación en porcentaje bastante elevados (i.e., del 22% al 125,8%), siendo menor el error en las actividades de ligera intensidad. En consecuencia, defienden que estos dispositivos no son apropiados para cuantificar la AF en personas con lesión medular. Sin embargo, tal y como argumentan los propios autores, existen ciertas limitaciones en este trabajo que pueden ser la clave para poder establecer una metodología eficaz para estimar el GE empleando sensores de movimiento.

En primer lugar, se emplearon las ecuaciones de regresión implementadas en el software de los fabricantes de los dispositivos. Estas ecuaciones de regresión no han sido diseñadas de forma específica para personas con discapacidad y por tanto podrían no ser válidas para esta población de estudio. Además, no pudieron establecer cuál es la colocación óptima en las personas con lesión medular ya que su diseño experimental no lo permitía. Parece obvio que la mejor colocación de los dispositivos sería los miembros superiores ya que, las personas con lesión medular, los emplean para realizar cualquier actividad. Por último, el número de tareas que realizaron los participantes fue muy limitado (i.e., reposo, propulsión

de la silla a tres velocidades, ergómetro de brazos y trabajo con el ordenador).

Otro trabajo publicado sobre este tema intentó solucionar las limitaciones de los estudios anteriores (161). En este caso, se colocaron dos acelerómetros triaxiales, uno en la muñeca y otro en la cintura, para estimar el GE producido en reposo, durante propulsión de la silla de ruedas, trabajando con el ordenador y en una actividad de ergómetro de brazos. Participaron un total de veinticuatro personas con lesión medular, de los cuales diecinueve fueron empleados para generar el modelo de predicción del GE y el resto para validarlo. La ecuación de regresión que obtuvieron empleando el acelerómetro de la muñeca (la mejor opción encontrada por los autores) fue la siguiente:

$$GE = -0,092 + 0,091X + 0,021m + 0,029Y, \quad \text{Ec. (1.11)}$$

donde m es la masa, X son los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el eje x, e Y son los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ en el eje y.

Al obtener la ecuación mediante el análisis de regresión, obtuvieron un valor $r^2 = 0,69$ y un $EEE = 1,02$. Aunque estos datos podrían indicar una buena exactitud en la estimación, cuando emplearon el subconjunto de validación, obtuvieron errores de predicción del 14,12 al 113,68%. Además, no se empleó una variedad amplia de actividades para generar las ecuaciones de regresión. Esto podría suponer que el modelo establecido cometiese errores aún mayores

cuando se cuantifica el GE habitual de una persona con lesión medular durante su vida cotidiana.

Por último, también se publicó un trabajo en el que se realizó una validación de constructo de los acelerómetros como medio para estimar el GET empleando como medida de referencia un diario de actividades (162). Los resultados mostraron un valor para el coeficiente de correlación de 0,6. Por tanto, aunque parece que las aceleraciones producidas durante la vida diaria contienen información que podría explicar el GET, es necesario explorar en mayor medida el tipo de relación existente entre ambos parámetros.

Como se puede observar, existen pocos trabajos que hayan intentado validar el empleo de acelerómetros para cuantificar el GE en personas con lesión medular. Además, de los existentes solo tres proporcionan ecuaciones específicas para esta población de estudio. Si nos fijamos en estas ecuaciones (ecuación 1.10 y 1.11) observamos que todas siguen un modelo lineal o lineal múltiple. Por tanto, en el desarrollo de ecuaciones específicas para lesionados medulares solo se han estudiado hasta ahora los modelos más sencillos sin intentar mejorar la exactitud de la estimación empleando modelos no lineales.

Otra importante limitación de los trabajos desarrollados hasta la fecha en este tópico es el reducido número de actividades con las que se ha realizado la validación de los dispositivos. Además solo uno de ellos ha intentado discernir qué posición de los acelerómetros (i.e.,

miembros superiores o tronco) es mejor para aumentar la exactitud de la estimación, sin llegar a obtener resultados concluyentes.

En consecuencia, es necesario que se desarrollen trabajos que intenten diseñar modelos de predicción del GE mediante acelerómetros en lesionados medulares. Estos deberán tener en cuenta todas las limitaciones existentes en los estudios publicados hasta la fecha y que se han descrito en los párrafos anteriores. El presente trabajo de investigación es un esfuerzo por aportar un salto cualitativo importante en la predicción del GE en lesionados medulares empleando estos dispositivos.

1.4. Objetivos e hipótesis

Por todo lo expuesto hasta ahora es evidente la necesidad de realizar estudios epidemiológicos que verifiquen el papel de la AF en la protección de la salud de las personas con lesión medular. Para ello es necesario disponer de instrumentos de medida del GE válidos y precisos para, una vez establecidos, poder cuantificar la actividad realizada por estas personas.

La hipótesis principal de este trabajo sostiene que el empleo de modelos matemáticos flexibles define la relación existente entre las aceleraciones y el GE en personas con lesión medular. Para contrastar esta hipótesis planteamos el objetivo principal de este estudio: estimar el VO_2 (medida indirecta del GE) mediante modelos lineales generales (MLG) y RNAs a través de las aceleraciones.

A continuación, se enumeran de forma detallada los objetivos concretos de este estudio:

1. Diseñar una RNA que permita estimar el VO_2 a través de las aceleraciones registradas por acelerómetros.
2. Crear modelos lineales múltiples que permitan estimar el VO_2 a través de las aceleraciones.
3. Diseñar modelos lineales múltiples que permitan estimar el VO_2 a través de la frecuencia cardiaca.
4. Crear modelos lineales múltiples que permitan estimar el VO_2 teniendo en cuenta tanto las aceleraciones como la frecuencia cardiaca.
5. Determinar la mejor posición para colocar los acelerómetros en función del error cometido en la estimación mediante los modelos lineales múltiples.
6. Diseñar una RNA que estime el VO_2 a través de la frecuencia cardiaca.
7. Crear una RNA que estime el VO_2 a través de las aceleraciones y la frecuencia cardiaca.
8. Determinar la mejor posición para colocar los acelerómetros en función del error cometido en la estimación mediante RNAs.
9. Comparar el rendimiento alcanzado por los MLGs y las RNAs al estimar el VO_2 en personas con lesión medular.

METODOLOGÍA

2

2.1. Diseño del estudio

2.2. Participantes

2.3. Material

2.3.1. Escala Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

2.3.2. Spinal Cord Independence Measure

2.3.3. Analizador de gases

2.3.4. Acelerómetros triaxiales

2.4. Procedimiento experimental

2.5. Procesado digital de señales

2.5.1. Análisis de las señales de consumo de oxígeno

2.5.2. Análisis de las señales de frecuencia cardiaca

2.5.3. Análisis de las señales de los acelerómetros

2.6. Análisis matemático

2.6.1. Modelo lineal general

2.6.2. Redes neuronales artificiales

2. METODOLOGÍA

Para la explicación de la metodología empleada en este trabajo, se van a desarrollar seis apartados diferentes. El primero hace referencia al tipo de diseño empleado en el estudio; el segundo está relacionado con las características de los participantes; el tercero con los materiales empleados; el cuarto con los procedimientos seguidos y el quinto y sexto con el análisis de los datos.

Sin embargo, antes de la puesta en marcha de los protocolos de medición se llevó a cabo un proceso general de gestión de la investigación que cabe mencionar. A continuación, se expondrá de forma breve dicho proceso.

Antes de comenzar con la experimentación, se redactó una propuesta del proyecto de investigación atendiendo a los requisitos éticos 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 la solicitud (anexo 1), se comenzó el proceso de reclutamiento de los participantes. Esta tarea se realizó del siguiente modo. En primer lugar, se envió una carta (anexo 2) en la que se explicaba, de forma resumida y con un lenguaje no especializado, los objetivos del estudio así como el protocolo de medición y los beneficios derivados de la participación en el estudio. Dicha carta fue enviada al servicio de lesionados medulares del Hospital

Universitario y Politécnico La Fe y la Asociación de Lesionados Medulares y Grandes Discapacitados Físicos (ASPAYM-Valencia).

Las personas interesadas en participar contactaron con nosotros vía correo electrónico, facilitando además un teléfono de contacto. A todos los interesados se les telefoneó para explicarles con mayor detalle todo el procedimiento de trabajo. Si finalmente deseaban participar en el estudio, se les citaba para que acudieran al laboratorio a realizar las pruebas pertinentes.

Por otro lado, antes de que los participantes comenzaran a realizar el estudio se adaptaron todos los espacios y accesos necesarios. También se realizó una puesta a punto del laboratorio donde se iban a llevar a cabo las valoraciones. Durante la puesta a punto se dotó al laboratorio de todos los elementos necesarios para que los participantes pudieran realizar la rutina de actividades prevista. Además se comprobó el correcto funcionamiento de todo el equipamiento de valoración y los investigadores implicados realizaron una simulación de todo el protocolo para detectar posibles dificultades en su realización y determinar el tiempo necesario para completar la rutina de actividades.

Llegados a este punto, se comenzó la fase de adquisición de datos necesarios para obtener un método válido de valoración del VO_2 mediante acelerómetros en personas con paraplejia. Tras este periodo de adquisición de datos, se procedió a su análisis y obtención de la mejor forma de estimación del VO_2 .

2.1. Diseño del estudio

El estudio planteado se basó en un diseño descriptivo transversal y por tanto, de índole observacional (163). Para conseguir establecer los modelos matemáticos que permitan estimar el VO_2 y determinar cuál es la mejor colocación de los acelerómetros, un grupo de personas con paraplejia realizó una sesión de medición en la que se completó una rutina de actividades. Durante la realización de la rutina de actividades se monitorizó el VO_2 , la frecuencia cardiaca y se obtuvieron registros de las aceleraciones producidas en diferentes localizaciones corporales. Estos datos se emplearon para diseñar RNAs que estimasen el VO_2 mediante los datos de los acelerómetros y la frecuencia cardiaca.

2.2. Participantes

Para reclutar los pacientes se realizó un muestreo no probabilístico, concretamente un muestreo de casos consecutivos (164). Del total de personas con las que se contactó, tan solo veinte participaron finalmente en el estudio. El resto de sujetos rehusaron participar en el estudio o no cumplieron con los criterios de inclusión/exclusión.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: i. que tuviesen el nivel de lesión entre T2 y L5, diagnosticada al menos un año antes del comienzo del estudio, ii. que fuesen usuarios de silla de ruedas manual a tiempo completo y iii. que tuviesen una pérdida total de la función motora en las extremidades inferiores (puntuación motora de 50/100 según la clasificación de ASIA y lesión de grado A o B).

Metodología

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 y/o hipertensión arterial.

La media (desviación estándar) de edad, peso y altura de los participantes de estudio fue 40,03 (10,57); 75,8 (17,54) y 1,76 (0,09) respectivamente. En la tabla 2.1 se muestran las características clínicas de los participantes de la primera fase del estudio.

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 solicitó que firmaran 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 (según la LOPD).

TABLA 2.1. Características clínicas de los participantes del estudio

Sujeto	Nivel de lesión	Tiempo de evolución	Etiología	SCIM	DASH
1	T4	229	Traumática	65	35,83
2	T11-12	264	Traumática	69	30,83
3	T4	88	Traumática	66	48,33
4	T7	81	Traumática	65	25
5	T5	24	Traumática	73	25

TABLA 2.1. Continuación

Sujeto	Nivel de lesión	Tiempo de evolución	Etiología	SCIM	DASH
6	T4	236	Tumor; Astrocitoma II	66	37,5
7	T4	34	Traumática	64	25,83
8	L5-S1	59	Intervención quirúrgica	78	30
9	T10-11	233	Traumática	68	45
10	T5	359	Traumática	65	54,17
11	T4-5	153	Traumática	66	54,17
12	T12	401	Esclerosis congénita	71	23,33
13	T4	90	Traumática	61	40
14	T5	290	Traumática	60	24,17
15	T5	122	Traumática	61	50,83
16	T5-6	79	Tumor; Ependimoma II	62	45,83
17	T7	67	Traumática	71	42,5
18	T12	19	Esclerosis Múltiple	39	20,83
19	T12-L1	435	Traumática	70	31,67
20	T5	193	Traumática	66	31,67

El tiempo de evolución esta expresado en meses, y DASH y SCIM en puntos. La T significa nivel de lesión torácica, la L lumbar y la S sacra. El número que acompaña a la letra se corresponde con el de la vértebra afectada. SCIM = Spinal Cord Independence Measure; DASH = Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand.

2.3. Material

Durante el desarrollo del presente estudio se emplearon determinados materiales e instrumentales para la adquisición de datos. En primera instancia podemos hacer una diferenciación de los materiales empleados dependiendo de la función de los datos que se adquieren con cada uno de ellos. Por un lado se emplearon dos cuestionarios de evaluación funcional e independencia que fueron usados para tener una mejor descripción de la muestra. Por otro lado, el analizador de gases y los acelerómetros fueron utilizados para adquirir los datos necesarios para poder establecer el ajuste que permita conocer el VO_2 a través de las aceleraciones.

2.3.1. Escala Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

La Escala *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (DASH) fue desarrollada por el *Upper Extremity Collaborative Group* en 1996 (165). Para elaborarla los autores realizaron una revisión de los cuestionarios existentes hasta la fecha sobre el miembro superior. Se seleccionaron todos los ítems que aparecieron en los mismos y se fue realizando una selección de los que contenían información más importante mediante diferentes técnicas (i.e., revisión de expertos y técnicas estadísticas de reducción de ítems). Finalmente la escala estuvo formada por setenta y ocho ítems en escala Likert de cinco o siete puntos. Más adelante se consiguió reducir el cuestionario para que tan solo tuviera treinta ítems y por tanto fuese mucho más económico en cuanto al tiempo necesario para realizarlo (165–167).

La escala de respuesta de los treinta ítems que finalmente conforman el cuestionario es de tipo Likert de cinco puntos y por tanto cada ítem se valora con una puntuación del uno al cinco, con valores crecientes en función de la intensidad de los síntomas.

Para obtener la puntuación total del cuestionario se realiza un sumatorio de la puntuación de cada uno de los ítems. En consecuencia, esta puntuación puede oscilar en un rango de 30-150 puntos. Sin embargo, la puntuación final se transforma para que el mínimo sea 0 (mejor puntuación posible) y el máximo 100 (peor puntuación posible). Esta transformación se realiza empleando la siguiente fórmula:

$$Puntuación = \left(\frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} - 1 \right) \cdot 25, \quad \text{Ec. (2.1)}$$

donde x_i es la puntuación de cada uno de los ítems y n es el número de ítems con respuesta. Como mínimo es necesario que se contesten veintisiete de los treinta ítems para considerar que el cuestionario ha sido completado de forma satisfactoria.

La escala DASH valora tres dimensiones diferentes: i. la dificultad para realizar diversas actividades físicas que requieren de la funcionalidad de la extremidad superior (veintiún ítems), ii. los síntomas del dolor y la actividad alterada por el dolor (cinco ítems), iii. el impacto de la discapacidad y los síntomas en actividades sociales, trabajo, sueño y buen estado psicológico (cuatro ítems). De

forma adicional, la escala DASH cuenta con unos módulos opcionales, que se puntúan por separado empleando el mismo método.

A continuación se van a detallar de forma concisa las características de DASH relacionadas con su carga administrativa, efecto techo y suelo, validez y fiabilidad (168–171):

- Carga administrativa: los tiempos de respuesta de la escala DASH son variables. El tiempo para completarlo va desde los cuatro hasta los trece minutos, y el tiempo necesario para analizarlo está entre los dos y seis minutos. En la versión española se ha obtenido un tiempo de realización del cuestionario de aproximadamente diez 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 la escala DASH en la mayoría de estudios realizados, no ha habido presencia o ésta ha sido muy baja de un efecto techo o efecto suelo. Concretamente en la versión española tan solo un 0,99% de los casos alcanzaron el valor máximo y un 0% el valor mínimo.
- Validez: la validez de constructo ha sido contrastada mediante correlaciones entre las puntuaciones de la escala DASH con las puntuaciones de otros cuestionarios que evalúan la funcionalidad del miembro superior. En este sentido se ha encontrado una elevada correlación ($|r| > 0,70$)

dela escala DASH con el *Constant-Murley Scale*, *Shoulder Pain and Disability Index* y el cuestionario para el hombro *American Shoulder and Elbow Surgeons*. Sin embargo 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.

- Consistencia Interna: la consistencia interna del DASH se ha evaluado mediante el test alfa de Cronbach situándose el rango de valores obtenidos hasta ahora entre 0,85-0,97. En la versión española la consistencia interna fue excelente (alfa de Cronbach = 0,96).
- Fiabilidad (test-retest): su coeficiente de correlación intraclassa (CCI) varía entre 0,82 y 0,98. Tan solo la versión china ha obtenido valores por debajo de los mencionados (i.e., 0,77). Por otro lado los valores de error estándar de la medición se sitúan entre 2,84-5,22.

Los resultados obtenidos con esta escala fueron empleados para describir la muestra de participantes empleada en el estudio. La puntuación obtenida por cada uno de los participantes puede observarse en la tabla 2.1.

2.3.2. Spinal Cord Independence Measure

Actualmente la *Spinal Cord Independence Measure* (SCIM) es la única escala que mide la independencia, en todos los aspectos de las actividades de la vida diaria relevantes para pacientes con lesión medular. Empezó a desarrollarse en 1994 y la primera versión fue

publicada en 1997 (172). Desde entonces, la escala ha sufrido dos modificaciones, siendo la más reciente la SCIM III (173).

La última versión de esta escala está compuesta por diecinueve ítems que abarcan tres dimensiones diferentes relacionadas con la independencia: i. autocuidados, ii. control de la respiración y los esfínteres y iii. movilidad (interiores y exteriores). La dimensión de autocuidados está formada por seis ítems cuya puntuación total va de 0 a 20 puntos. La dimensión del control de las funciones respiratorias y el control de los esfínteres está constituida por cuatro ítems y tiene un rango de puntuaciones que va de 0 a 40. Por último, las posibles puntuaciones del apartado de movilidad van de 0 a 40 con un total de nueve ítems para esta dimensión. La puntuación total de la escala se obtiene realizando la suma de las puntuaciones de cada una de las dimensiones. Por tanto, la puntuación total de la escala se sitúa entre 0 y 100 puntos, siendo 100 el estado de mayor independencia y 0 el estado de mayor dependencia.

Las características psicométricas de la SCIM se describen a continuación (173–176):

- Carga administrativa: los tiempos de cumplimentación de la SCIM cortos, pudiendo rellenarse en un intervalo de entre tres y siete minutos.
- Efecto techo y efecto suelo: se ha descrito un efecto suelo en un ítem de la escala que trata sobre la transferencia desde el suelo hasta la silla (176) obteniéndose el valor mínimo en

cincuenta y tres de los ochenta y seis participantes. No se han observado efectos techo en los trabajos publicados hasta la fecha.

- Validez: la validez de constructo convergente de la SCIM se ha contrastado mediante la correlación de sus puntuaciones con las de la escala *Functional Independence Measures*. En todos los trabajos se han encontrado valores de r superiores a 0,7.
- Consistencia interna: la consistencia interna de los ítems que forman la escala es buena ya que se han observado valores de alfa de Cronbach superiores a 0,7.
- Fiabilidad: los resultados de fiabilidad test-retest obtenidos en diferentes estudios muestra en todos los casos valores de CCI buenos-excelentes siendo siempre el valor obtenido mayor de 0,7. Por otro lado, los resultados sobre la fiabilidad inter-observador son excelentes, ya que CCI obtenido ha sido mayor de 0,9.

Los resultados obtenidos con esta escala fueron empleados para describir la muestra de participantes empleada en el estudio. La puntuación obtenida por cada uno de los participantes puede observarse en la tabla 2.1.

2.3.3. Analizador de gases

Para la medición del VO_2 se empleó el analizador de gases K4b² (Cosmed, Roma, Italia). Este dispositivo de calorimetría indirecta utiliza la tecnología *breath-by-breath* para el cálculo del intercambio

del CO₂ y O₂. El K4b² dispone de tres modos de funcionamiento: i. por telemetría, ii. con conexión RS232 directa al ordenador, y iii. con almacenamiento portátil en el dispositivo. La memoria de almacenamiento interna de la unidad portátil K4b² es de 16000 respiraciones. El peso de dicha unidad es de 475 gramos y sus dimensiones 170 x 55 x 100 mm (figura 2.1). La unidad portátil se conecta a una batería de níquel-hidruro metálico con una autonomía aproximada de seis horas.



FIGURA 2.1. Unidad portátil K4b²

El sujeto lleva una máscara buco-nasal que evita pérdidas de aire espirado. De esta forma todo el volumen de aire pasa a través de una turbina digital bidireccional acoplada a la máscara. A su vez, esta turbina está en contacto con un medidor de flujo opto-electrónico con un rango de flujo de 0,08-20 l/s y un rango de ventilación de 0-300 l/m. El aire espirado pasa desde la turbina a un tubo semipermeable (Nafion®) de 0,75 m de largo y bombeadas con un caudal predeterminado hacia los sensores de O₂ y de CO₂, que se

mantienen a temperatura constante. Las características técnicas de los sensores aparecen descritas en la tabla 2.2.

TABLA 2.2. Características técnicas de los sensores de oxígeno (O₂) y dióxido de carbono (CO₂)

	Sensor de O ₂	Sensor de CO ₂
<i>Tipo</i>	GFC	NDIR
<i>Rango</i>	7-24%	0-10%
<i>Tiempo de Respuesta</i>	120 ms	100 ms
<i>Precisión</i>	0,02 %	0,02%

GFC: correlación de filtro de gas; NDIR: infrarrojos no dispersivo

2.3.4. Acelerómetros triaxiales

Los acelerómetros triaxiales (Actigraph model GT3X, Manufacturing Technology Inc, Fort Walton Beach, USA) fueron empleados para cuantificar las aceleraciones producidas por los participantes durante la realización de la rutina de actividades. Este dispositivo de medición es de dimensiones reducidas (3,8 cm x 3,7 cm x 1,8 cm) y tiene un peso de 27 g (figura 2.2).

A continuación se describirán las especificaciones técnicas más importantes de estos dispositivos. El rango dinámico del dispositivo es de ± 3 g. Por otro lado, la frecuencia de muestreo es de 30 Hz, junto con una resolución de conversión analógico-digital de 12 bits ($\Delta = 6/2^{12} = 1,46 \cdot 10^{-3}$ g; valor absoluto del error de cuantización =

$1,46 \cdot 10^{-3}/2 = 0,73 \cdot 10^{-3}$ g). Una vez convertida la señal continua a digital, ésta es preprocesada para eliminar ruido e interferencias mediante un filtro digital pasa-banda con frecuencias de corte de 0,25 y 2,5 Hz. En este estudio los datos fueron expresados en *counts* e integrados en intervalos de un segundo. A continuación fueron almacenados en la memoria interna del dispositivo de 16 MB de capacidad.



FIGURA 2.2. Acelerómetro “GT3X Activity Monitor”

2.4. Procedimiento experimental

Una vez firmado el consentimiento informado y voluntario a participar en el estudio, se dio comienzo a la sesión de medición realizándose los siguientes protocolos: i. administración de los cuestionarios SCIM, DASH, ii. instrumentación de los participantes y iii. medición de calorimetría indirecta y aceleraciones durante la realización de la rutina de actividades establecida.

Una vez los sujetos completaron los cuestionarios, fueron instrumentados. Concretamente fueron empleados cuatro acelerómetros y el analizador de gases junto con su pulsímetro. Los cuatro acelerómetros fueron colocados en cada una de las muñecas,

el pecho y la cintura. Los acelerómetros del pecho y la cintura se colocaron en el hemicuerpo izquierdo (i.e., cerca de la axila izquierda y sobre la espina ilíaca anterosuperior izquierda). Para fijar estos dispositivos y evitar movimientos de los mismos sobre el cuerpo de los sujetos fueron empleadas cintas elásticas.

Para obtener los registros del VO_2 se empleó un analizador de gases. Para evitar pérdidas de aire espirado se empleó una máscara buco-nasal. Ya que se disponía de tres tamaños diferentes los participantes seleccionaron aquella con la que se encontraron más cómodos. La máscara se fijó a la cara por medio de una gorro diseñado especialmente para ello. Los participantes llevaron un arnés en el que se colocó la unidad K4b² en la parte frontal y la batería en la parte dorsal.

La unidad K4b² se conectó tanto a la batería como a la máscara buco-nasal. Además, este sistema de calorimetría indirecta disponía del registro de la frecuencia cardiaca mediante un pulsímetro. Los electrodos del pulsímetro fueron humedecidos con agua antes de ser colocados justo sobre la piel, a la altura de la apófisis xifoides.

Los acelerómetros y el analizador de gases fueron sincronizados de forma manual registrando el momento en el que se iniciaba la medición. Esto se llevó a cabo mediante la inclusión de un marcador en la señal de gases espirados a una hora que se registró y sincronizó con el reloj interno de los acelerómetros. La hora registrada fue

expresada con una resolución de segundos, y por tanto el error máximo en la sincronización fue menor de un segundo.

Una vez instrumentados, los sujetos comenzaron a realizar la rutina de actividades, que fue la misma para todos los sujetos. El orden de realización de las actividades fue constante. En la tabla 2.3 puede observarse el orden y las actividades que formaron la rutina. Estas actividades fueron seleccionadas basándose en la bibliografía existente hasta la fecha sobre las actividades más comunes en personas con lesión medular (156,157,177).

TABLA 2.3. Rutina de actividades

Orden	Actividad	Tipo
1	Estar tumbado	Sedentaria
2	Transferencias	Locomoción
3	Traslado de cajas	Tareas Domésticas
4	Pasar la mopa	Tareas Domésticas
5	Ver la tele	Sedentaria
6	Trabajar con el ordenador	Sedentaria
7	Ergómetro de brazos	Locomoción
8	Propulsión pasiva	Locomoción
9	Propulsión lenta	Locomoción
10	Propulsión rápida	Locomoción

Todas las actividades fueron realizadas durante un periodo de tiempo de diez minutos (excepto las transferencias). Varios trabajos han empleado previamente este intervalo temporal ya que es

suficiente para que el VO_2 se estabilice y se disponga de varios minutos con una medición fiable de los mencionados parámetros. Entre cada actividad, los participantes dispusieron de dos minutos de descanso mientras se les daban las instrucciones de la siguiente actividad.

Durante la tarea de estar tumbados, los participantes se transfirieron a una camilla y permanecieron en decúbito lateral durante el tiempo requerido. La adopción del decúbito lateral fue para que los sujetos tuvieran un mayor confort, debido a que en cualquier otra posición el arnés e instrumental de medición habrían supuesto una fuente de molestias.

Una vez finalizada la primera tarea, se realizó una simulación de transferencias. Esta tarea fue la única en la que el periodo de trabajo de diez minutos se subdividió en periodos alternos de trabajo-descanso. Esta configuración del protocolo fue determinada por los investigadores una vez analizada la tarea. Las tranferencias son una actividad de gran intensidad para la musculatura del hombro y acumular diez minutos de trabajo podría suponer una gran acumulación de esfuerzos y por tanto provocar una fatiga excesiva. Hay que tener en cuenta que en la vida diaria estas actividades duran unos pocos segundos.

Además muchas personas que sufren paraplejia acaban desarrollando determinadas patologías musculo-esqueléticas en esta zona. Por ello decidimos reducir la intensidad localizada sobre la musculatura y

resto de estructuras de la zona del hombro intercalando descansos en el tiempo de trabajo. Concretamente, se alternaron periodos de un minuto de trabajo con un minuto de descanso. De esta forma se dispuso de cinco minutos completos en los que los sujetos realizaron esta actividad. Como medida de seguridad los participantes se transferían de un lado de la camilla al otro (separados por una raya). Se prefirió no reproducir exactamente las condiciones reales (e.g., transferencias de silla a cama) para evitar que se pudiera producir alguna caída.

La tarea de trasladar cajas (figura 2.3) fue incluida en la rutina ya que es representativa de muchas tareas domésticas en la que las personas deben mover objetos por sus viviendas. Durante el transcurso de la tarea los participantes debían trasladar tres cajas de una estantería a una mesa. La distancia entre la mesa y la estantería era de diez metros. Las cajas tenían un peso creciente de 1,5; 3 y 4,5 kg.

Los requisitos para realizar la actividad fueron los siguientes: i. solo se podía trasladar una caja en cada viaje, ii. una vez trasladadas las tres cajas, éstas debían de volver a ser trasladadas (el proceso se repetía hasta que finalizaban los diez minutos), iii. la técnica empleada para el traslado era seleccionada por los participantes con el objetivo de incrementar la variabilidad de los datos durante la realización de la tarea y que fuera una aproximación más fidedigna a las condiciones reales de la vida diaria.

A continuación los participantes pasaron una mopa, proporcionada por los investigadores, a lo largo del laboratorio donde se realizaron las mediciones. Durante esta tarea solo se les indicó que la realizaran como si lo estuviesen haciendo en sus domicilios.

Las dos siguientes actividades fueron de índole sedentaria. En primer lugar los sujetos de estudio visualizaron un monólogo de humor durante diez minutos. Tras esta actividad se dispusieron a buscar una noticia de interés en internet y transcribirla o resumirla en un documento Word. Esta actividad también tuvo una duración de diez minutos.



FIGURA 2.3. Participante realizando la actividad “trasladar cajas”

La siguiente actividad fue desarrollada empleando un ergómetro de brazos (IFI Pro1, Scifit Ltd., Binfield, UK). El ergómetro fue

programado a trabajo constante. En esta modalidad se fija una potencia de trabajo y la resistencia se modifica en función de la cadencia. Debido a que los participantes tuvieron un espectro muy amplio en su condición física, se les indicó que autofijasen la potencia de trabajo. La indicación que se les dió para ello fue que seleccionaran aquella potencia que supusiera un esfuerzo intenso pero que pudiera ser mantenido durante diez minutos. Para ello se les mostró la escala de percepción de esfuerzo (de 0-10 puntos) y se les indicó que la intensidad percibida debía ser de 7-8 (178).

Las últimas tres tareas fueron diferentes formas de propulsión en la silla de ruedas. La primera fue propulsión pasiva, en la que los sujetos no realizan trabajo para desplazarse, sino que el investigador empujaba la silla. Durante la siguiente tarea los sujetos se desplazaban de forma activa a un ritmo lento. Concretamente la indicación que se les proporcionó es que se imaginasen que iban a pasear durante diez minutos. Por último, durante la propulsión activa a ritmo rápido se les indicó que se desplazasen como si tuvieran prisa por llegar a algún lugar. Todas las actividades de desplazamiento en la silla de ruedas fueron realizadas en un suelo liso con un coeficiente de rozamiento bajo.

Una vez finalizada la rutina de actividades los participantes fueron despojados del instrumental de medición. La máscara buco-nasal, la turbina y el resto de elementos del analizador de gases que entraban en contacto directo con las vías aéreas de los sujetos fueron

desinfectados (Instrunet® F.A Concentrado, Inibsa, Barcelona, España) tras cada medición.

2.5. Procesado digital de señales

En este apartado se explica el procedimiento mediante el cual, partiendo de las señales proporcionadas por el instrumental empleado en las mediciones, se extrajeron los parámetros de interés. Estos parámetros fueron posteriormente empleados en el análisis estadístico.

En la figura 2.4 se representan las señales obtenidas de un sujeto tipo procedentes de los dispositivos empleados. De arriba abajo se muestra el VO_2 ($\text{ml} \cdot \text{min}^{-1}$), la frecuencia cardiaca ($\text{pulsaciones} \cdot \text{min}^{-1}$), y las aceleraciones de los cuatro dispositivos empleados (todas en $\text{counts} \cdot \text{s}^{-1}$). Partiendo de estas señales originales se realizó un preprocesado de datos (en el que se emplearon técnicas de reducción de ruido), la segmentación de los datos (para obtener solo los minutos de interés de cada actividad) y la extracción de características (para representar cada una de las señales con el menor número de parámetros posibles). Una vez obtenidos los parámetros de interés se emplearon como objetivo y entradas en dos técnicas de ajuste de datos. Todos los análisis fueron realizados con el programa Matlab 2010a (Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

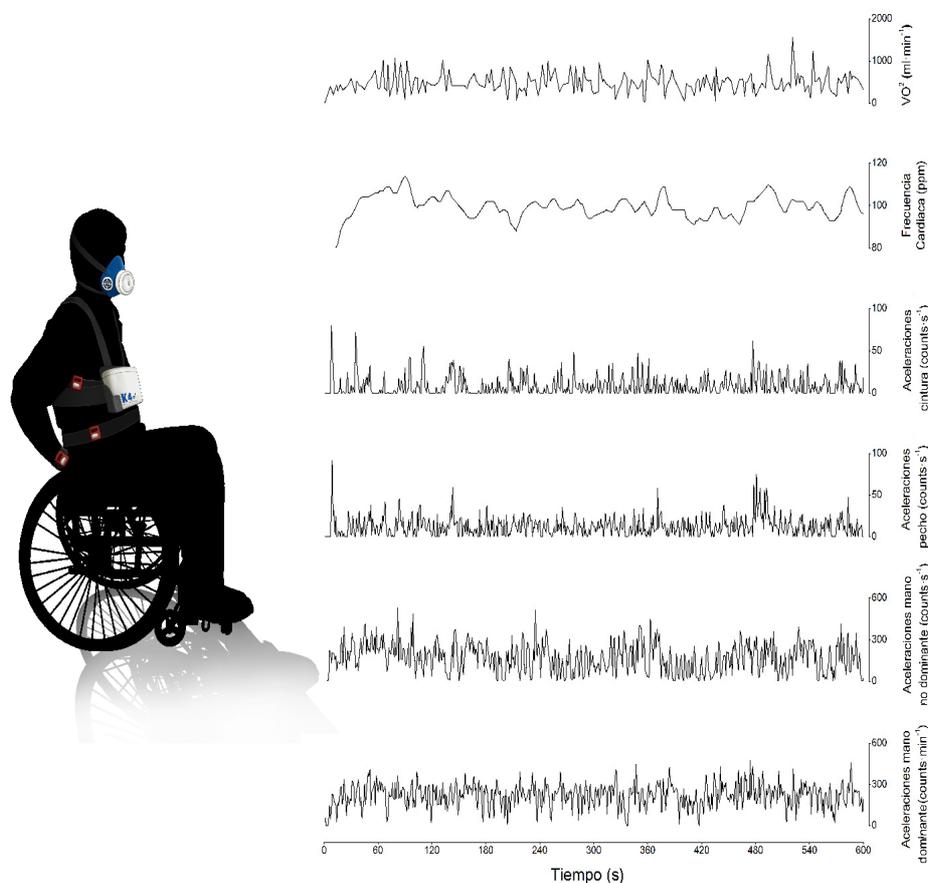


FIGURA 2.4. Señales digitales procedentes de los dispositivos empleados durante las mediciones

En la figura se muestran las señales generadas por un sujeto tipo durante la actividad “propulsión lenta”. De arriba abajo se muestra el $VO_2 =$ consumo de oxígeno ($ml \cdot min^{-1}$), la frecuencia cardíaca ($pulsaciones \cdot min^{-1}$), y las aceleraciones de la cintura, el pecho, la mano izquierda y la mano derecha (todas en $counts \cdot s^{-1}$).

2.5.1. Análisis de las señales de consumo de oxígeno

Las señales de VO_2 de cada sujeto y cada actividad fueron muestreadas respiración a respiración debido a la tecnología empleada por el analizador de gases utilizado. Uno de los métodos

más comúnmente aplicados para reducir la variabilidad en los datos debida al ruido, es promediar el VO_2 en bloques de treinta segundos (94). Robergs *et al.* (179) realizaron un estudio en el que analizaron todos los métodos que habían sido empleados hasta la fecha para reducir el ruido en las señales de VO_2 . Concluyen recomendando no emplear bloques temporales de más de treinta segundos si se emplean técnicas de promediado temporal. En la figura 2.5 puede apreciarse una señal de VO_2 adquirida (línea negra) y la misma señal una vez promediada en bloques de treinta segundos (línea roja).

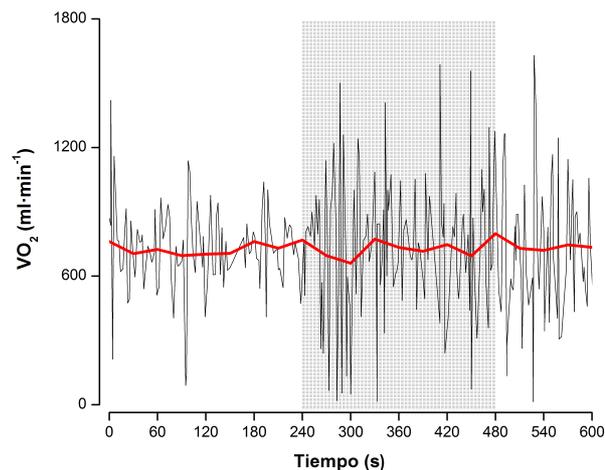


FIGURA 2.5. Análisis de los datos de VO_2

La línea negra representa el consumo de oxígeno (VO_2) respiración a respiración de un sujeto tipo durante la realización de la actividad “traslado de cajas”. La línea roja es el resultado de promediar el consumo de oxígeno en bloques de 30 segundos. La zona sombreada representa el tiempo comprendido entre el minuto 4 y el 8 que fue el tiempo empleado para calcular el VO_2 promedio y minuto a minuto.

De los diez minutos de datos disponibles para cada actividad tan solo fueron empleados los minutos cuatro, cinco, seis y siete para los análisis posteriores. Se obtuvo un promedio minuto a minuto (es decir un promedio para cada minuto) y un promedio general de los cuatro minutos de interés. A continuación estos valores fueron divididos por la masa del participante correspondiente. De esta forma, el VO_2 fue expresado en $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

Para transformar esta expresión de VO_2 en índice metabólico tan solo hay que dividir la cantidad entre el GER estándar. Existen algunos estudios que demuestran que el GER de las personas que padecen paraplejia es más bajo que el de la población sin discapacidad (157,177,180). Sin embargo, no se ha determinado un valor estándar que poder emplear para calcular los METs, como ocurre en el caso de las personas sin discapacidad (i.e., $3,5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$). Por tanto, emplearemos los datos de VO_2 en $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, en lugar de emplear el índice metabólico. Además, una vez estimado el VO_2 se podrían obtener fácilmente los METs u otras medidas de GE. Por tanto, el VO_2 será empleado como objetivo de las técnicas matemáticas de ajustes de datos utilizadas en este trabajo para la estimación del GE a través de las aceleraciones.

2.5.2. Análisis de las señales de frecuencia cardiaca

Las señales de frecuencia cardiaca se adquirieron simultáneamente al VO_2 mediante el instrumental K4b². Para reducir el ruido se aplicó un promedio móvil con una ventana de tres datos. En la figura 2.6 se

muestra una señal tipo y el resultado de aplicar la técnica de reducción de ruido mencionada.

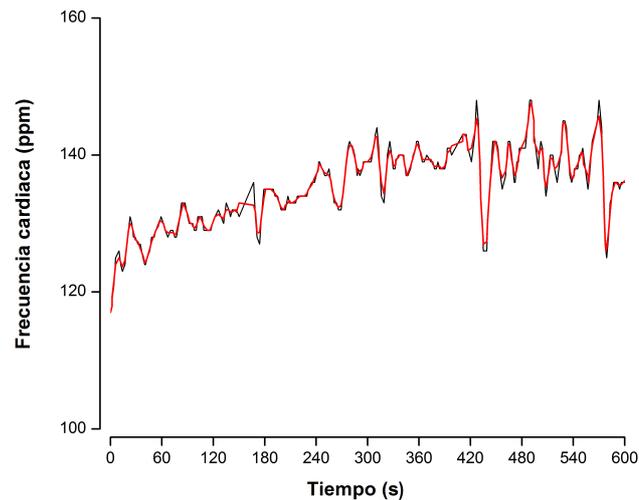


FIGURA 2.6. Análisis de las señales de frecuencia cardíaca

La figura muestra un registro de frecuencia cardíaca de un sujeto tipo durante la realización de la actividad “traslado de cajas”. La línea negra y roja representan la frecuencia cardíaca antes y después de aplicar la técnica de reducción de ruido respectivamente.

Para obtener características de esta señal se siguieron dos caminos diferentes. Uno de ellos consistió en calcular parámetros estadísticos sobre la serie de datos en el dominio del tiempo. El otro se basó en el empleo de la transformada wavelet discreta y cálculo de parámetros a partir de los coeficientes de detalle y aproximación.

Por lo que respecta a los parámetros del dominio temporal, se calcularon los siguientes para los minutos cuatro, cinco, seis y siete de cada actividad: i. media, ii. desviación típica, iii. coeficiente de

variación, iv. índice de frecuencia cardiaca. El índice de frecuencia cardiaca fue calculado dividiendo las pulsaciones promedio de cada minuto entre las pulsaciones promedio obtenidas por los sujetos durante la actividad de permanecer tumbados.

Por otro lado, se aplicó una transformada wavelet discreta sobre los datos de cada minuto de interés. Básicamente esta técnica se basa en la descomposición de la señal original en diferentes niveles de resolución a partir de los cuales se pueden extraer características de la señal original. Para realizar el análisis wavelet se empleó *Daubechies 4* como wavelet madre (181), y tan solo se realizaron dos niveles de resolución (figura 2.7). De cada nivel de resolución se obtuvieron los coeficientes de detalle (i.e., CD_1 y CD_2), mientras que los coeficientes de aproximación solo se obtuvieron del segundo nivel de resolución (i.e., CA_2). Finalmente se obtuvieron las siguientes variables (182): i. norma vectorial de los coeficientes de aproximación del segundo nivel de resolución (SA_2 ; ecuación 2.2), ii. norma vectorial de los coeficientes de detalle del primer nivel de resolución (SD_1 ; ecuación 2.3) y iii. norma vectorial de los coeficientes de detalle del segundo nivel de resolución (SD_2 ; ecuación 2.4).

$$SA_2 = \|CA_2\| \quad \text{Ec. (2.2)}$$

$$SD_1 = \|CD_1\| \quad \text{Ec. (2.3)}$$

$$SD_2 = \|CD_2\| \quad \text{Ec. (2.4)}$$

Una vez obtenidos todos los parámetros minuto a minuto se obtuvo el promedio de los cuatro minutos de interés.

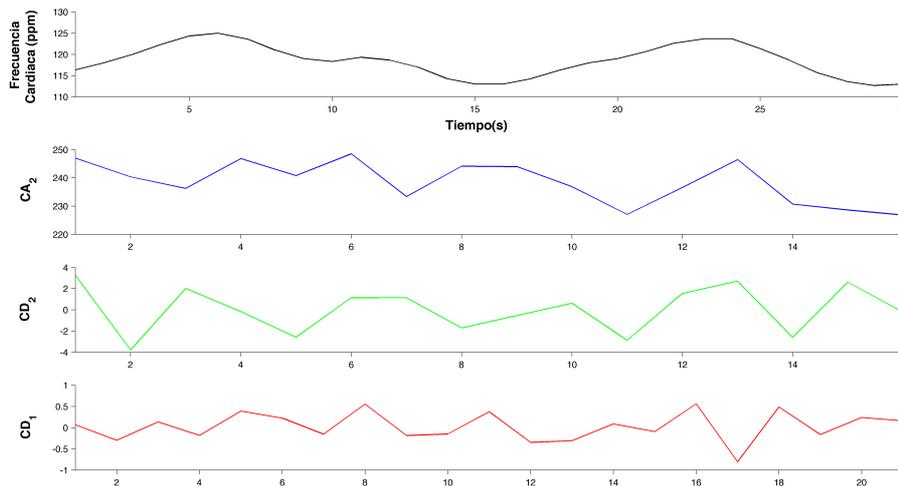


FIGURA 2.7. Descomposición mediante transformada wavelet discreta

En el panel superior aparece representada la frecuencia cardíaca de un sujeto tomado como ejemplo durante la realización de la tarea “propulsión lenta”. En los paneles inferiores aparecen los coeficientes de aproximación (CA_2) y los coeficientes de detalle de segundo (CD_2) y primer (CD_1) nivel de resolución.

2.5.3. Análisis de las señales de los acelerómetros

Las señales procedentes de cada uno de los acelerómetros fueron analizadas de la misma forma. De cada acelerómetro se disponía de los $counts \cdot s^{-1}$ producidos en cada uno de los ejes del espacio. Con esos datos se calculó el vector resultante (VR) según la ecuación 2.5:

$$VR_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$$

$$VR = (VR_i),$$

Ec. (2.5)

donde VR es el vector resultante, x_i son los $counts \cdot s^{-1}$ del eje medio-lateral, y_i son los $counts \cdot s^{-1}$ del eje anteroposterior y z_i son los $counts \cdot s^{-1}$ del eje vertical, siendo i el segundo correspondiente.

Sobre los $counts \cdot s^{-1}$ de cada eje y el VR se extrajeron características del dominio temporal y parámetros extraídos a través de la transformada wavelet discreta. Estos parámetros fueron calculados para el minuto cuatro, cinco, seis y siete de cada actividad.

Por lo que respecta a las variables del dominio del tiempo se calcularon los percentiles 10, 25, 50, 75 y 90 de cada minuto. Además se calculó la función de autocorrelación con un desfase de un dato (un segundo). Los resultados de la función de autocorrelación fueron tipificados de tal forma que cuando el desfase fuese igual a 0 el resultado de la función fuese 1.

Por lo que respecta a los parámetros extraídos con la transformada wavelet, el procedimiento fue el mismo que en el caso de la frecuencia cardiaca. También fueron empleados dos niveles de resolución con los que obtuvimos los coeficientes de detalle de ambos niveles y los coeficientes de aproximación del segundo nivel. La wavelet madre empleada fue *Daubechies 2* (182). Las variables que fueron calculadas son las mismas que para la frecuencia cardiaca: i. SA_2 (ecuación 2.2), ii. SD_1 (ecuación 2.3) y iii. SD_2 (ecuación 2.4). El empleo de diferentes wavelets madre para la extracción de características de las señales de aceleración y frecuencia cardiaca se basó en la bibliografía consultada (181,182).

2.6. Análisis matemático

Una vez obtenidos los parámetros de resumen de cada una de las señales adquiridas se realizó el análisis matemático con el cual se pretendía estimar el VO_2 mediante las aceleraciones y/o la frecuencia cardiaca. Se emplearon dos modelos diferentes para la estimación: i. modelo lineal general, y ii. redes neuronales artificiales. El programa utilizado para realizar estos análisis matemático fue Matlab 2010a (Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

2.6.1. Modelo lineal general

Un modelo lineal general establece una relación entre una variable que se desea estimar y un conjunto de variables predictoras. Esta relación sigue la siguiente estructura:

$$Y = b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + b_nX_n, \quad \text{Ec. (2.6)}$$

donde Y es la estimación de la variable de interés que sigue una distribución gaussiana, X_1 , X_2 , X_n son las variables predictoras, b_0 es el sesgo y b_1 , b_2 , b_n son los pesos.

2.6.1.1. Variables de los modelos lineales generales

Se diseñaron diferentes modelos lineales generales en función de las variables predictoras empleadas. En todos los casos la variable a estimar fue el VO_2 . Se diseñó un total de siete modelos lineales generales empleando como variables predictoras:

- Parámetros del acelerómetro colocado en la cintura.
- Parámetros del acelerómetro colocado en el pecho.
- Parámetros del acelerómetro colocado en la muñeca dominante.
- Parámetros del acelerómetro colocado en la muñeca no dominante.
- Promedio de los parámetros obtenidos por los cuatro acelerómetros.
- Parámetros de frecuencia cardiaca.
- Parámetros del mejor acelerómetro y frecuencia cardiaca.

Los datos seleccionados para establecer los modelos fueron los obtenidos minuto a minuto. Es decir, de cada sujeto y cada actividad se disponía de cuatro datos diferentes. Por tanto, se dispuso de 800 casos para obtener las ecuaciones de regresión.

Se seleccionaron, de todos los parámetros disponibles, solo aquellos que mejoraban de forma importante la exactitud de la estimación. Para ello se empleó el método *forward stepwise*. El procedimiento seguido con este método se puede dividir en tres pasos: i. se genera el ajuste inicial (por defecto sin variables predictoras), ii. si alguna variable no incluida en el modelo tiene un valor $p < 0,05$, se incluye aquella variable que presente un menor valor p (este punto se repite hasta que no hay ninguna variable con un valor $p < 0,05$), iii. si alguna variable incluida en el modelo tiene un valor $p > 0,1$, se elimina la variable con un mayor valor p (y se vuelve al punto ii). Si no hay ninguna variable con $p > 0,1$ se termina el proceso.

2.6.1.2. Validación cruzada

Todos los modelos fueron diseñados empleando un proceso de validación cruzada *20-fold*. Para ello se seleccionaba un 95% de los datos como subconjunto de entrenamiento. Con estos datos se obtuvo la ecuación de regresión, y con el 5% restante se comprobó la validez de la ecuación. Este proceso se repitió veinte veces, cada vez seleccionando un 5% de los datos diferente como subconjunto de test. De esta forma todos los datos disponibles fueron empleados para validar los modelos. Los parámetros de rendimiento así como los pesos y los sesgos finales de las ecuaciones fueron el promedio de las veinte repeticiones del proceso de validación cruzada.

2.6.1.3. Obtención de los parámetros b_n

La obtención de los parámetros b_n fue realizada mediante el método de los mínimos cuadrados iterativamente ponderados. Esto se realizó mediante la función 'glmfit' que forma parte de la *Statistics toolbox* en Matlab.

2.6.1.4. Parámetros de rendimiento

Los parámetros de rendimiento fueron calculados sobre cada uno de los subconjuntos de datos y para todos los datos en conjunto. Estos parámetros fueron el error cuadrático medio (ECM), el error absoluto medio (EAM), la raíz del error cuadrático medio (RECM) y el coeficiente de correlación. El cálculo de los diferentes parámetros viene dado por las siguientes ecuaciones:

$$EAM = \frac{\sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^m |X_{ij} - Xsim_{ij}|}{m \cdot n} \quad \text{Ec. (2.7)}$$

$$ECM = \frac{\sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^m (X_{ij} - Xsim_{ij})^2}{m \cdot n} \quad \text{Ec. (2.8)}$$

$$RECM = \frac{\sum_{j=1}^n \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m (X_{ij} - Xsim_{ij})^2}{m}}}{n} \quad \text{Ec. (2.9)}$$

$$r = \frac{\sum_{j=1}^n \frac{\sum_{i=1}^m (\bar{X} - X_{ij}) \cdot (\bar{Xsim} - Xsim_{ij})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (\bar{X} - X_{ij})^2 \cdot \sum_{i=1}^m (\bar{Xsim} - Xsim_{ij})^2}}}{n} \quad \text{Ec. (2.10)}$$

En estas ecuaciones X representa el valor real de VO_2 , $Xsim$ representa el valor simulado, m expresa el número de datos incluidos en el subconjunto explorado y n representa el número de sujetos. Hay que tener en cuenta que la RECM es el valor más similar al EEE. Además las diferencias entre ambos estadísticos son pequeñas sobre todo cuando hay muchos datos incluidos en el cálculo. En nuestro caso, para el subconjunto de entrenamiento y al considerar todos los datos en conjunto, las diferencias entre ambos serían casi imperceptibles. Por tanto, durante el desarrollo argumental se empleará el RECM al comparar nuestros resultados con estudios previos que emplean el EEE.

2.6.2. Redes neuronales artificiales

La RNA es un modelo de regresión no lineal que permite establecer la relación existente entre las variables predictoras (i.e., entradas) y las variables que se desean predecir (i.e., salidas). La estructura de una RNA intenta simular el entramado de conexiones nerviosas presentes en el sistema nervioso central (183).

En consecuencia, una RNA estará compuesta de un número determinado de unidades simples de procesamiento interconectadas. Estas unidades simples reciben el nombre de neuronas. Las neuronas tienen una regla de propagación que suele ser la combinación lineal de las entradas con sus pesos sinápticos (183–185). Los pesos sinápticos, por tanto, son coeficientes que multiplican a las variables de entrada. Además, se suele añadir un parámetro denominado sesgo o umbral que se incluye en el sumatorio de las variables por sus pesos sinápticos.

Las neuronas poseen una función de activación que relaciona el valor procedente de la regla de propagación con la salida final de la neurona (183–185). Esta función de activación puede ser de varios tipos, como por ejemplo funciones escalón, lineales o sigmoideas. La salida de la neurona puede ser empleada como entrada en otras neuronas, o ser la salida final de la RNA.

Las neuronas se organizan en una estructura que recibe el nombre de arquitectura de red (183–185). Esta arquitectura esta formada por diversas capas. La primera capa recibe el nombre de capa de entrada

y está formada por las variables de entrada (independientes). Las capas intermedias (normalmente una o dos capas) se denominan capas ocultas. Finalmente la última capa recibe el nombre de capa de salida que proporciona la salida de la RNA.

En función del flujo de datos entre las diversas capas podemos hablar de RNAs unidireccionales o RNAs recurrentes o retroalimentadas (183–185). En las redes unidireccionales la información circula en un único sentido (de entrada a salida), mientras que en las retroalimentadas la información puede circular entre las distintas capas en cualquier sentido.

Las RNAs deben de ser entrenadas para modificar el valor de los pesos sinápticos y el sesgo de todas las neuronas. Existen dos tipos básicos de entrenamiento, el supervisado y el no supervisado (183–185). En el entrenamiento supervisado, los pesos sinápticos y el sesgo se modifican en función de las diferencias existentes entre el valor de salida de la RNA y el valor real de la salida. Las RNAs con aprendizaje no supervisado intentan encontrar y agrupar patrones existentes en las entradas. Estos grupos o patrones no están establecidos de antemano como ocurre en el caso del aprendizaje supervisado.

Todas las RNAs diseñadas en este trabajo tuvieron una topografía unidireccional y su entrenamiento fue supervisado. A continuación se describe la arquitectura de red, el algoritmo de aprendizaje y los

métodos y estadísticos empleados para realizar la validación de las RNAs.

2.6.2.1. Arquitectura de las redes artificiales neuronales

La arquitectura empleada en este trabajo constaba de una capa de neuronas de entrada, una capa oculta y otra capa de salida. Como función de transferencia de la capa oculta se seleccionó una tangente sigmoideal hiperbólica, y en la capa de salida una función lineal (figura 2.8).

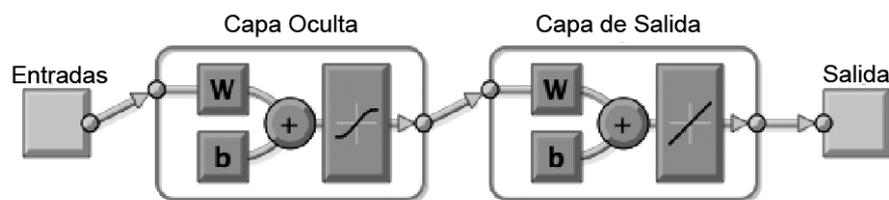


FIGURA 2.8. Arquitectura básica de la red neuronal artificial

$W = pesos$, $b = sesgos$.

La capa de entrada está compuesta por las variables de entrada a la red. La capa de salida está compuesta por una única neurona que proporciona como salida el VO_2 . El número de neuronas de la capa oculta se determinó mediante la selección de la opción con una mayor eficiencia entre un rango amplio de configuraciones (de una a veinte neuronas). La eficiencia de la red será mayor cuanto más elevado sea el rendimiento de la red y cuanto menor sea el número de neuronas. Por tanto, el término eficiencia está relacionado con la consecución de los objetivos propuestos a un bajo coste. En el caso que aquí nos ocupa pretendemos obtener un modelo que permita

estimar el VO_2 con el menor error posible, manteniendo un coste computacional reducido y un número aceptable de neuronas en la capa oculta. El número de neuronas en la capa oculta va a influir en los grados de libertad del modelo, y por tanto, a más grados de libertad mejor será el ajuste. Sin embargo, si se aumentan de forma innecesaria los grados de libertad, el modelo podría responder peor ante datos con características diferentes a los que han sido incluidos con anterioridad. Además, un número reducido de neuronas en la capa oculta va a suponer un menor coste computacional. La mejor configuración se determinó mediante la inspección de los errores de predicción de redes que empleaban el acelerómetro de la muñeca dominante con un rango de una a veinte neuronas en la capa oculta.

2.6.2.2. Redes neuronales artificiales diseñadas

Ya que uno de los objetivos de este trabajo fue determinar la mejor posición para colocar el acelerómetro a la hora de estimar el VO_2 se diseñaron diversas redes con entradas diferentes. Una vez diseñadas, se analizó el rendimiento de cada una de las redes. Además, se emplearon tanto los datos minuto a minuto como los datos promediados de los cuatro minutos para diseñar las redes. Concretamente se crearon siete redes con entradas diferentes para los datos minuto a minuto y para los promedios:

- Parámetros del acelerómetro colocado en la cintura.
- Parámetros del acelerómetro colocado en el pecho.
- Parámetros del acelerómetro colocado en la muñeca dominante.

- Parámetros del acelerómetro colocado en la muñeca no dominante.
- Promedio de los parámetros obtenidos por los cuatro acelerómetros.
- Parámetros de frecuencia cardiaca.
- Parámetros del mejor acelerómetro y frecuencia cardiaca.

2.6.2.3. Capa de entrada

Para introducir las entradas en la red neuronal se crearon matrices de datos. En primer lugar se van a describir las entradas de las redes creadas para predecir el VO_2 promedio de los cuatro minutos. Las matrices de datos de cada uno de los acelerómetros tenían treinta y seis filas y doscientas columnas. Las filas representaban cada uno de los parámetros calculados para los tres ejes del espacio y el VR. Las columnas representaban el valor obtenido por cada participante en cada actividad (i.e., veinte participantes por diez actividades). La matriz de datos de la frecuencia cardiaca estaba compuesta por siete filas y doscientas columnas. La lógica de las columnas fue la misma que en el caso de los acelerómetros, y las filas correspondían con los siete parámetros calculados.

Por lo que respecta a las redes minuto a minuto, las matrices de entrada de cada uno de los acelerómetros tenían treinta y seis filas y ochocientas columnas. Las filas siguían el mismo criterio que para las redes que emplearon los promedios. En cuanto a las columnas, representan el valor obtenido por cada participante en cada actividad durante cada uno de los minutos evaluados (i.e., veinte por

diez por cuatro minutos). Por tanto, la matriz de entrada de la frecuencia cardiaca minuto a minuto también tuvo ochocientas columnas y tan solo siete filas que representaron cada uno de los parámetros calculados.

Antes de entrenar la RNA las entradas fueron normalizadas mediante puntuaciones Z . Las puntuaciones Z se obtuvieron sustrayendo la media de cada variable a cada una de las observaciones de dicha variable y después dividiendo entre la desviación estándar. Este procedimiento es habitual para eliminar el efecto de la escala sobre los pesos de la RNA.

2.6.2.4. Salida de las redes neuronales artificiales

La salida de las redes fue el VO_2 expresado en $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$. Aunque habitualmente el GEAF se expresa en METs decidimos no hacerlo así debido a que no hay estudios que establezcan un valor estándar de GER para personas que tienen paraplejia. Para las redes que emplearon los datos promedios de los cuatro minutos de interés, la salida estuvo representada por el vector fila con doscientas columnas (i.e., el VO_2 de los veinte participantes en las diez actividades). Cuando se emplearon los datos minuto a minuto, la salida estuvo compuesta por un vector fila con ochocientas columnas que representaban el VO_2 de cada participante en cada actividad para cada uno de los cuatro minutos.

2.6.2.5. Validación cruzada

El software empleado para el diseño de las redes neuronales establece tres subconjuntos de datos diferentes: i. entrenamiento, ii. validación y iii. test. Los datos del subconjunto de entrenamiento son empleados para modificar los pesos y sesgos, y por tanto los resultados obtenidos de este subconjunto no deben generalizarse a toda la población de estudio. El subconjunto de validación se emplea para detener el entrenamiento de la red neuronal cuando no se consigue reducir el error de predicción tras un número determinado de iteraciones (este método recibe el nombre de *early-stopping* y se emplea para evitar el sobreentrenamiento de la red). Este subconjunto tampoco debe emplearse para obtener resultados extrapolables a la población, aunque no se empleen para modificar directamente los pesos y sesgos. Por último el subconjunto de test es el que se emplea para obtener resultados que pueden extrapolarse a toda la población, ya que estos datos no se emplean para entrenar la red neuronal.

Para distribuir los datos en los tres subconjuntos empleamos la técnica de validación cruzada *k-fold*. Este método se basa en repetir k veces (en este trabajo se empleó un valor de $k = 20$) la validación de la RNA empleando cada vez un subconjunto de test diferente. Por tanto, se consigue que los datos de todos los sujetos actúen como subconjunto de test. Esto se logra realizando entrenamientos sucesivos de las redes excluyendo como subconjunto de test cada vez un 5% de los datos. En el caso que nos ocupa, inicialmente un 5% de

los datos se conservaron como datos de test, de los restantes se seleccionaron otro 5% como validación y con el resto se entrenó la red. Una vez obtenidos los parámetros de rendimiento de la red, los datos que forman parte del subconjunto de validación cambian por otro 5% de los que se encontraban en el subconjunto de entrenamiento y se vuelve a realizar el entrenamiento de la red. Este proceso se repite hasta que todos los datos, menos los del test, han pasado por el subconjunto de validación. Una vez todos los datos han formado parte del subconjunto de validación se cambian los datos que forman el subconjunto de test y se repite el proceso. Este mecanismo se lleva a cabo hasta que todos los datos han pasado por el subconjunto de test. Los parámetros de rendimiento son promediados en función de total de veces que se entrena la RNA. Este tipo de herramientas de validación cruzada han sido empleadas en trabajos similares en personas sin discapacidad (94,95,186).

2.6.2.6. Entrenamiento de las redes neuronales artificiales

El proceso por el que se modifican los pesos y sesgos de la RNA se conoce como entrenamiento. Al comienzo del entrenamiento, la red es inicializada generando valores aleatorios pequeños para estos parámetros (i.e, método Nguyen-Widrow). Tras ello, se realizan de forma iterativa modificaciones de los pesos y sesgos de acuerdo con la diferencia existente entre la predicción generada y la salida esperada para la red. Este procedimiento de modificación de los pesos de forma iterativa se lleva a cabo mediante métodos de optimización. El método de optimización seleccionado en este trabajo

es el de Levenberg-Marquardt (opción ‘trainlm’ en Matlab). Éste es un método de optimización local y por tanto, para asegurarnos de que se consigue encontrar la mejor solución al problema, hay que realizar varias inicializaciones de la RNA (187,184). El número de inicializaciones seleccionado fue cien, similar al empleado en trabajos previos con una metodología similar (187). El entrenamiento de la red finalizó cuando se cumplió alguna de las siguientes condiciones: i. se reducía el error cuadrático medio a $1 \cdot 10^{-6}$, ii. el error cuadrático medio del subconjunto de validación no mejoraba tras cinco iteraciones consecutivas o iii. se realizaba cinco mil iteraciones.

2.6.2.7. Parámetros de rendimiento

Los parámetros de rendimiento fueron calculados sobre cada uno de los subconjuntos de datos y para todos los datos en conjunto. Estos parámetros fueron los mismos que en el caso de los modelos lineales generales aunque, debido al proceso de validación cruzada con tres subconjuntos de datos, las ecuaciones para su cálculo son algo más complejas. El cálculo de los diferentes errores se realizó mediante las siguientes ecuaciones:

$$EAM = \frac{\sum_{k=1}^n \sum_{j=1}^{n-1} \sum_{i=1}^m |X_{ijk} - Xsim_{ijk}|}{m \cdot n \cdot (n-1)} \quad \text{Ec. (2.11)}$$

$$ECM = \frac{\sum_{k=1}^n \sum_{j=1}^{n-1} \sum_{i=1}^m (X_{ijk} - Xsim_{ijk})^2}{m \cdot n \cdot (n-1)} \quad \text{Ec. (2.12)}$$

$$RECM = \frac{\sum_{k=1}^n \sum_{j=1}^n \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m (X_{ijk} - Xsim_{ijk})^2}{m}}}{n \cdot (n-1)} \quad \text{Ec. (2.13)}$$

$$r = \frac{\sum_{k=1}^n \sum_{j=1}^{n-1} \frac{\sum_{i=1}^m (\bar{X} - X_{ijk}) (\bar{Xsim} - Xsim_{ijk})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (\bar{X} - X_{ijk})^2} \cdot \sum_{i=1}^m (\bar{Xsim} - Xsim_{ijk})^2}}{n \cdot (n-1)} \quad \text{Ec. (2.14)}$$

En estas ecuaciones, X representa el valor real de VO_2 , $Xsim$ representa el valor simulado, m expresa el número de datos incluidos en el subconjunto explorado, y n representa el número de sujetos.

Una vez establecida la arquitectura final de red, de las cien inicializaciones realizadas con dicha arquitectura para encontrar el mínimo global, se seleccionó la RNA con un menor ECM. Una vez seleccionada la RNA definitiva para las diferentes entradas se comparó el rendimiento de cada una de ellas con el fin de determinar la metodología de adquisición de datos más apropiada.

2.6.2.8. Análisis complementarios

Una vez diseñadas las RNAs se realizaron tres análisis complementarios que ofrecieron información de interés. El primero de ellos fue obtener el promedio de la simulación de los cuatro acelerómetros y comparar este valor con el valor real de VO_2 .

El segundo análisis pretendía determinar si alguna de las RNAs era independiente de los datos de entrada empleados. Esto se llevó a

cabo haciendo una simulación con una RNA e introduciendo como datos los obtenidos con los otros acelerómetros. Esta simulación fue comparada con la obtenida al introducir los datos del acelerómetro correspondientes a la red testada. De esta forma, se pudo determinar si los ajustes eran independientes de la ubicación del acelerómetro (i.e., cintura, pecho, muñeca dominante y muñeca no dominante).

Por último, una vez seleccionada la mejor colocación del acelerómetro se seleccionó el empleo de la RNA promedio o RNA minuto a minuto para estimar el VO_2 en condiciones libres. Para ello, se realizó una simulación introduciendo los datos minuto a minuto en ambas redes y se seleccionó la que menor ECM obtuvo.

Los resultados obtenidos con los diferentes modelos serán presentados empleando principalmente tablas y figuras. En las tablas se podrán observar los valores de los diferentes errores y el valor r . Mientras que en las figuras se representarán los valores de VO_2 reales frente a los estimados con cada uno de los modelos diseñados.

RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

3

3.1. Resultados

3.1.1. Modelo lineal general

3.1.2. Redes neuronales artificiales promedio

3.1.3. Redes neuronales artificiales minuto a minuto

3.1.4. Comparación de la red neuronal artificial promedio y
minuto a minuto

3.2. Desarrollo argumental

3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

En este apartado se explican, por separado, los principales hallazgos de este trabajo de investigación y se incluye una discusión argumental de los mismos.

Los resultados se presentan en cuatro subapartados. El primero de ellos hace referencia a los modelos lineales, el segundo a las RNAs promedio, el tercero a las RNAs minuto a minuto y por último, se compararan las RNAs promedio con las minuto a minuto. Además, en el anexo 3 se muestran las medias de los parámetros de resumen de las diversas señales adquiridas en este estudio.

3.1. Resultados

3.1.1. Modelo lineal general

Se obtuvieron cuatro ecuaciones lineales múltiples, uno para cada acelerómetro. Estas ecuaciones, además del sesgo, constaban de un número diferente de variables predictoras. Las ecuaciones para la cintura y el pecho constaban de dieciocho y diez variables predictoras respectivamente. Debido a la extensión de estas ecuaciones y a que su rendimiento es menor que el de cualquiera de las muñecas no aparecen reflejadas en el texto de este trabajo (anexo 4). Por otro lado, la ecuación 3.1 es la obtenida para los datos de aceleración de la muñeca dominante mientras que la ecuación 3.2 refleja el ajuste conseguido para los datos de la muñeca no dominante.

$$\begin{aligned} VO_2 = & 4,1355 + 0,0376X_{50} - 0,0155X_{90} - 0,0047X_{SA_2} \\ & + 0,0062X_{SD_1} + 0,02Z_{75} - 0,0363Z_{90} + 0,0161VR_{75} + 0,253VR_{90} \end{aligned} \quad \text{Ec. (3.1)}$$

$$\begin{aligned} VO_2 = & 4,0558 - 0,0318Y_{25} + 0,0107Y_{90} \\ & + 0,0051Y_{SD_2} - 0,0061Z_{SD_2} + 0,0357VR_{50} \end{aligned} \quad \text{Ec. (3.2)}$$

En estas ecuaciones las letras representan el eje y los subíndices la variable. X , Y , Z representan los tres ejes del espacio y VR es el vector resultante. Los subíndices 25 , 50 , 75 , 90 son los percentiles correspondientes, SA_2 es la norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución, SD_1 es la norma vectorial de los coeficientes de detalle del primer nivel de resolución y SD_2 es la norma vectorial de los coeficientes de detalle del segundo nivel de resolución.

Como puede apreciarse, la ecuación 3.2 disponía de cinco variables predictoras mientras que en la ecuación 3.1 el número de variables es ocho. Además, la constante es ligeramente más baja en la ecuación para la muñeca no dominante. Aún así en ambos casos es mayor que el valor de VO_2 en reposo.

Las ecuaciones para ambas muñecas mostraron una buena estimación del VO_2 mientras que la predicción para el acelerómetro del pecho y la cintura fueron malas. En la tabla 3.1 aparecen los parámetros de rendimiento obtenidos. Como puede apreciarse, los

valores para los dos subconjuntos de datos, así como para el conjunto completo, son similares.

TABLA 3.1. Rendimiento de los modelos lineales generales (MLGs) de los cuatro acelerómetros

MLG	Datos	r	ECM	EAM	RECM
Cintura	E	0,67	10,61	2,39	3,26
	T	0,64	11,33	2,47	3,32
	Todo	0,67	10,65	2,39	3,26
Pecho	E	0,68	10,41	2,41	3,23
	T	0,66	10,8	2,45	3,26
	Todo	0,68	10,43	2,41	3,23
Muñeca Dominante	E	0,86	5,16	1,67	2,27
	T	0,85	5,32	1,69	2,28
	Todo	0,86	5,16	1,67	2,27
Muñeca No Dominante	E	0,86	4,98	1,65	2,23
	T	0,86	5,08	1,66	2,23
	Todo	0,86	4,98	1,65	2,23

r = coeficiente de correlación, *ECM* = error cuadrático medio, *EAM* = error absoluto medio, *RECM* = raíz del error cuadrático medio, *E* = entrenamiento y *T* = test.

En la figura 3.1 se muestran diagramas de dispersión y los gráficos Bland-Altman de cada uno de los modelos diseñados. En ninguno de los casos se aprecia un error sistemático en las estimaciones. Sin embargo los residuos obtenidos en las ecuaciones diseñadas para el acelerómetro de la cintura y el pecho son más elevados (i.e., mayor rango entre ± 2 desviaciones estándar).

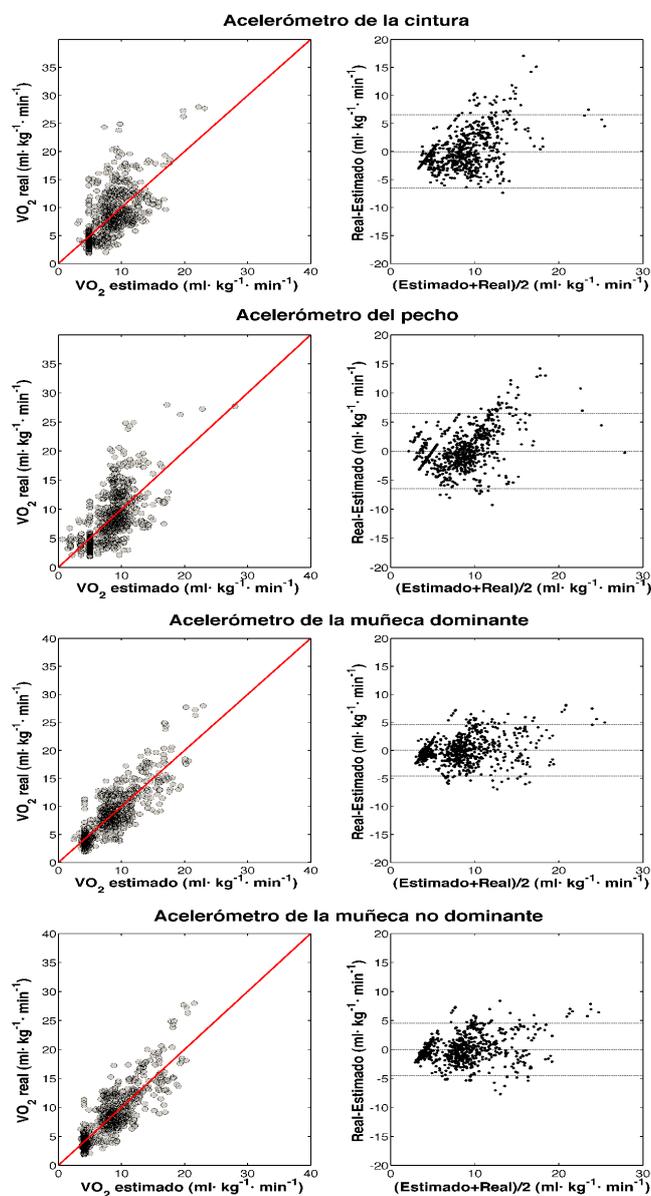


FIGURA 3.1. Gráficos de dispersión y Bland-Altman de los modelos lineales generales.

En el panel de figuras de la izquierda aparecen los gráficos de dispersión del valor real frente al estimado. La línea roja representa la relación lineal existente entre ambas. En el panel de la derecha aparecen los gráficos de Bland-Altman. Las líneas discontinuas son la media de los residuos y la media ± 2 desviaciones estándar.

Como puede observarse, en todos los gráficos Bland-Altman se aprecia una tendencia a la subestimación del VO_2 a partir de $20 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Esta tendencia es menos acusada para el modelo diseñado con las aceleraciones de la muñeca no dominante.

También resulta interesante analizar el error de estimación que se ha cometido en cada una de las actividades. En primer lugar, el modelo lineal múltiple diseñado con las aceleraciones de la cintura mostró errores de estimación (expresados en %) bastante elevados. Concretamente, se observaron valores superiores al 30% en las cuatro tareas sedentarias, mientras que fueron menor al 10% para las tareas “transferencias” y “traslado de cajas” (figura 3.2 y tabla 3.2).

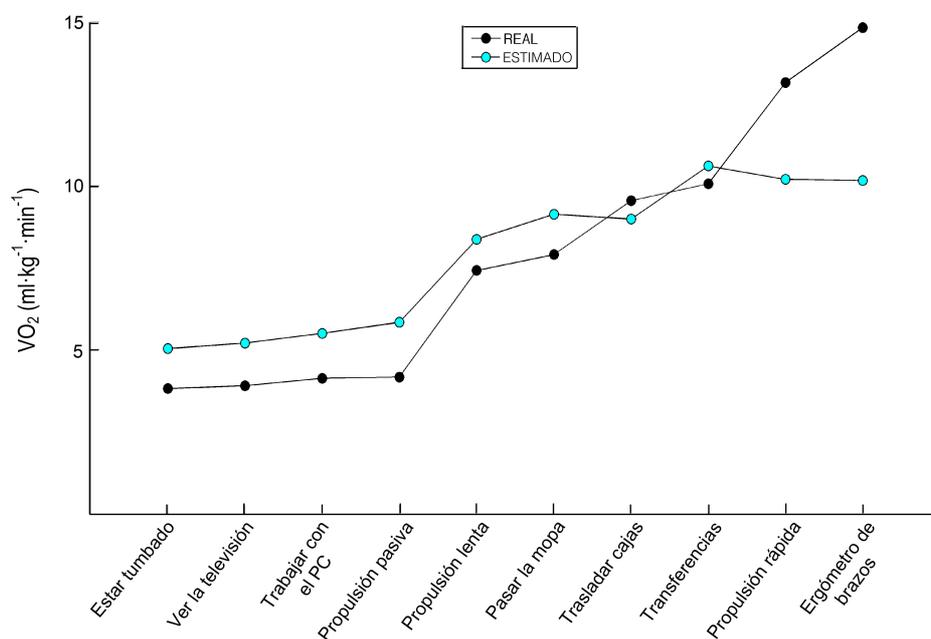


FIGURA 3.2. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la cintura

TABLA 3.2. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con los modelos lineales múltiples en el subconjunto de test

Actividad	Cintura	Pecho	Muñeca Dominante	Muñeca No Dominante
Estar tumbado	31,9	26,1	10,5	9,5
Ver la televisión	33,0	42,1	9,8	10,2
Trabajar con el PC	33,1	34,3	15,0	6,9
Propulsión pasiva	39,3	30,7	7,7	6,3
Propulsión lenta	12,5	11,6	9,8	12,7
Pasar la mopa	15,7	10,4	12,3	6,8
Traslado de cajas	5,6	6,8	4,8	0,7
Transferencias	5,1	10,1	18,4	18,7
Propulsión rápida	22,3	28,3	9,3	7,9
Ergómetros de brazos	31,5	24,8	0,8	1,1

Por lo que respecta al modelo lineal múltiple diseñado con las aceleraciones del pecho, también se encontraron errores elevados por actividad (tabla 3.2 y figura 3.3). Además, el patrón fue muy similar al descrito para el modelo de las aceleraciones de la cintura, siendo las actividades con un menor VO_2 aquellas en las que se cometía un mayor error de predicción en porcentaje. También cabe destacar que, aunque el error fue relativamente bajo en las actividades con un VO_2 intermedio, en las actividades más intensas también aparecieron errores muy elevados. Estos errores elevados en las actividades intensas se traducen en un gran error expresado en unidades de VO_2 .

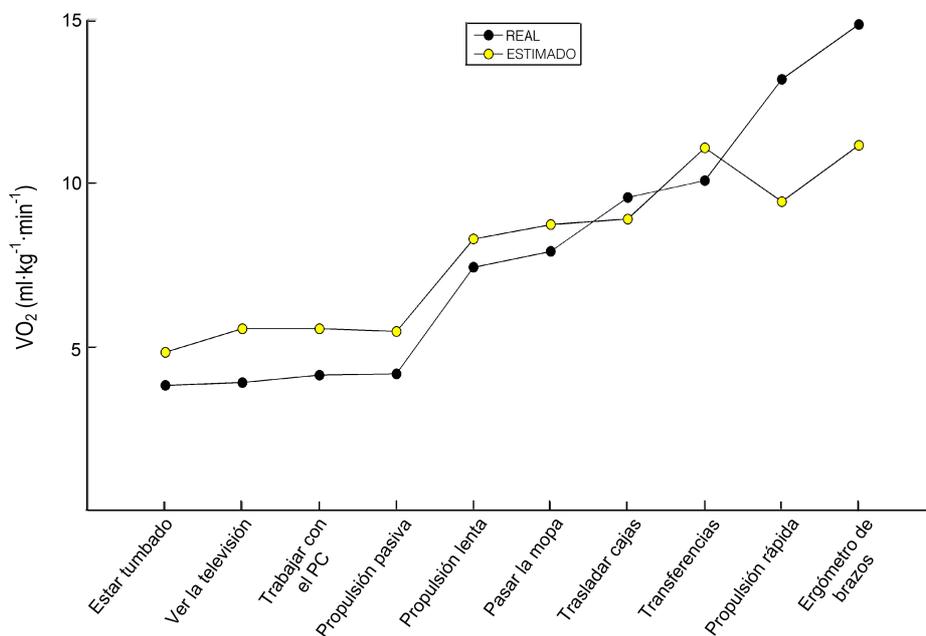


FIGURA 3.3. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro del pecho

El error cometido en cada actividad, en el modelo de las aceleraciones de la muñeca dominante, se muestra en la figura 3.3. A diferencia de en los casos anteriores, en ninguna tarea se alcanzó un 20% de error. Además, en seis de las diez actividades, el error fue menor del 10%, mientras que en las cuatro restantes el error estuvo comprendido entre el 10 y el 20%. La actividad con un mayor error de predicción fue “transferencias”. Por otro lado la actividad con un menor error fue “ergómetro de brazos”.

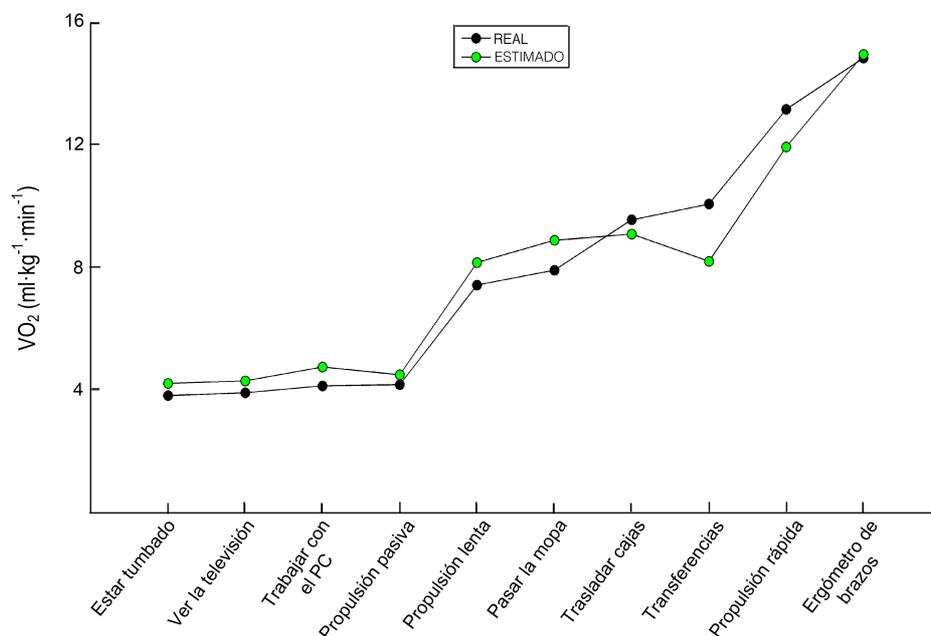


FIGURA 3.4. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca dominante

El modelo diseñado para el acelerómetro de la muñeca no dominante mostró un error por actividad similar al de la mano dominante. En ningún caso el error alcanzó el 20%, y la tarea “traslado de cajas” fue en la que se cometió un menor error. En siete de las diez actividades el error fue menor del 10%. En las tres restantes estuvo comprendido entre el 10 y el 20%. La actividad en la que se cometía un error más alto fue “transferencias”. Esto sustenta la posibilidad de emplear tanto el modelo lineal de la muñeca dominante como el de la no dominante para estimar el VO_2 en condiciones libres.

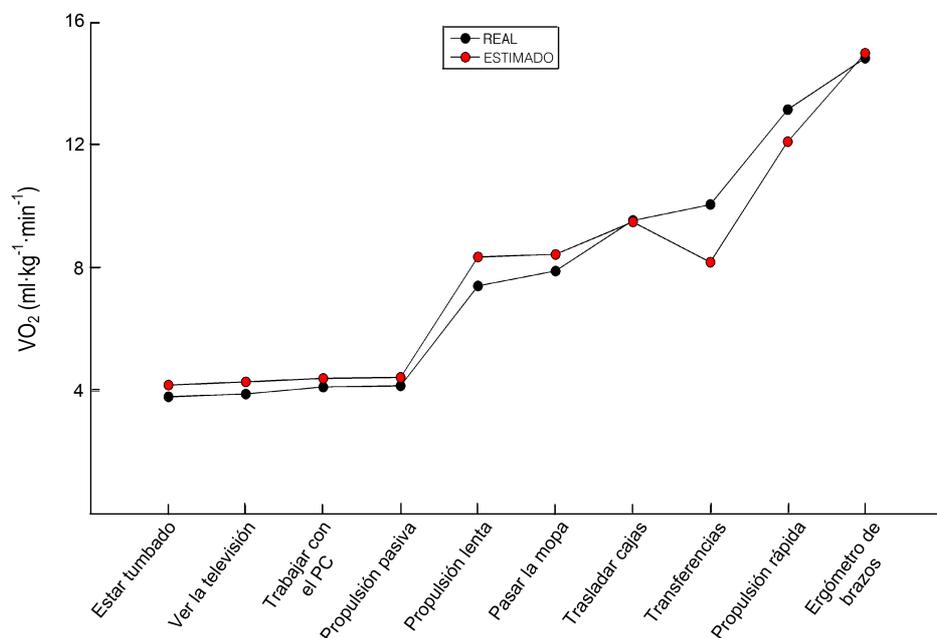


FIGURA 3.5. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca no dominante

A continuación se presentan los resultados obtenidos para los modelos lineales que emplean como entradas: i. los parámetros promedio de los cuatro acelerómetros, ii. los parámetros de frecuencia cardiaca y iii. las variables obtenidas con el acelerómetro de la muñeca no dominante junto con la frecuencia cardiaca.

Los estadísticos de rendimiento de los modelos pueden observarse en la tabla 3.3. Los resultados del modelo del promedio de los cuatro acelerómetros y del modelo de la frecuencia cardiaca, junto con las aceleraciones de la muñeca no dominante, mostraron valores similares en todos los parámetros. La estimación con ambos modelos

resultó ser muy buena con errores bastante reducidos. Por otro lado, el modelo de la frecuencia cardiaca mostró un mayor rendimiento que los del pecho y la cintura, pero peor que el resto de modelos tenidos en cuenta.

TABLA 3.3. Rendimiento de los modelos lineales generales (MLGs) complementarios

MLG	Datos	r	ECM	EAM	RECM
	E	0,88	4,44	1,55	2,11
Promedio de los 4 ACC	T	0,87	4,53	1,53	2,11
	Todo	0,88	4,45	1,53	2,11
Muñeca no dominante + FC	E	0,89	4,06	1,54	2,01
	T	0,89	4,17	1,56	2,03
	Todo	0,89	4,06	1,54	2,02
FC	E	0,78	7,63	2,09	2,76
	T	0,78	7,78	2,1	2,76
	Todo	0,78	7,64	2,09	2,76

FC = frecuencia cardiaca, ACC = acelerómetros, r = coeficiente de correlación, ECM = error cuadrático medio, EAM = error absoluto medio, RECM = raíz del error cuadrático medio, E = entrenamiento y T = test.

El modelo lineal múltiple del promedio de los cuatro acelerómetros mostró un error de predicción por actividad bastante reducido (figura 3.6). La actividad con un mayor error fue “propulsión lenta” cuyo valor alcanzó el 10,1%. La actividad con un menor error fue “traslado de cajas” (0,5%).

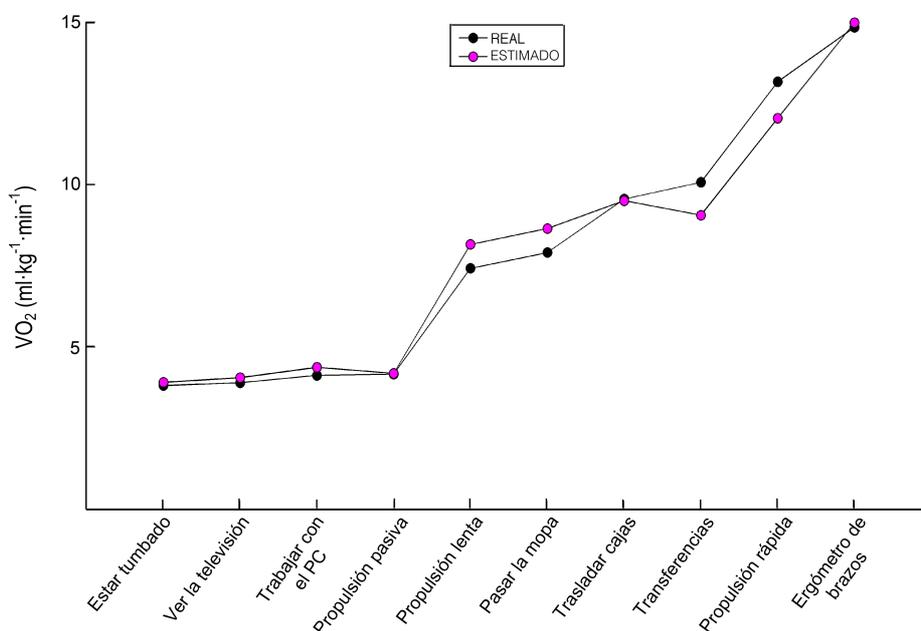


FIGURA 3.6. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del promedio de los cuatro acelerómetros

El modelo diseñado para la frecuencia cardiaca mostró un rendimiento medio. En consecuencia, se observaron errores elevados en cada una de las actividades (figura 3.7). En tres de las actividades con un menor VO_2 el error fue superior al 20%. En el resto de actividades fue siempre menor al 20%. Además, dado que las actividades sedentarias son sobrestimadas y las más intensas son subestimadas, este modelo podría carecer de suficiente capacidad discriminativa entre las personas activas y las sedentarias.

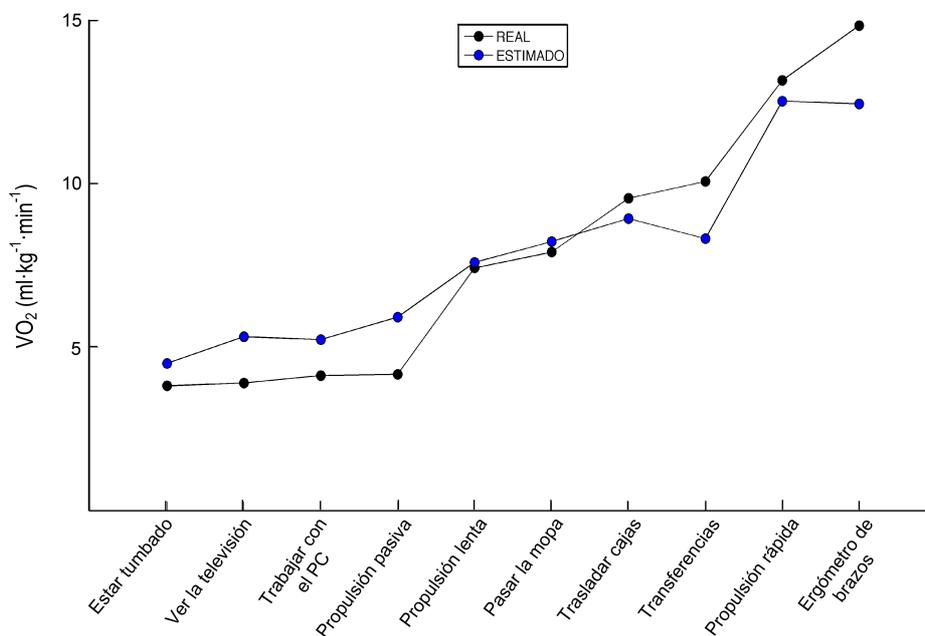


FIGURA 3.7. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la frecuencia cardiaca

Por último, el modelo de la muñeca no dominante y la frecuencia cardiaca (figura 3.8) mostró errores siempre inferiores al 20%. De hecho, solo en dos de las actividades el error fue superior al 15%. La actividad con un mayor error fue “propulsión pasiva” (16,7%), mientras que la tarea con un menor error fue “estar tumbado” (0,1%).

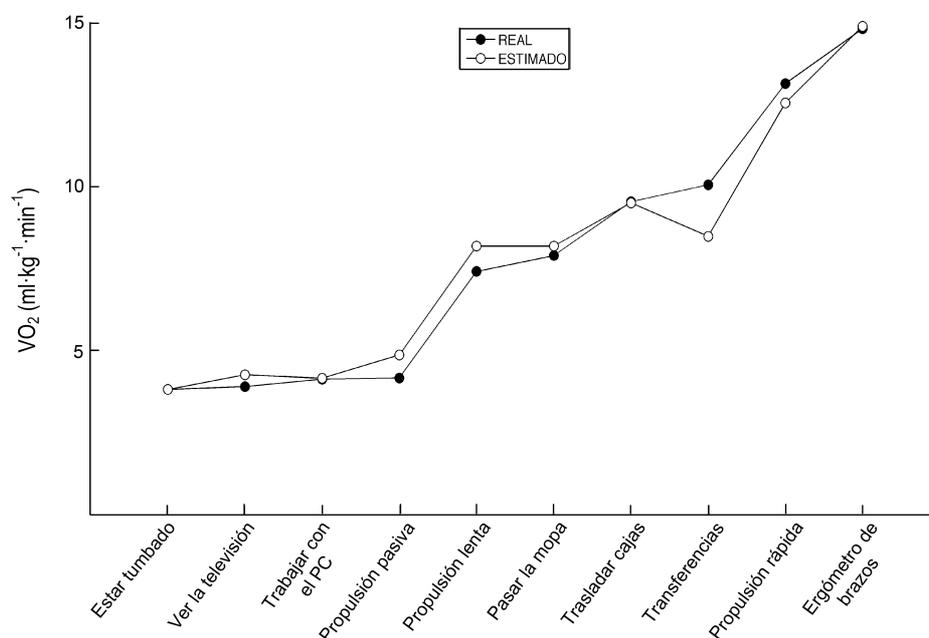


FIGURA 3.8. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado en el subconjunto de test para el modelo lineal múltiple del acelerómetro de la muñeca no dominante y la frecuencia cardiaca

3.1.2. Redes neuronales artificiales promedio

3.1.2.1. Arquitectura de red

La arquitectura de red más eficiente fue obtenida mediante la exploración visual de la figura 3.9 en la que se representa el efecto del número de neuronas sobre los parámetros de rendimiento para la RNA de la muñeca dominante.

Se seleccionó el número de neuronas a partir del cual no se apreciaba una disminución del error o un incremento del coeficiente de correlación relevantes en el subconjunto de test. Si observamos la

figura 3.9, en los paneles de la derecha, se aprecia una disminución de los errores hasta cuatro neuronas en la capa oculta. A partir de ese momento parece que no existe dependencia entre los errores y los grados de libertad del modelo. Algo similar, aunque menos evidente, ocurre con el coeficiente de correlación.

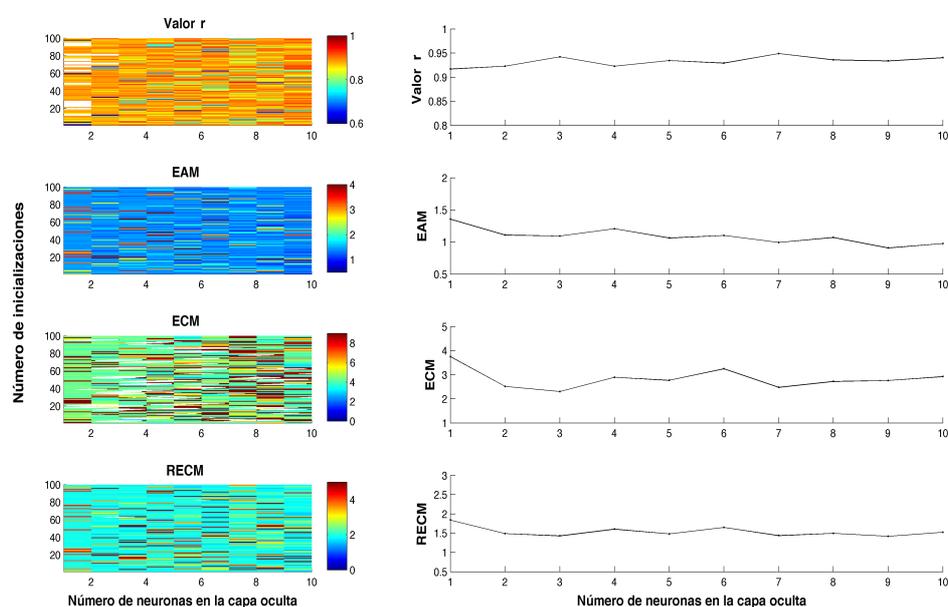


FIGURA 3.9. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial promedio empleando el acelerómetro de la muñeca dominante

En el panel de figuras de la izquierda se representa en colores el valor r , el error absoluto medio (EAM), el error cuadrático medio (ECM) y la raíz del error cuadrático medio (RECM) del subconjunto de test. El color rojo representa valores elevados para todas las variables mientras que el azul expresa valores pequeños. El eje x representa el número de neuronas en la capa oculta y el eje y el número de inicializaciones realizadas con el objetivo de encontrar el mínimo global. En el panel de figuras de la derecha se representa de arriba a abajo el valor r , el EAM, el ECM y la RECM. En el eje x se representa el número de neuronas en la capa oculta, y en el eje y el máximo, para el valor r , y el mínimo, para el EAM, ECM y RECM, encontrado en las 100 inicializaciones realizadas.

Además, en los paneles de la izquierda, se puede observar cómo a partir de cuatro neuronas no existe una tendencia hacia la disminución de los errores (los tonos cromáticos no son cada vez más azules) ni hacia el aumento del coeficiente de correlación (no se observan tonos cromáticos más granates).

Por todo ello, se ha establecido que cuatro neuronas es el número óptimo de neuronas en la capa oculta. Los modelos de ajuste planteados para cada uno de los acelerómetros testados en este trabajo siguen esta arquitectura de red. También se mantuvo esta arquitectura de red en la RNA del promedio de los cuatro acelerómetros. Este resultado, aunque no proporcione una aplicación clínica inmediata, es importante desde el punto de vista metodológico.

Por lo que respecta la RNA cuyas entradas fueron los parámetros del mejor acelerómetro y frecuencia cardíaca conjuntamente, también se configuró la capa oculta con cuatro neuronas. Esto fue debido a que al analizar el efecto de las neuronas sobre los errores se encontró un patrón similar al mencionado para los parámetros de cada acelerómetro individualmente.

Sin embargo, para la RNA diseñada con los parámetros de frecuencia cardíaca fueron necesarias más neuronas en la capa oculta para mejorar su rendimiento. Como se observa en la figura 3.10, los errores de estimación y el coeficiente de correlación mejoraron de forma importante hasta llegar a seis neuronas. A partir de ese

momento las mejoras no son significativas (existe solo una mejora en el coeficiente de correlación, pero no en el resto de parámetros). Por tanto, se empleó una arquitectura de red con seis neuronas en la capa oculta para la RNA de la frecuencia cardiaca.

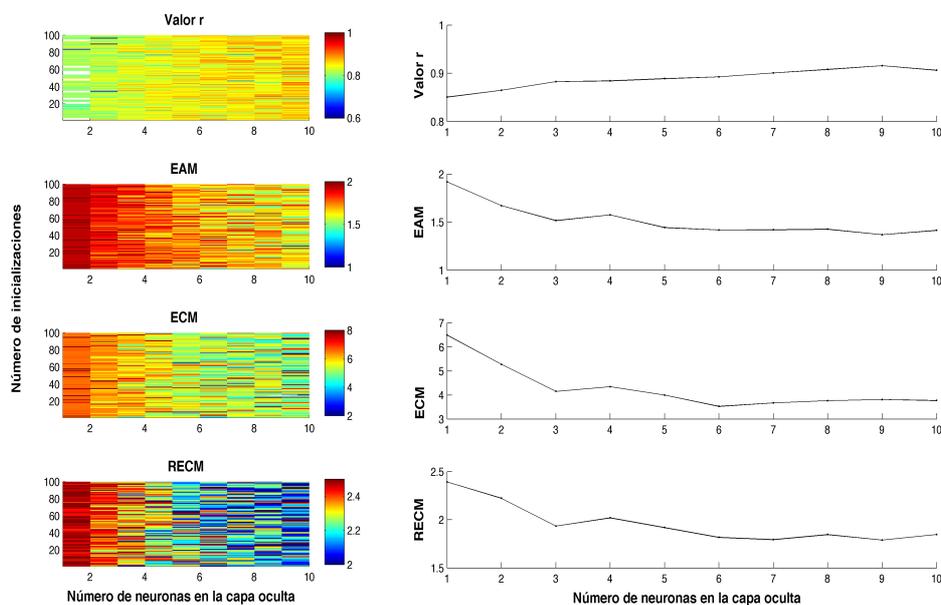


FIGURA 3.10. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial promedio empleando la frecuencia cardiaca

En el panel de figuras de la izquierda se representa en colores el valor r , el error absoluto medio (EAM), el error cuadrático medio (ECM) y la raíz del error cuadrático medio (RECM) del subconjunto de test. El color rojo representa valores elevados para todas las variables mientras que el azul expresa valores pequeños. El eje x representa el número de neuronas en la capa oculta y el eje y el número de inicializaciones realizadas con el objetivo de encontrar el mínimo global. En el panel de figuras de la derecha se representa de arriba a abajo el valor r , el EAM, el ECM y la RECM. En el eje x se representa el número de neuronas en la capa oculta, y en el eje y el máximo, para el valor r , y el mínimo, para el EAM, ECM y RECM, encontrado en las 100 inicializaciones realizadas.

En consecuencia, y a modo de resumen, se obtuvo que cuatro neuronas en la capa oculta era la arquitectura de red óptima para: i. las RNAs promedio de cada acelerómetro por separado, ii. la RNA promedio del promedio de los cuatro acelerómetros y iii. la RNA que empleaba las entradas del acelerómetro con más información útil junto con la frecuencia cardiaca. Por otro lado, para la RNA de la frecuencia cardiaca la mejor arquitectura de red fue aquella en la que la capa oculta está formada por seis neuronas.

3.1.2.2. Rendimiento y determinación de la mejor colocación

Los parámetros de rendimiento de las RNA promedio de cada acelerómetro aparecen en la tabla 3.4. Como puede apreciarse, tanto en los errores de estimación como el coeficiente de correlación, las RNAs han obtenido valores que demuestran su gran poder de estimación.

No se aprecian diferencias importantes en la estimación del VO_2 entre las diferentes RNA. Además, se calculó el promedio de las salidas de las RNAs y se comparó con el valor real de VO_2 . El ECM, RECM y EAM fueron $1,46 \text{ (ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})^2$; $1,21 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ y $0,77 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ respectivamente. Además, el coeficiente de correlación fue de 0,96. Estos valores muestran que el promedio de las estimaciones es ligeramente más exacto que la obtenida por cada una de las RNAs por separado.

TABLA 3.4. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNA) promedio de los cuatro acelerómetros.

RNA	Datos	r	ECM	EAM	RECM
Cintura	E	0,91	3,26	1,1	1,77
	V	0,91	3,33	1,11	1,79
	T	0,88	4,62	1,29	1,89
	Todo	0,9	3,3	1,14	1,59
Pecho	E	0,95	1,9	0,92	1,32
	V	0,95	1,96	0,93	1,35
	T	0,89	3,12	1,09	1,54
	Todo	0,94	1,9	0,97	1,26
Muñeca dominante	E	0,93	2,39	1,11	1,54
	V	0,93	2,41	1,12	1,55
	T	0,9	2,9	1,21	1,6
	Todo	0,93	2,31	1,1	1,45
Muñeca no dominante	E	0,95	1,78	0,95	1,32
	V	0,95	1,82	0,96	1,34
	T	0,93	2,62	1,1	1,51
	Todo	0,95	1,88	0,97	1,27

r = coeficiente de correlación, ECM = error cuadrático medio, EAM = error absoluto medio, $RECM$ = raíz del error cuadrático medio, E = entrenamiento, V = validación y T = test.

Por otro lado, se puede analizar el error que se comete en cada tarea para cada una de las RNAs calculadas. En la figura 3.11 aparecen las diferencias por actividades entre el VO_2 real y el estimado con la RNA para la cintura.

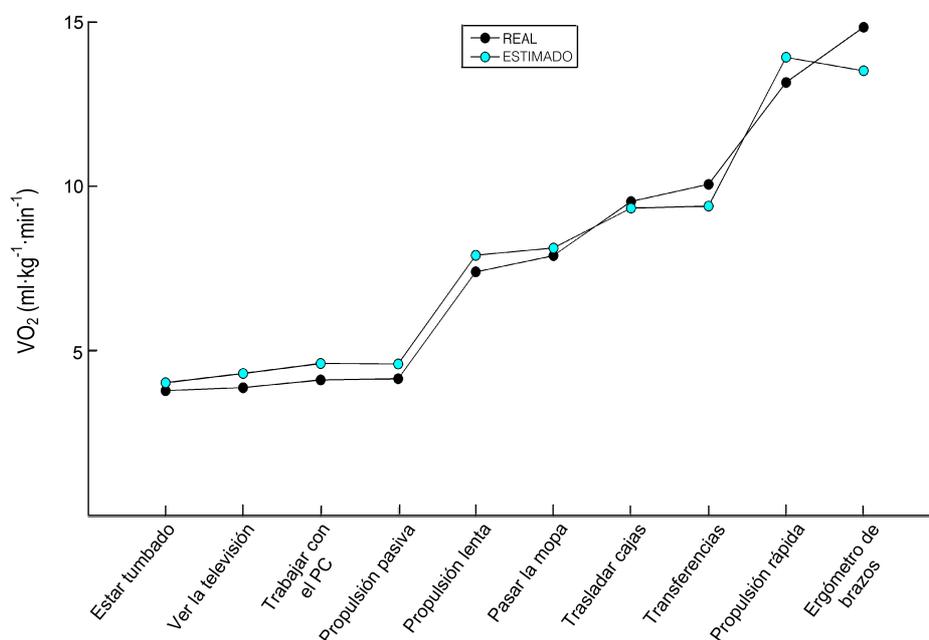


FIGURA 3.11. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la cintura

Como puede apreciarse, el error expresado en porcentaje osciló del 2,1% al 12,1% (tabla 3.5). La máxima diferencia entre el valor real y el estimado se obtuvo en la actividad en la que los participantes debían trabajar con el ordenador. Por otro lado, la actividad en la que se obtuvo una mayor exactitud fue “trasladar cajas”.

Por lo que respecta a la RNA diseñada con los datos del acelerómetro del pecho (figura 3.12), se encontró un error máximo del 16,0% y un error mínimo del 0,8%. Estos errores fueron cometidos para las actividades “propulsión rápida” y “estar tumbado” respectivamente.

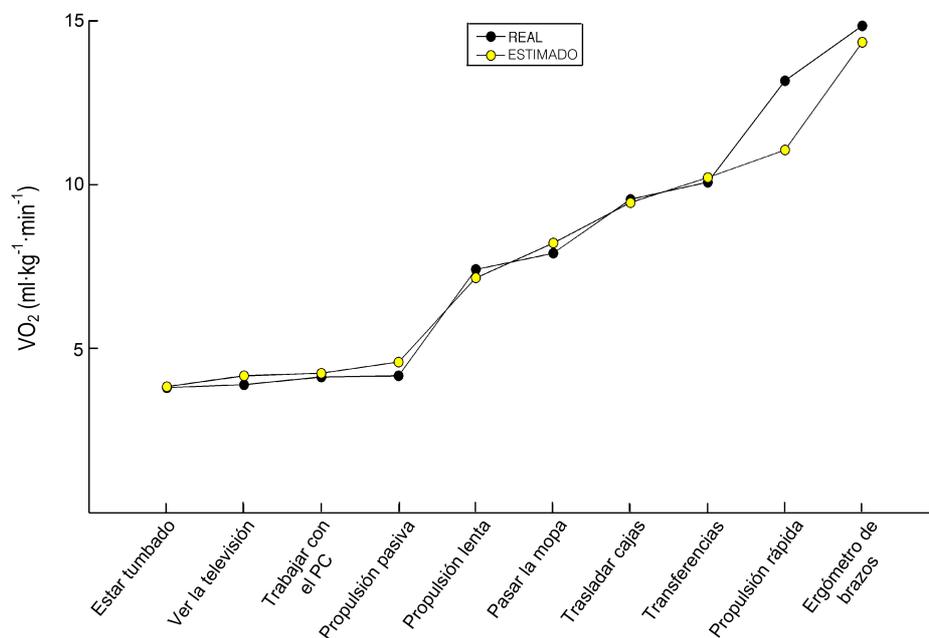


FIGURA 3.12. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro del pecho

El máximo error en la RNA de la muñeca dominante se produjo cuando los sujetos se propulsaban en la silla de ruedas de forma activa a un ritmo lento (13,3%). El menor error se cometió en la tarea de pasar la mopa (0,2%). En la figura 3.13 aparecen representados de forma gráfica los errores cometidos en todas las actividades.

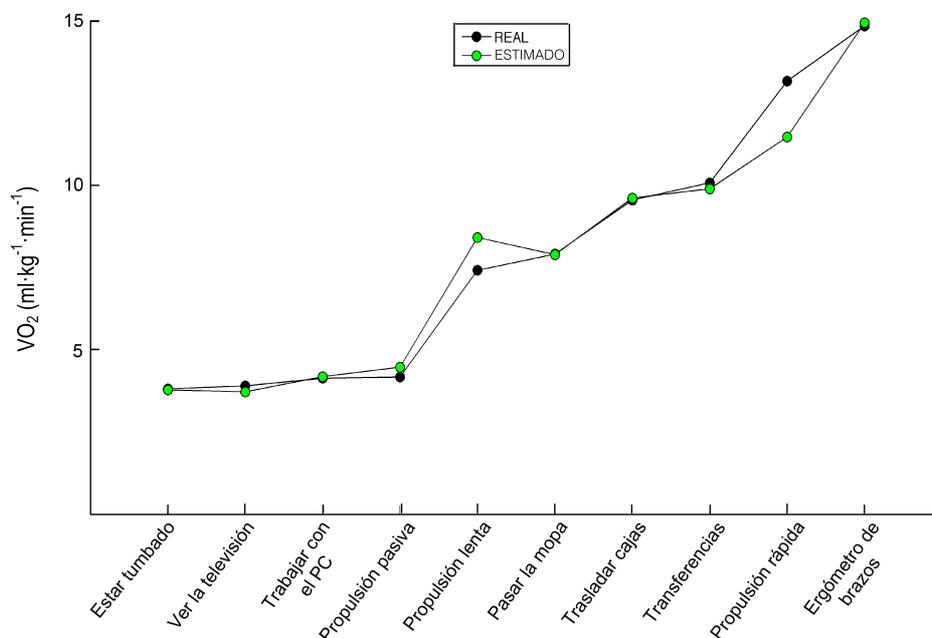


FIGURA 3.13. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca dominante

Por último, en la figura 3.14 aparecen los errores cometidos con la RNA de la muñeca no dominante. Para la estimación obtenida con esta red se encontró un error máximo de tan solo un 5,3% cuando los sujetos se propulsaban a un ritmo lento. El menor error fue cometido en la tarea “ergómetro de brazos” (0,2%).

En la tabla 3.5 se representan numéricamente los errores cometidos en todas las actividades con las cuatro RNAs promedio. Como puede observarse por lo expuesto hasta ahora sobre las RNAs, la red de la muñeca no dominante mostró unos errores de estimación por actividad con menor dispersión y los parámetros de rendimiento mencionados con anterioridad fueron algo superiores.

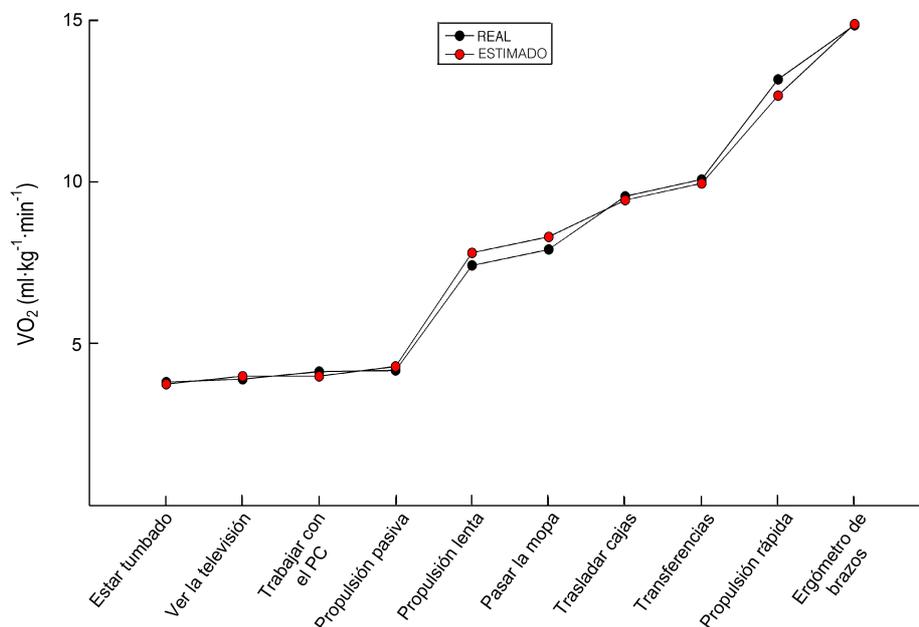


FIGURA 3.14. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca no dominante

Por lo que respecta a los parámetros de rendimiento, las diferencias entre las RNAs fueron tan pequeñas que no se puede afirmar que un ajuste sea mejor que el resto. Sin embargo, debido posiblemente a la variabilidad fruto del azar, con los datos adquiridos en nuestro estudio, la RNA que ofrece una ligera ventaja es la de la muñeca no dominante.

Por otro lado, debido a la menor dispersión en los errores cometidos en las tareas propuestas, la RNA de la muñeca no dominante podría resultar más conveniente para ser empleada para cuantificar el VO_2 durante condiciones libres. Con este ajuste se cometen pequeños

errores (siempre menores del 5,3%) en todas las actividades propuestas. Sin embargo, para el resto de RNAs la dispersión del error por actividades es mayor; mientras que en unas actividades el error es casi nulo, en otras supera el 10%.

TABLA 3.5. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con las redes neuronales artificiales promedio diseñadas.

Actividad	Cintura	Pecho	Muñeca Dominante	Muñeca No Dominante
Estar tumbado	6,3	0,8	0,8	1,6
Ver la televisión	11,0	6,9	4,6	2,3
Trabajar con el PC	12,1	2,9	1,2	3,4
Propulsión pasiva	10,8	10,0	7,2	2,9
Propulsión lenta	6,7	3,5	13,3	5,3
Pasar la mopa	2,9	3,9	0,2	4,9
Traslado de cajas	2,1	1,05	0,6	1,3
Transferencias	6,5	1,4	1,8	1,2
Propulsión rápida	5,8	16,0	12,9	3,8
Ergómetros de brazos	8,9	3,4	0,6	0,2

Estas características de la RNA diseñada con la muñeca no dominante podría suponer una ligera ventaja sobre el resto de RNAs diseñadas. Sin embargo, las diferencias son tan pequeñas que no se puede determinar que una colocación sea mejor que el resto. Cualquiera de los ajustes conseguidos por las aceleraciones de las cuatro zonas corporales estudiadas ofrece resultados excelentes. Sin embargo, debido a las pequeñas ventajas que se han encontrado con los datos concretos analizados en este estudio, se seleccionará la

RNA de la muñeca no dominante como el mejor modelo de estimación.

La RNA diseñada, empleando como entradas el promedio de los datos de los cuatro acelerómetros, obtuvo unos parámetros de rendimiento ligeramente superiores a los de las RNAs de cada uno de los acelerómetros por separado (tabla 3.6). Además, como puede apreciarse en la figura 3.15, el error expresado en porcentaje no fue elevado en ninguna de las actividades (de 0,3 a 8,4%).

TABLA 3.6. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) promedio complementarias

RNA	Datos	r	ECM	EAM	RECM
Promedio de los 4 ACC	E	0,96	1,52	0,93	1,22
	V	0,96	1,54	0,93	1,32
	T	0,95	2,1	1,02	1,23
	Todo	0,95	1,47	0,92	1,16
Muñeca no dominante + FC	E	0,97	1,17	0,79	1,07
	V	0,97	1,2	0,8	1,08
	T	0,95	1,64	0,9	1,19
	Todo	0,96	1,26	0,83	1,06
FC	E	0,9	3,43	1,4	1,85
	V	0,9	3,44	1,4	1,85
	T	0,87	3,52	1,42	1,82
	Todo	0,89	3,36	1,4	1,76

FC = frecuencia cardíaca, ACC = acelerómetros, r = coeficiente de correlación, ECM = error cuadrático medio, EAM = error absoluto medio, RECM = raíz del error cuadrático medio, E = entrenamiento, V = validación y T = test.

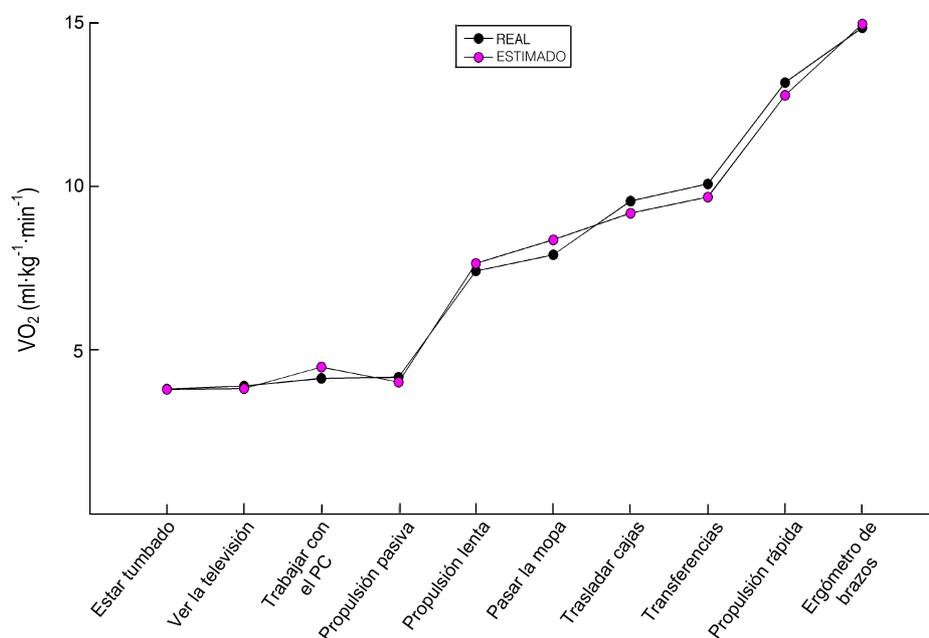


FIGURA 3.15. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del promedio de acelerómetros

A continuación se analizarán los resultados relacionados con la RNA diseñada únicamente con los parámetros de frecuencia cardiaca. Como ha podido observarse en la tabla 3.6, los parámetros de rendimiento son similares a los obtenidos con la RNA de la cintura o del pecho. El error máximo se produjo en la actividad “propulsión pasiva” (22,9%) mientras que el mínimo se produjo en la tarea “propulsión lenta” (1,1%). En la figura 3.16 aparece representada la estimación del VO_2 en cada actividad frente al valor real.

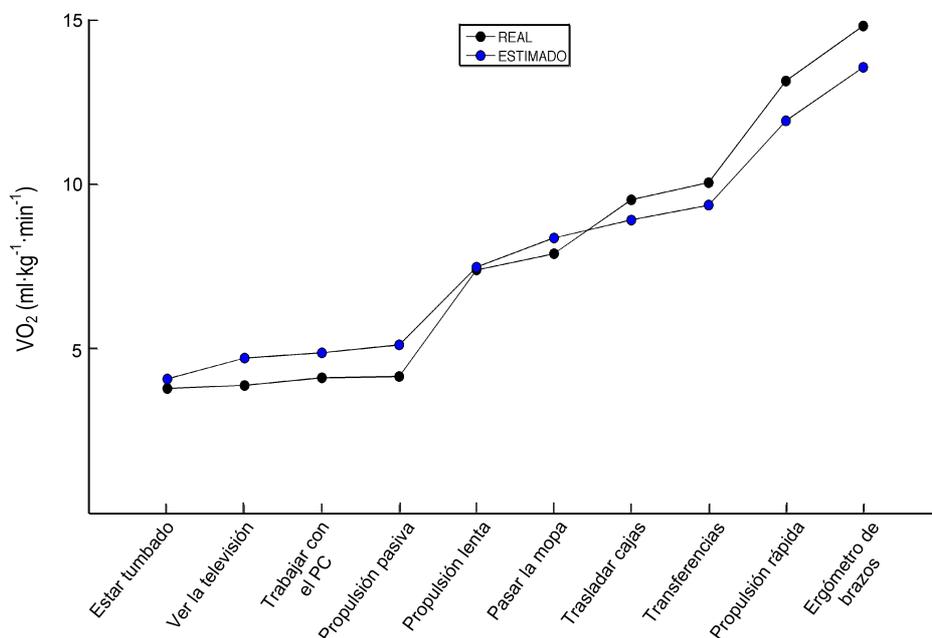


FIGURA 3.16. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio de la frecuencia cardiaca

Por último, se describirá la RNA cuyas entradas estuvieron compuestas por los parámetros extraídos de la señal de aceleración de la muñeca no dominante (mejor acelerómetro) y de los relacionados con la frecuencia cardiaca. Los parámetros de rendimiento fueron ligeramente superiores a los obtenidos tan solo con las entradas de aceleración, aunque las ligeras diferencias no son destacables (tabla 3.6). La actividad que mostró un mayor error de predicción fue “ver la televisión” mientras que la que obtuvo un valor menor fue “trasladar cajas” (figura 3.17). Ninguna de las actividades mostró un error de predicción elevado (error máximo = 5,3%).

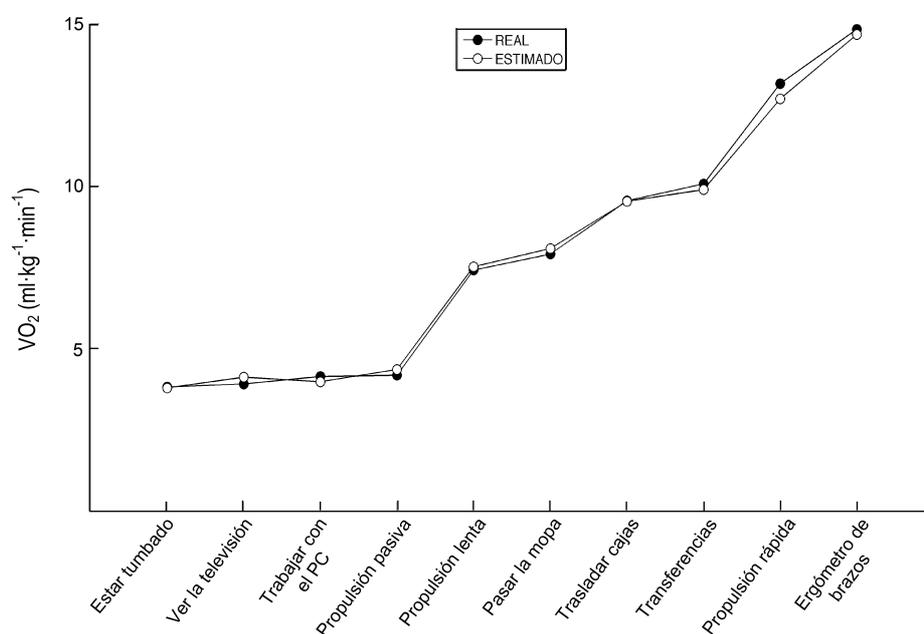


FIGURA 3.17. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial promedio del acelerómetro de la muñeca no dominante junto con la frecuencia cardiaca

3.1.2.3. Dependencia ajuste/colocación

El análisis de la dependencia entre el ajuste y la colocación del acelerómetro solo fue realizado sobre los modelos de cada uno de los acelerómetros por separado. Es de esperar que tan solo se instrumente a los sujetos con un acelerómetro para entorpecer lo menos posible la adquisición de datos en entornos clínicos no controlados. Por tanto, esta restricción en el número de dispositivos se llevó a cabo porque tiene importancia desde el punto de vista práctico.

El análisis de dependencia entre la RNA empleada para el ajuste y la procedencia de los datos de entrada mostró que tanto la RNA de la

cintura como la del pecho fueron fuertemente dependientes de las entradas. Es decir, para dichas redes solo pueden emplearse como entradas, los datos de aceleración correspondientes al acelerómetro utilizado para diseñarlas.

Los resultados más interesantes sin embargo se encontraron en la RNA para la muñeca dominante y no dominante. Cuando se emplean los datos de la muñeca contraria a la que ha sido empleada para diseñar la RNA la estimación obtenida es similar a cuando se emplean los datos de la muñeca correspondiente (figura 3.18). Además, este hecho se hace más evidente para la RNA de la muñeca dominante, donde el ECM entre ambas estimaciones es tan solo de $4,11 \text{ (ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})^2$.

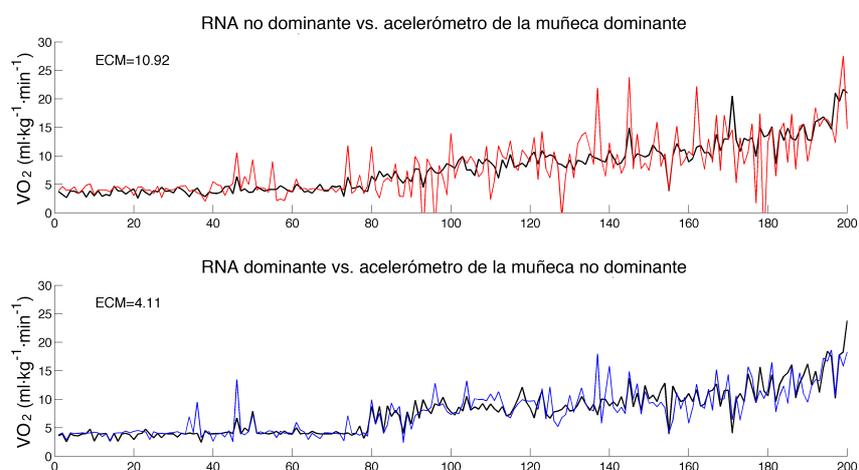


FIGURA 3.18. Respuesta de las red neuronal artificial (RNA) dominante y no dominante para los datos de aceleración de la muñeca contraria

En el panel superior aparece la estimación obtenida al introducir como entradas los datos de aceleración de la muñeca no dominante (línea negra) y de la muñeca dominante (línea roja) empleando como ajuste la RNA diseñada para los datos con la muñeca no dominante. En el panel inferior aparece la estimación obtenida al introducir como entradas los datos de aceleración de la muñeca dominante (línea negra) y de la muñeca no dominante (línea azul) empleando como ajuste la RNA diseñada para los datos con la muñeca dominante.

3.1.3. Redes neuronales artificiales minuto a minuto

3.1.3.1. Arquitectura de red

La arquitectura de red más eficiente para los datos minuto a minuto fue obtenida mediante la exploración visual de la figura 3.19. Como puede apreciarse, existe una disminución importante de los errores de predicción hasta que la capa oculta se compone de diez neuronas. A partir de ese momento se produce una estabilización de los valores con el incremento de neuronas en la capa oculta. Por lo que respecta al coeficiente de correlación, se observa una tendencia similar. Dicho valor aumenta de forma paulatina hasta que la capa oculta se compone de diez neuronas, a partir de ese momento el valor se mantiene más o menos constante.

Por tanto, para las redes minuto a minuto de cada acelerómetro se empleó una arquitectura de red con diez neuronas en la capa oculta. También se empleó esta arquitectura para la RNA minuto a minuto del promedio de los acelerómetros. Por lo que respecta a la RNA que empleaba como entradas los parámetros extraídos del mejor acelerómetro y frecuencia cardíaca conjuntamente también se configuró la capa oculta con diez neuronas (se comprobó que con más neuronas no se disminuían los errores ni aumentaba el valor r de forma importante).

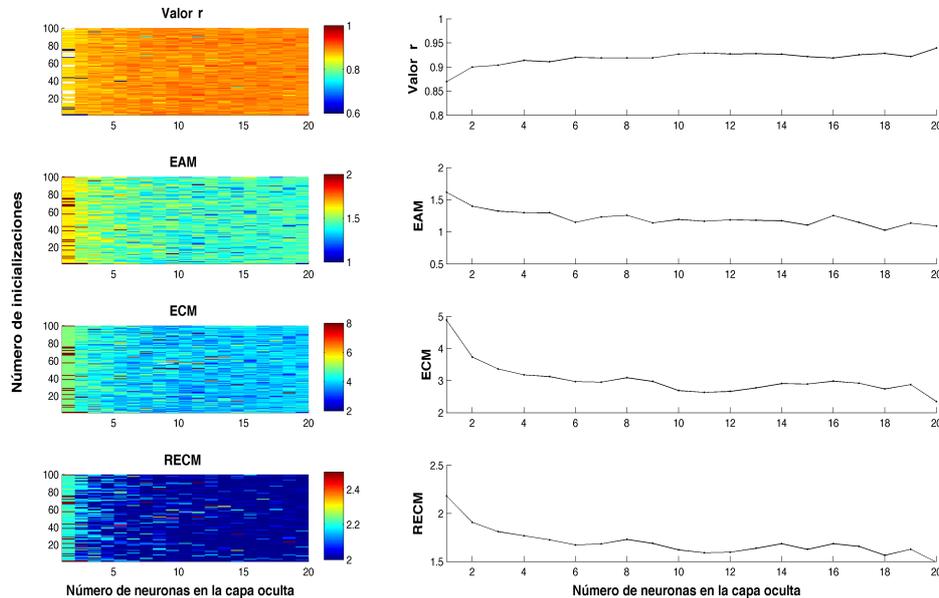


FIGURA 3.19. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial minuto a minuto empleando el acelerómetro de la muñeca dominante

En el panel de figuras de la izquierda se representa en colores el valor r , el error absoluto medio (EAM), el error cuadrático medio (ECM) y la raíz del error cuadrático medio (RECM) del subconjunto de test. El color rojo representa valores elevados para todas las variables mientras que el azul expresa valores pequeños. El eje x representa el número de neuronas en la capa oculta y el eje y el número de inicializaciones realizadas con el objetivo de encontrar el mínimo global. En el panel de figuras de la derecha se representa de arriba a abajo el valor r , el EAM, el ECM y la RECM. En el eje x se representa el número de neuronas en la capa oculta, y en el eje y el máximo, para el valor r , y el mínimo, para el EAM, ECM y RECM, encontrado en las 100 inicializaciones realizadas.

Sin embargo, el efecto del número de neuronas en la capa oculta cuando solo se incluían como entradas los parámetros extraídos de las señales de frecuencia cardiaca fue diferente. Como puede observarse en la figura 3.20, a partir de ocho neuronas en la capa

oculta, los errores de estimación no mejoraron de forma importante. Por tanto, una arquitectura con ocho neuronas en la capa oculta fue empleada para la RNA minuto a minuto cuyas entradas fueron las variables extraídas de la frecuencia cardiaca.

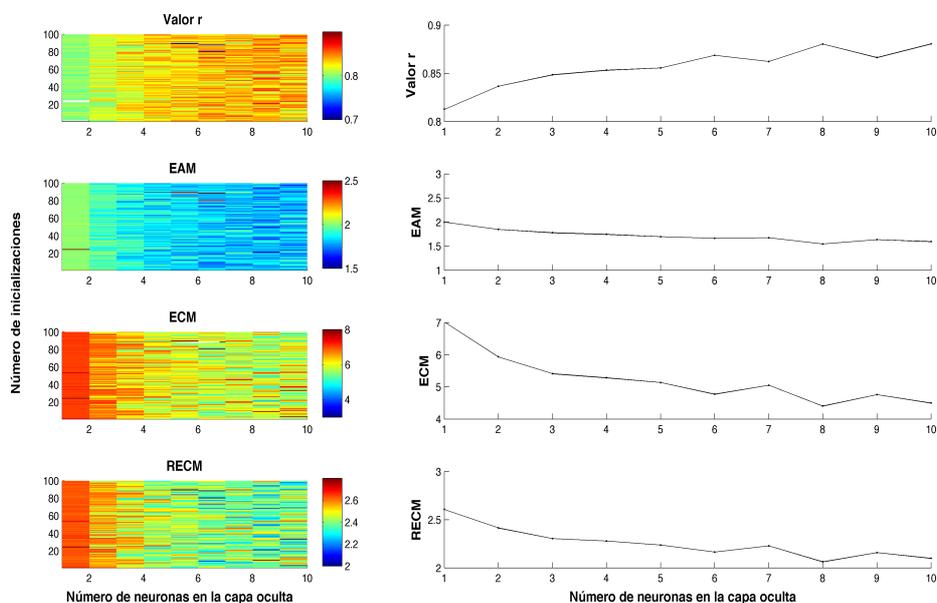


FIGURA 3.20. Efecto del número de neuronas en la capa oculta sobre el rendimiento de la red neuronal artificial minuto a minuto empleando la frecuencia cardiaca

En el panel de figuras de la izquierda se representa en colores el valor r , el error absoluto medio (EAM), el error cuadrático medio (ECM) y la raíz del error cuadrático medio (RECM) del subconjunto de test. El color rojo representa valores elevados para todas las variables mientras que el azul expresa valores pequeños. El eje x representa el número de neuronas en la capa oculta y el eje y el número de inicializaciones realizadas con el objetivo de encontrar el mínimo global. En el panel de figuras de la derecha se representa de arriba a abajo el valor r , el EAM, el ECM y la RECM. En el eje x se representa el número de neuronas en la capa oculta, y en el eje y el máximo, para el valor r , y el mínimo, para el EAM, ECM y RECM, encontrado en las 100 inicializaciones realizadas.

3.1.3.2. Rendimiento y determinación de la mejor colocación

En la tabla 3.7 se resumen los parámetros de rendimiento de las redes minuto a minuto de cada acelerómetro. Las redes obtenidas con cualquier acelerómetro mostraron errores y coeficientes de correlación muy buenos, sugiriendo una estimación precisa del VO₂.

TABLA 3.7. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto de los 4 acelerómetros

RNA	Datos	r	ECM	EAM	RECM
Cintura	E	0,89	4,02	1,42	2,0
	V	0,89	4,06	1,42	2,01
	T	0,87	4,83	1,52	2,14
	Todo	0,87	4,09	1,42	1,99
Pecho	E	0,92	3,1	1,28	1,74
	V	0,91	3,16	1,29	1,76
	T	0,89	4,14	1,43	1,98
	Todo	0,91	3,22	1,31	1,75
Muñeca dominante	E	0,94	2,31	1,13	1,5
	V	0,94	2,33	1,14	1,51
	T	0,93	2,69	1,19	1,62
	Todo	0,93	2,32	1,14	1,49
Muñeca no dominante	E	0,94	2,28	1,1	1,51
	V	0,94	2,32	1,1	1,52
	T	0,92	3,02	1,22	1,71
	Todo	0,93	2,29	1,1	1,49

r = coeficiente de correlación, *ECM* = error cuadrático medio, *EAM* = error absoluto medio, *RECM* = raíz del error cuadrático medio, *E* = entrenamiento, *V* = validación y *T* = test.

Entre las cuatro redes no aparecieron diferencias importantes en la predicción. Cabe destacar que quizá, la RNA que mostró un menor

poder predictivo fue la diseñada con los datos de las aceleraciones producidas en la cintura. El promedio de las estimaciones de dichas redes obtuvo un ECM, RECM y EAM de $3,41 \text{ (ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})^2$, $1,85 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ y $1,11 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ respectivamente. Además el coeficiente de correlación fue de 0,93. Estos valores muestran que el promedio de las estimaciones no ofrece ninguna ventaja con respecto a emplear tan solo la estimación de uno de los acelerómetros.

A continuación, se analizará con mayor detalle cada una de las redes para observar el error de predicción en cada una de las actividades propuestas. En la figura 3.21 se observan las diferencias por actividades entre el VO_2 real y el estimado con la RNA para la cintura.

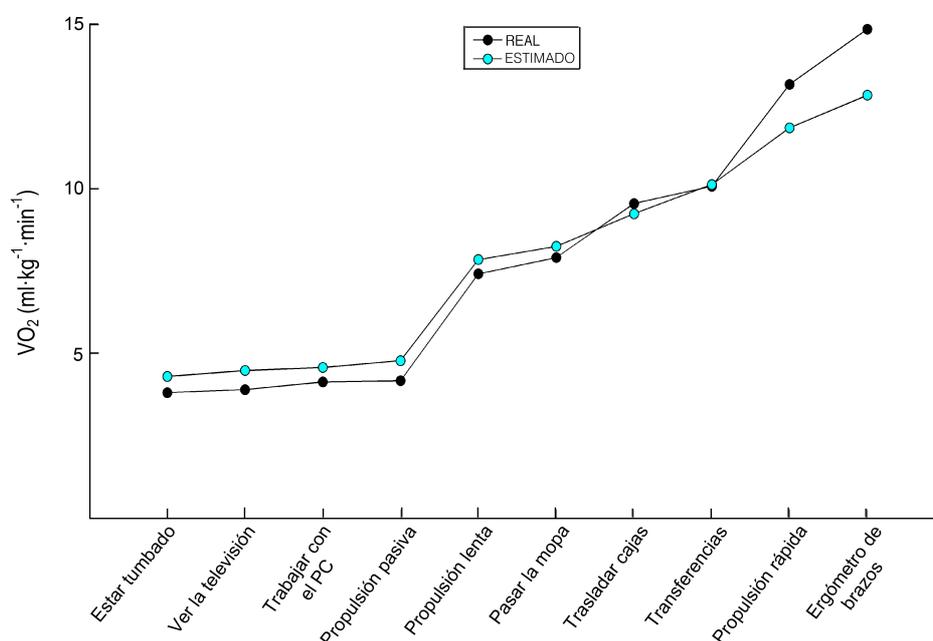


FIGURA 3.21. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la cintura

El error mínimo y máximo expresado en porcentaje fue del 0,5% en la tarea “transferencias” y del 14,8% en la tarea “ver la televisión”. Sin embargo, el error máximo y mínimo para la RNA del pecho (figura 3.22) fue del 12,9% y del 0,3% en las actividades “propulsión rápida” y “propulsión lenta” respectivamente.

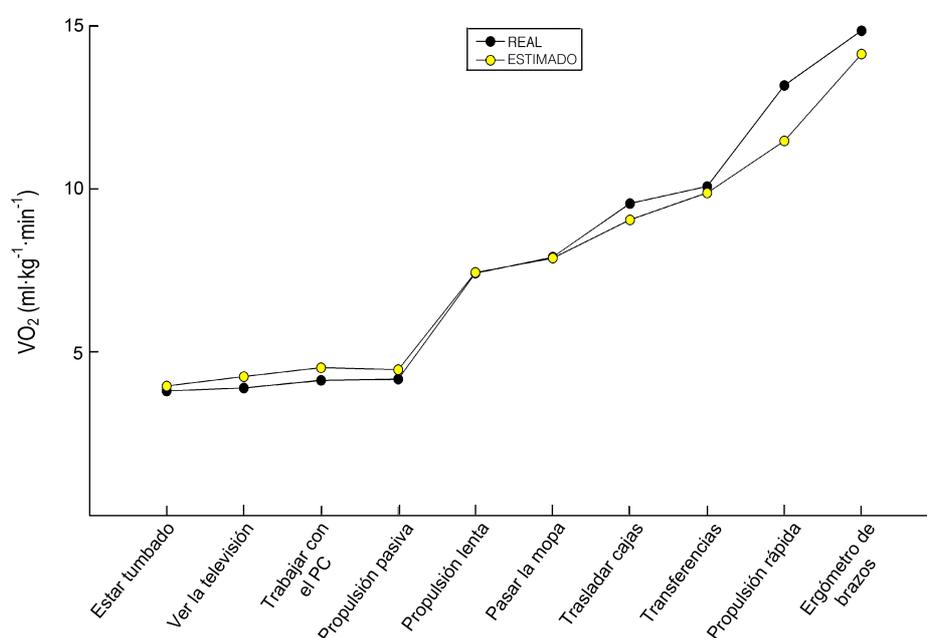


FIGURA 3.22. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro del pecho

Por lo que respecta a los errores por actividad cometidos con la RNA de la muñeca dominante, se encontró un mínimo y máximo del 0,1% y 7,8%. El menor error se cometió en la tarea de “ergómetro de brazos” mientras que el mayor error fue cometido para la “propulsión rápida”. En la figura 3.23 aparecen representados de forma gráfica los errores cometidos en todas las actividades.

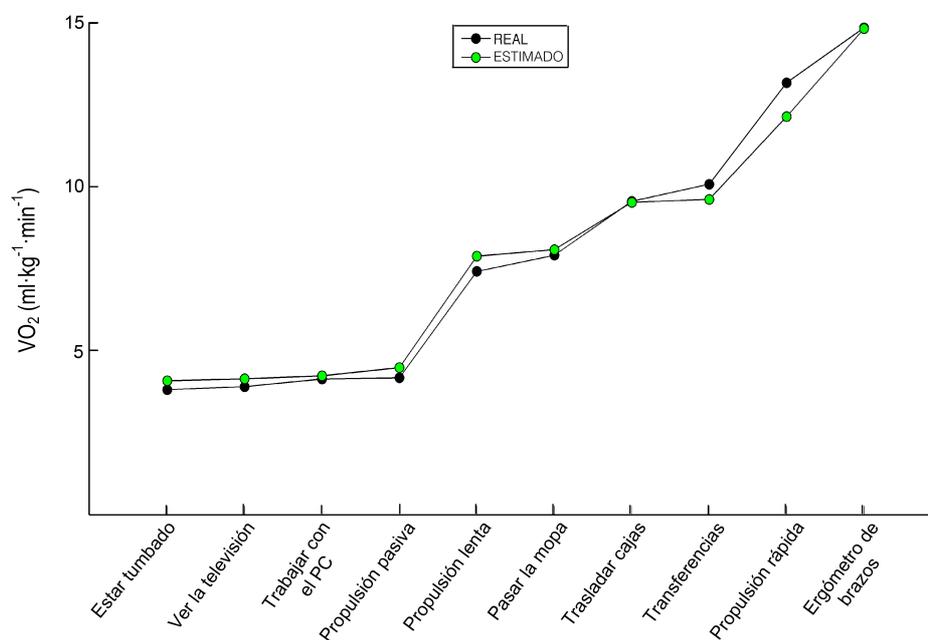


FIGURA 3.23. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca dominante

Por último, en la figura 3.24 aparecen los errores cometidos con la RNA de la muñeca no dominante. Para la estimación obtenida con esta red, se encontró un error máximo de tan solo el 7,7% en la tarea “propulsión pasiva”. El menor error fue cometido en la tarea “ergómetro de brazos” (1,1%).

En la tabla 3.8 pueden observarse los errores cometidos en todas las actividades con las cuatro RNAs descritas hasta ahora. Como puede observarse, las RNAs de la muñeca no dominante y de la muñeca dominante tuvieron unos errores de estimación por actividad inferiores a los cometidos con las RNAs del pecho y la cintura.

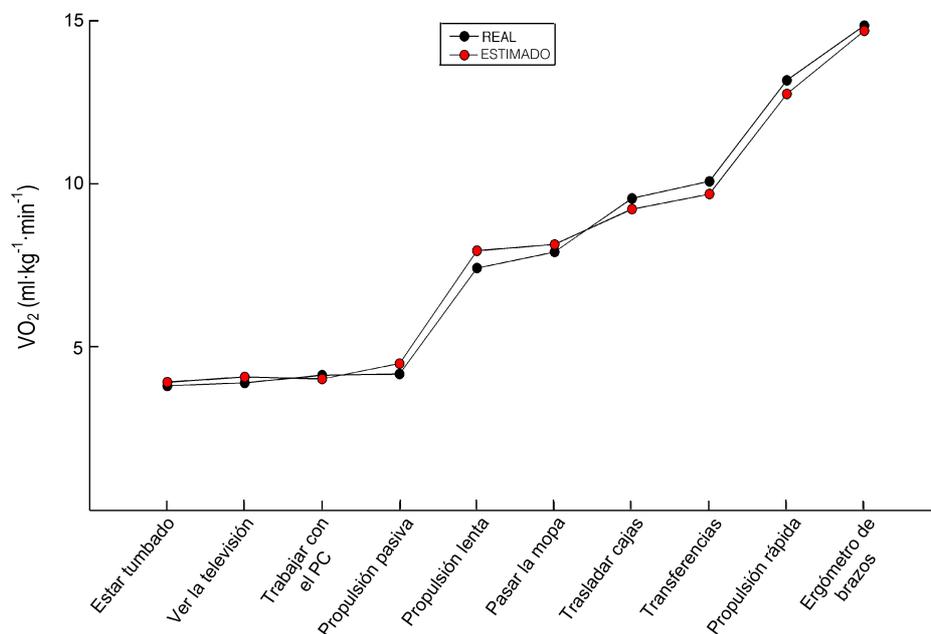


FIGURA 3.24. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca no dominante

Como ya se ha comentado, los parámetros de rendimiento de la RNA de la cintura fueron algo inferiores al resto. Por todo ello, parece que la RNA de la muñeca no dominante y muñeca dominante ofrecen una ligera ventaja sobre el resto. Con la finalidad de mejorar la coherencia con los resultados de las RNA promedio, seleccionamos la RNA minuto a minuto de la muñeca no dominante como la mejor en este estudio y fue la que empleamos en los análisis posteriores.

TABLA 3.8. Errores (%) cometidos en cada una de las actividades con las redes neuronales artificiales minuto a minuto diseñadas

Actividad	Cintura	Pecho	Muñeca dominante	Muñeca no dominante
Estar tumbado	12,8	3,9	7,1	2,9
Ver la tele	14,8	8,9	6,1	4,6
Trabajar con el PC	10,6	9,4	2,4	2,7
Propulsión pasiva	14,6	6,9	7,4	7,7
Propulsión lenta	5,8	0,3	6,2	7,1
Pasar la mopa	4,3	0,4	2,5	2,9
Traslado de cajas	3,2	5,2	0,3	3,4
Transferencias	0,5	2,0	4,6	3,9
Propulsión rápida	10,0	12,9	7,8	3,2
Ergómetros de brazos	13,5	4,8	0,1	1,1

Al emplear como entradas el promedio de las aceleraciones de los cuatro acelerómetros se obtuvo un rendimiento ligeramente superior al de cada uno de los acelerómetros por separado (tabla 3.9).

TABLA 3.9. Rendimiento de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto complementarias

RNA	Datos	r	ECM	EAM	RECM
Promedio de los 4 ACC	E	0,95	1,66	0,97	1,29
	V	0,95	1,68	0,98	1,3
	T	0,94	2,07	1,06	1,42
	Todo	0,95	1,66	0,97	1,27
Muñeca no dominante + FC	E	0,96	1,45	0,93	1,2
	V	0,96	1,46	0,93	1,2
	T	0,95	1,8	0,99	1,33
	Todo	0,96	1,44	0,93	1,18

TABLA 3.9. Continuación

RNA	Datos	r	ECM	EAM	RECM
	E	0,88	4,15	1,52	2,04
	V	0,88	4,16	1,52	2,04
FC	T	0,88	4,4	1,55	2,06
	Todo	0,88	4,15	1,52	2,01

FC = frecuencia cardiaca, ACC = acelerómetros, r = coeficiente de correlación, ECM = error cuadrático medio, EAM = error absoluto medio, RECM = raíz del error cuadrático medio, E = entrenamiento, V = validación y T = test.

En la figura 3.25 aparece el error cometido en cada una de las actividades. La actividad en que se cometió un mayor error fue “propulsión rápida” (7,4%) y la tarea en la que se cometió un menor error fue “trasladar cajas” (0,7%).

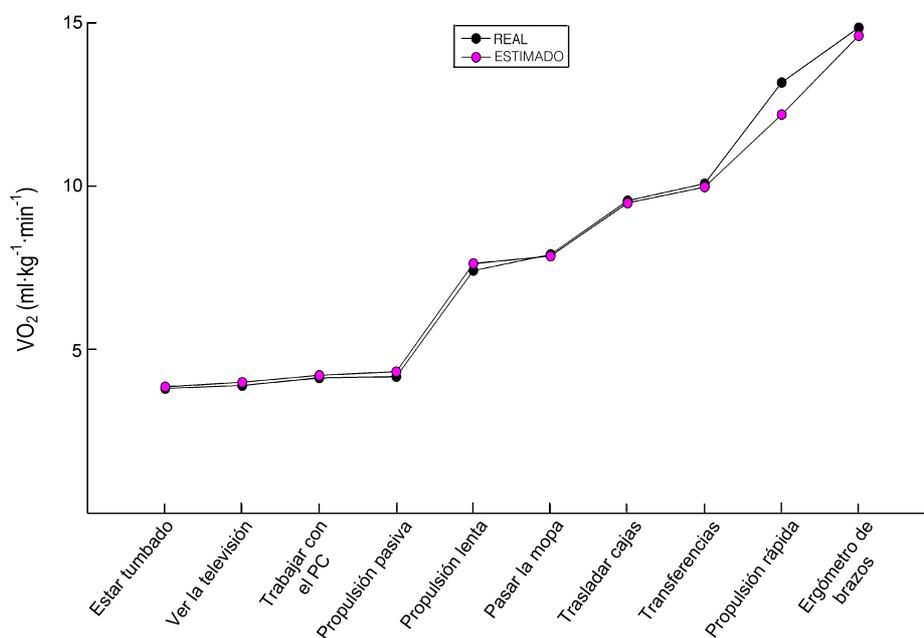


FIGURA 3.25. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del promedio de acelerómetros

La RNA diseñada con la frecuencia cardiaca como entradas mostró el menor error en la actividad “propulsión lenta” (1,6%) y el mayor error en la tarea “propulsión pasiva” (30,6%) (figura 3.26). El error fue menor al 10% en siete de las diez actividades.

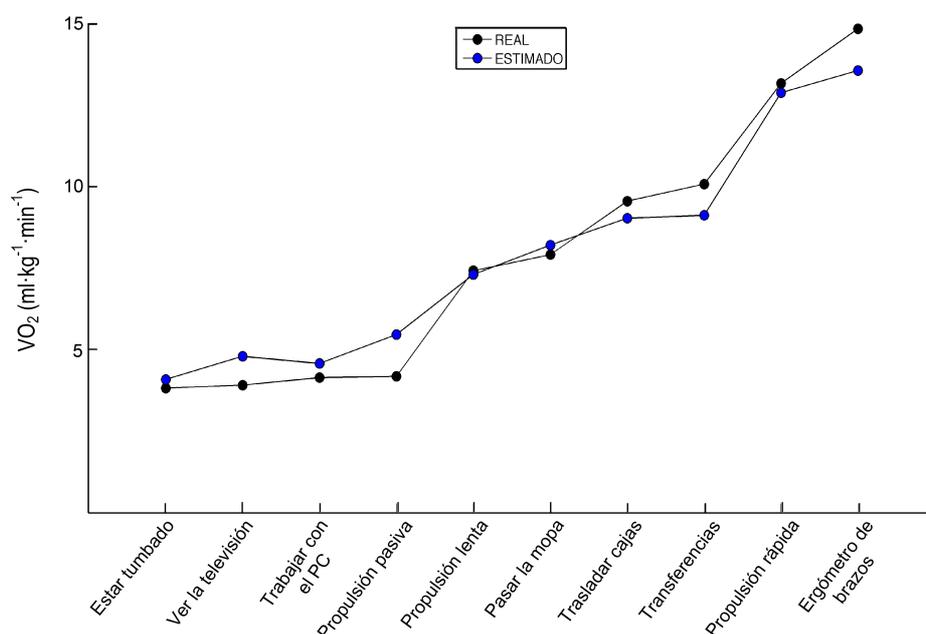


FIGURA 3.26. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto de la frecuencia cardiaca

Por último, se describirá la RNA cuyas entradas estuvieron compuestas por los parámetros extraídos de la señal de aceleración de la muñeca no dominante (mejor acelerómetro) y de los relacionados con la frecuencia cardiaca. Los parámetros de rendimiento fueron similares a los obtenidos tan solo con las entradas de aceleración (tabla 3.9). La actividad que mostró un mayor error de predicción fue “propulsión pasiva” mientras que la

que obtuvo un valor menor fue “trabajar con el ordenador” (figura 3.27). Ninguna de las actividades mostró un error de predicción elevado (error máximo = 8,8%).

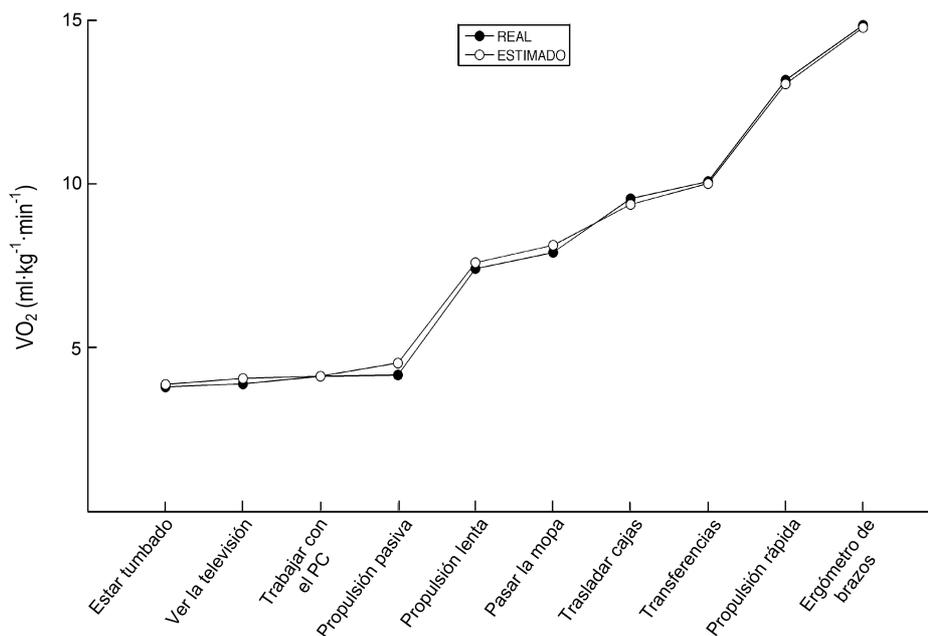


FIGURA 3.27. Diferencias por actividades entre el valor real y el estimado para la red neuronal artificial minuto a minuto del acelerómetro de la muñeca no dominante junto a la frecuencia cardiaca

3.1.3.3. Dependencia ajuste/colocación

En la figura 3.28 aparecen representadas las RNAs que mostraron una menor dependencia de las entradas. La RNA de la muñeca no dominante mostró resultados aceptables al introducir los datos de la muñeca dominante, al igual que la RNA de la cintura al introducir los datos del pecho. Sin embargo, la RNA menos dependiente de la entrada fue la diseñada con los datos de la muñeca dominante. En

este caso, cuando se introducían los datos de la muñeca no dominante, el ECM fue de 8,15 ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)².

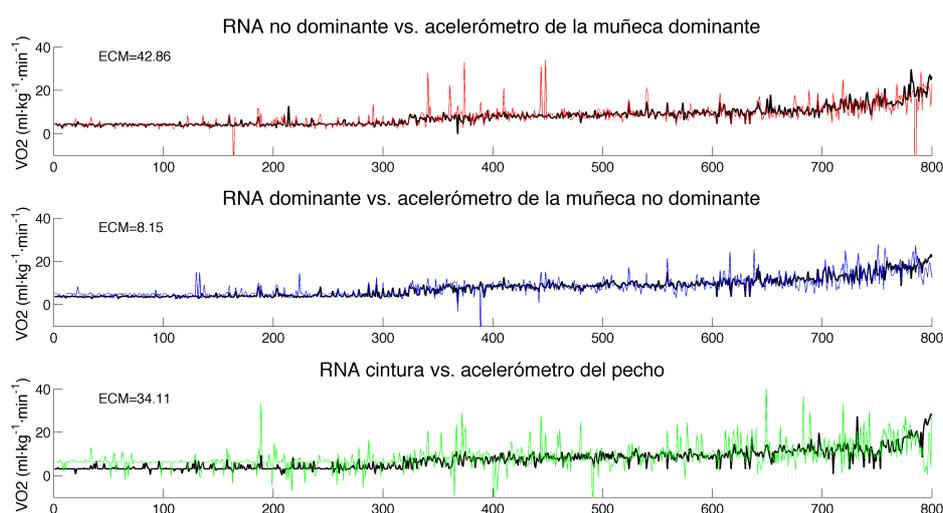


FIGURA 3.28. Dependencia red neuronal artificial/entradas de las redes neuronales artificiales (RNAs) minuto a minuto

En el panel superior aparece la estimación obtenida al introducir como entradas los datos de aceleración de la muñeca no dominante (línea negra) y de la muñeca dominante (línea roja) empleando como ajuste la RNA diseñada para los datos de la muñeca no dominante. En el panel intermedio aparece la estimación obtenida al introducir como entradas los datos de aceleración de la muñeca dominante (línea negra) y de la muñeca no dominante (línea azul) empleando como ajuste la RNA diseñada para los datos de la muñeca dominante. En el panel inferior aparece la estimación obtenida al introducir como entradas los datos de aceleración de la cintura (línea negra) y del pecho (línea verde) empleando como ajuste la RNA diseñada para los datos de la cintura.

Sin embargo, si analizamos detenidamente la figura 3.28, en los tres paneles ocurre que, en determinados puntos, la predicción realizada con las entradas que no corresponden con la RNA no es óptima, ya que aparecen valores negativos para el VO₂. Por tanto, aunque el error de predicción es aceptable (sobre todo para la RNA de la muñeca dominante), se producen valores incompatibles con la fisiología humana y que por tanto carecen de sentido.

3.1.4. Comparación de la red neuronal artificial promedio y minuto a minuto.

Para comparar el rendimiento de la RNA promedio con la RNA minuto a minuto se empleó la RNA de la muñeca no dominante. Esto fue debido a que los resultados obtenidos con las RNA para la muñeca dominante y no dominante fueron similares. Según se puede apreciar en la figura 3.29, el ajuste de la RNA minuto a minuto resultó ser más exacto que el de la RNA promedio para estimar el VO_2 en cada minuto. Por tanto, la RNA minuto a minuto es la seleccionada en este estudio para ser probada, en el futuro, en mayor profundidad ya que los resultados obtenidos con ella son los más prometedores.

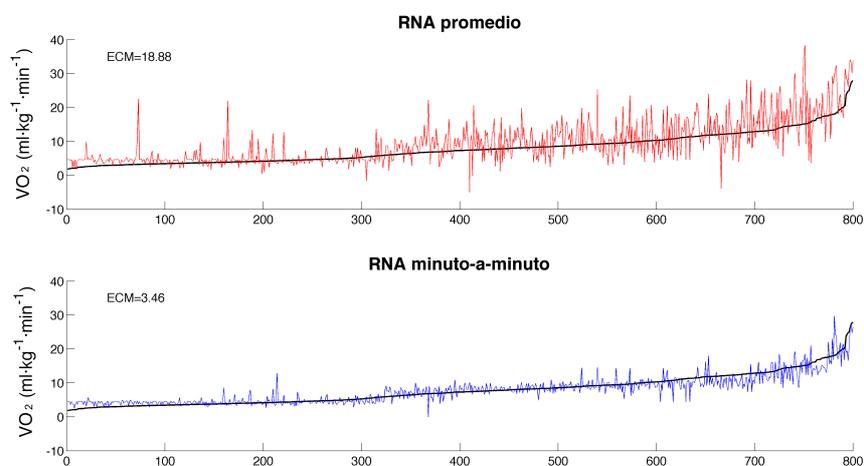


FIGURA 3.29. Comparación de la red neuronal artificial (RNA) minuto a minuto y la red neuronal artificial promedio de la muñeca no dominante para estimar el VO_2 de cada minuto

En el panel superior aparece la estimación obtenida al emplear la RNA promedio de la muñeca no dominante (línea roja) y el valor real de VO_2 (línea negra). En el panel inferior aparece la estimación obtenida con la RNA minuto a minuto (línea azul) y el valor real de VO_2 (línea negra). En ambos casos, las entradas para la simulación son los datos de la muñeca no dominante minuto a minuto.

3.2. Desarrollo argumental

Hasta la fecha, existen pocos trabajos de investigación que hayan tenido por objetivo estimar el GE de personas con paraplejia mediante sensores de movimiento. Todos ellos han empleado modelos matemáticos lineales como método de ajuste para obtener la estimación. Aunque los resultados de dichos trabajos demostraron que se podía obtener una estimación aceptable del GE en lesionados medulares mediante sensores de movimiento, se podría mejorar la exactitud de la estimación aplicando modelos más flexibles.

La aportación novedosa de este trabajo ha sido aplicar modelos matemáticos flexibles y no lineales en la estimación del VO_2 en personas con paraplejia. De esta forma, se ha obtenido un ajuste más exacto, que permite demostrar que los acelerómetros son un método válido para estimar el VO_2 . Los modelos generales, lineales y no lineales, son modelos rígidos que no son capaces de explicar la gran variabilidad inter-sujetos que existe en los datos de GE y aceleración.

Así, los modelos rígidos no son capaces de estimar un GE similar con variables de entrada muy diferentes, ni obtener GE muy diferentes con variables de entrada similares. Es decir, frente a dos actividades con aceleraciones similares, los modelos rígidos estimarán un GE similar para ambas, aunque en la realidad el GE de estas actividades sea muy diferente. Dicho de otra forma, actividades con patrones de aceleración muy diferentes proporcionarán GE diferentes al emplear

los modelos rígidos, aunque en la realidad estas actividades tengan GE similares.

Esta es la gran ventaja que proporcionan los modelos más flexibles. Sin embargo, esta flexibilidad en los modelos matemáticos podría suponer la obtención de estimaciones poco exactas al ser aplicados sobre datos de aceleración con patrones diferentes a los tenidos en cuenta para su diseño. Por ejemplo, si se realizaran actividades diferentes a las incluidas en la rutina de actividades, nos podríamos encontrar con resultados totalmente imprevistos, llegando incluso a superar los límites fisiológicos en algunos casos concretos.

Es por ello, que en el presente estudio se incluyeron también MLGs. Los MLGs, al ser más rígidos, pueden ser empleados con mayor facilidad para estimar el GE en condiciones libres con ciertas garantías (95) aunque resultan menos exactas. Sin embargo, es importante comenzar a trabajar en modelos más flexibles que finalmente puedan ser aplicados sobre datos adquiridos en condiciones libres y que permitan realizar estimaciones más precisas. Para ello, deben producirse estudios que comiencen a desarrollar estos modelos, ampliando poco a poco las actividades empleadas para diseñarlos y las limitaciones que vayan surgiendo hasta que puedan ser finalmente empleados en la práctica habitual.

Si profundizamos un poco en las características de los modelos flexibles, concretamente en las RNAs, uno de los aspectos a tener en cuenta es la arquitectura de red. En nuestro estudio se ha

encontrado que, para las redes promedio, con cuatro neuronas en la capa oculta se alcanza un buen compromiso rendimiento-coste mientras que para las redes minuto a minuto el número óptimo de neuronas fue diez. Esto entra en conflicto con resultados hallados en estudios previos, en personas sin discapacidad, en los que se ha empleado una arquitectura de red de veinte a veinticinco neuronas en la capa oculta (94,95). Existen fundamentalmente dos motivos que pueden explicar esta diferencia.

El primero de ellos es que, en nuestro estudio, se seleccionó el número de neuronas a partir del cual la disminución del error se consideró irrelevante al compararlo con el incremento de los grados de libertad y el coste computacional. En el trabajo de Staudenmayer *et al.* (94) el método para establecer el número de neuronas en la capa oculta fue diferente, mientras que Rothney *et al.* (95) indican que no observaron disminuciones del error de predicción a partir del número de neuronas seleccionado (ambos en personas sin discapacidad).

Existe un razonamiento que explica porqué se debe intentar alcanzar un compromiso entre rendimiento y coste para elegir el número óptimo de neuronas en la capa oculta. Si se selecciona un número elevado, a partir del cual no se aprecie disminución del error, se está dotando al modelo de un gran número de grados de libertad. En consecuencia, el modelo se vuelve más flexible, con las ventajas y desventajas que conlleva. Como ya hemos dicho, la principal ventaja es un mejor ajuste (ya que es capaz de explicar la variabilidad inter-

sujeto) con errores de predicción pequeños. Sin embargo, como principal desventaja, puede ser menos exacto al introducirse datos de otras actividades diferentes.

El segundo motivo está relacionado con la movilidad limitada de las personas con lesión medular. Debido a ello, es posible que los patrones de movimiento al realizar las tareas sea más estable. Es decir, existe menos variabilidad inter-sujeto y por tanto es posible que el modelo necesite de una menor flexibilidad para realizar la estimación. De ser así, se podrían diseñar clasificadores de actividades o sistemas de reconocimiento de patrones con una mayor efectividad que los existentes hasta la fecha en personas sin discapacidad.

Además del progreso en los modelos matemáticos propuestos, todos los trabajos previos, en personas con lesión medular, poseían ciertas limitaciones que necesitaban ser solventadas para poder obtener un método de estimación válido. Estas limitaciones han intentado ser evitadas en este estudio. En primer lugar, se empleó un tamaño muestral mayor que en la mayoría de trabajos anteriores. En algunos trabajos se ha intentado obtener modelos de estimación con tan solo seis sujetos (159). En nuestro caso, con veinte sujetos se consiguió disponer de suficiente información para conseguir un ajuste que permitiera una buena estimación. Aunque el número de participantes fue similar al de un estudio previo (161) sobre la misma temática, empleamos la técnica *k-fold* de validación cruzada. Gracias a esta técnica se mantienen muy pocos datos en el subconjunto de test.

Cada vez que se repite el entrenamiento se mantienen unos datos como subconjunto de test. De esta forma, todos los datos de los que se disponen acaban formando parte del subconjunto de test, mientras que el entrenamiento del ajuste se repite con un subconjunto de datos ligeramente diferente. Por tanto, esta técnica es una forma de aumentar el rendimiento de la muestra de datos de los que se dispone.

Además, para este trabajo se seleccionaron una serie de tareas representativas de la vida diaria de las personas con lesión medular que son usuarios de silla de ruedas manual. La selección de dichas actividades permite tener un rango amplio de patrones de movimiento diferentes lo que permite dotar de mayor consistencia al método de estimación obtenido. En trabajos previos en personas con lesión medular tan solo se han analizado tareas sedentarias, de propulsión en la silla de ruedas y ergometría de brazos, con lo que los métodos de estimación podrían ser poco eficaces ante patrones de movimiento diferentes también característicos de sus actividades de la vida diaria (e.g., transferencias o pasar la mopa) (158–161).

Sin embargo, sería conveniente seguir ampliando las tareas incluidas para diseñar las RNAs. Incluso sería recomendable crear una base de datos de acceso libre en la que incluir los datos adquiridos desde diferentes centros de investigación para disponer de la mayor cantidad de información posible para diseñar una RNA que pueda ser empleada en condiciones libres. En este sentido, muchas revistas científicas comienzan a aceptar material adicional vinculado a los

artículos publicados. Además, se está generando un movimiento denominado *Open Data Science* que aboga por la inclusión de material adicional en las revistas que pueda ser reutilizado en otras investigaciones y que permita disponer de bases de datos amplias para abordar diversos problemas así como economizar el proceso de investigación aprovechando los recursos generados a nivel mundial.

Antes de pasar a discutir las mejoras de los resultados encontrados en este trabajo con respecto a los anteriores intentos por estimar el GE en personas con lesión medular, es importante analizar los valores de los parámetros extraídos de las diversas señales adquiridas. Por lo que respecta al VO_2 , se han obtenido valores promedio por actividad que van de 3,82 a 14,83 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$. La actividad en la que se obtuvo un menor consumo fue “estar tumbado”. Cabe mencionar que, en esta actividad, el VO_2 fue superior al valor establecido como 1 MET. En las personas sin discapacidad este valor se ha fijado en 3,5 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$. También fue superior al GER en personas con lesión medular que se ha establecido en un rango de 2,7-3,1 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ según diversos autores (177,180). Sin duda se debe a que las condiciones de medición en nuestro estudio no fueron las necesarias para calcular el GER. El objetivo de dicha actividad no era obtener el GER sino obtener el VO_2 en una de las actividades más comunes que es estar tumbado.

Washburn y Copay (158) encontraron un VO_2 de 19,4 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ cuando los sujetos se propulsaron en la silla a una

velocidad de $8,9 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Este consumo es superior al encontrado en nuestro estudio en la propulsión rápida (i.e., $13,16 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) e incluso superior a la actividad con mayor VO_2 (i.e., “ergómetro de brazos”). Sin embargo, estos mismo autores encontraron un consumo de $10,8 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando el ritmo fue de $6,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Es posible que el ritmo en nuestro estudio se situase entre estas dos velocidades y que por ello el consumo se situase en un punto intermedio. Además, en ese mismo estudio se encontró un VO_2 medio de $7,4 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando los sujetos se propulsaban a un ritmo de $4,9 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, que fue casi idéntico al consumo del presente trabajo en la actividad “propulsión lenta”, que fue de $7,42 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. También Hiremath y Ding (160) obtuvieron un valor similar (i.e., $7,35 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) cuando los sujetos se propulsaron a $4,8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ sobre un suelo de azulejos.

En el estudio de Lee *et al.* (177) encontraron un VO_2 de $3,85 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando los sujetos con lesión medular, trabajaron con el ordenador y vieron la televisión, mientras que los valores obtenidos en este estudio fueron de $4,14$ y $3,91 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ respectivamente. Además, Hiremath y Ding (160) obtuvieron un consumo de $3,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando los sujetos trabajaron con el ordenador. En esta misma actividad, Collins *et al.* (180) obtuvieron un rango situado entre $3,96$ y $4,35 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ en función del nivel de lesión de los participantes.

En el estudio de Lee *et al.* (177) los sujetos tuvieron un VO_2 de $10,15$ y $12,25 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando pasaron el aspirador y fregaron el

suelo, mientras que en nuestro trabajo consumieron $7,91 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ cuando pasaron la mopa. En otro estudio se encontró un VO_2 situado entre $8,93$ y $11,03 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (en función del nivel de lesión) cuando los sujetos pasaron el aspirador (180).

Por otro lado, durante el traslado de objetos, estos autores obtuvieron un VO_2 de $12,95 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ mientras que el presente trabajo mostró un valor de $9,55 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Sin embargo, Collins *et al.* (180) mostraron un consumo de $7,52 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Por tanto los datos proporcionados en este trabajo se sitúan dentro del rango de valores que han sido publicados hasta ahora en la bibliografía científica en la población de personas con lesión medular.

Por lo que respecta a la actividad de ergómetro de brazos obtuvimos un valor de $14,83 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. En la bibliografía científica existente se han encontrado valores que van desde los $7,66$ hasta $20,55 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ en función de la potencia desarrollada y el nivel de lesión (160,177,180).

Por lo que respecta a las variables de frecuencia cardiaca, Lee *et al.* (157) obtuvieron valores de índice de frecuencia cardiaca algo diferentes a los obtenidos en nuestro estudio. Cuando las personas con lesión medular veían la tele y trabajaban con el ordenador, el índice fue de $1,19$ y $1,17$ respectivamente. En nuestro estudio estos valores fueron de $1,07$ y $1,05$. También hallamos un valor ligeramente más bajo en la actividad “ergómetro de brazos” (i.e., $1,61$ frente a $1,97$). Cuando los sujetos pasaron la mopa su índice fue

de 1,31 en nuestro estudio mientras que fue de 2,11 y 2,26 al pasar la aspiradora y la fregona en el estudio de Lee *et al.* Estas diferencias pueden ser debidas a que el peso de la aspiradora y el de la fregona junto con el cubo superan en gran medida el peso de la mopa. Al tener que manejar pesos mayores, es lógico que el esfuerzo y por tanto la frecuencia cardiaca sea algo superior en estas actividades. Por último, durante la actividad “trasladar cajas” encontramos un valor ligeramente superior (i.e., 1,36 frente a 1,23).

Por último, no se han encontrado estudios que ofrezcan datos sobre los parámetros de aceleración obtenidos en este estudio en lesionados medulares, aunque si en personas sin discapacidad (94,186). Sin embargo, debido a las grandes diferencias que existen entre los patrones de movimiento para las mismas actividades en ambos subconjuntos poblacionales, los valores de los parámetros resultaron ser muy diferentes. Además, el modelo de acelerómetro empleado por estos autores fue una versión previa del empleado en el presente trabajo, lo que podría ayudar a producir diferencias debido a cambios en las especificaciones técnicas, como por ejemplo la frecuencia de muestreo.

A continuación se comparará el rendimiento de los ajustes diseñados en este trabajo con respecto a los disponibles hasta ahora en personas con lesión medular. Debido a la gran cantidad de ajustes realizados, la discusión discurre del siguiente modo: primero se analizarán los ajustes que emplearon solo las entradas de los acelerómetros, tanto los procedentes de los MLGs como de las

RNAs; a continuación se reflexionará sobre los ajustes realizados mediante la frecuencia cardiaca; por último se examinarán los modelos que emplean la frecuencia cardiaca y las aceleraciones en la estimación.

El primer artículo que intentó establecer ecuaciones de regresión para estimar el VO_2 en personas con lesión medular mediante acelerómetros fue realizado por Washburn y Copley en 1999 (158). Con la ecuación lineal simple que obtuvieron a través de las aceleraciones de la muñeca izquierda obtuvieron un $\text{EEE} = 4,99 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Además consiguieron explicar un 44% de la variabilidad del VO_2 a través de los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$. Si comparamos estos resultados con los obtenidos con el MLG para la muñeca no dominante se observan claras diferencias. La RECM fue de $2,23 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ mientras que el coeficiente de determinación fue de 0,74. Estos resultados indican que, empleando una metodología más meticulosa y tecnología más avanzada, se pueden conseguir modelos lineales múltiples que proporcionen una buena estimación del GE.

Recientemente Hiremath y Ding (161) desarrollaron una nueva ecuación basada en un modelo lineal múltiple (Ec. 1.11) que fue diseñada con diecinueve sujetos y validada con cuatro. Los datos de aceleración fueron obtenidos en el brazo izquierdo y , como medida de referencia, se empleó la calorimetría indirecta durante la realización de una rutina limitada de actividades. Con los datos empleados para elaborarla encontraron un $\text{EEE} = 1,02 \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ (aproximadamente $2,55 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) y una varianza explicada del

70%. Estos datos se obtuvieron para el conjunto de datos empleados en la obtención del ajuste. Aunque estos autores mejoraron los modelos existentes hasta la fecha para estimar el GE en personas con lesión medular sus resultados no fueron del todo satisfactorios. Esto se debía a que el error cometido en porcentaje en cada una de las actividades con los datos de validación de la ecuación fueron considerablemente elevados. Estos errores iban desde el 14,1% (ergómetro de brazos a 40 W y 90 rpm) al 113,7% (reposo).

El modelo lineal múltiple diseñado en el presente estudio ha mostrado valores de RECM y r^2 similares a los obtenidos por estos autores. Sin embargo, el error cometido por actividad en porcentaje ha sido menor y con una menor dispersión. Concretamente el mínimo fue de 1,1% y el máximo 18,7%. Por tanto, el modelo lineal múltiple planteado en este estudio aporta mejoras sobre los métodos existentes hasta la fecha para la predicción del GE en personas con lesión medular.

Por otro lado, con las RNAs se ha conseguido un rendimiento más elevado que con los MLGs. Para acotar el problema a estudiar emplearemos la RNA minuto a minuto de la muñeca no dominante para las reflexiones que se realizan a continuación. Se seleccionó esta red porque mostró valores de rendimiento elevados, una buena distribución de los errores por actividad y mejores resultados que las RNA promedio al estimar el GE minuto a minuto.

Con la RNA minuto a minuto de la muñeca no dominante se consiguió un RECM considerablemente bajo. Concretamente fue de tan solo $1,71 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ para el subconjunto de test. Además, se obtuvo una explicación de la varianza del 85%. La mejora de la estimación del GE con este método se corrobora al observar los errores cometidos por actividad. Para el subconjunto de test de la RNA minuto a minuto de la muñeca no dominante los errores por actividad fueron del 1,1% al 7,7%. Estos resultados no son solo mucho más exactos que los obtenidos por Hiremath y Ding (161) sino que también son mejores que los obtenidos con los MLGs planteados en este trabajo.

Por otro lado, es importante comparar los métodos de estimación del GE en personas sin discapacidad con los resultados obtenidos en este trabajo. Existen numerosas ecuaciones lineales que han intentado relacionar los $\text{counts} \cdot \text{min}^{-1}$ con el GE. Habitualmente estas ecuaciones han sido diseñadas con muy pocas actividades, siendo las más habituales andar y correr. Además, en muchos casos la validación se ha realizado con los mismos datos con los que se obtuvo el ajuste. Esto hace que, aunque los errores de estimación y el coeficiente de correlación de muchas ecuaciones sean buenos, las ecuaciones no sean precisas para actividades diferentes a las que fueron diseñadas (87). Por tanto, nos centraremos en las ecuaciones diseñadas mediante una rutina amplia de actividades.

Hendelman *et al.* (86) obtuvieron una ecuación lineal mediante la realización de una rutina de seis actividades domésticas y recreativas

además de caminar a cuatro ritmos diferentes. Sus resultados muestran un ajuste modesto, ya que para los mismos datos empleados en la regresión se encontró un coeficiente de determinación de 0,35 y un $EEE = 3,35 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Swartz *et al.* (88) realizaron una regresión lineal empleando los datos de aceleración de veintiocho actividades de la vida diaria y empleando como medida de referencia datos de calorimetría indirecta. La ecuación que obtuvieron mostró un coeficiente de determinación de 0,32 y un $EEE = 4,06 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

El MLG de la mano no dominante diseñado en este estudio ha mostrado un mayor rendimiento en la estimación que los dos estudios comentados anteriormente. Algunas de las posibles explicaciones son: i. la aplicación de modelos de regresión lineal múltiple mientras que en los estudios citados han empleado modelos lineales simples, ii. la obtención de los datos en $\text{counts} \cdot \text{s}^{-1}$ permite disponer de más información relevante, iii. la posibilidad de que la variabilidad intersujeto sea menor en los sujetos con lesión medular que en las personas sin discapacidad debido a que disponen de menos grados de libertad de movimiento.

Desafortunadamente no se dispone de modelos lineales múltiples diseñados mediante las aceleraciones producidas en un gran número de actividades, que pudieran dar resultados más exactos en la estimación del VO_2 en personas sin discapacidad. No obstante, se ha comenzado a trabajar en otros modelos más avanzados. Crouter *et al.* realizaron varios estudios de validación de un modelo propio al

que llamaron *two-regression model* empleando diferentes acelerómetros comerciales en personas sin discapacidad (89–91). Este modelo aplica tres ecuaciones diferentes en función del cumplimiento de ciertas condiciones. Estas condiciones establecen un límite para los $\text{counts} \cdot 10 \text{ s}^{-1}$ por debajo del cual el GE es igual a 1 MET (i.e., actividades sedentarias). El valor del límite fue establecido en ocho *counts*. Por encima de este valor, se comprobaba si el coeficiente de variación de seis bloques consecutivos (en el que se incluía el bloque de interés) era mayor o menor de diez. En caso de ser menor, se aplicó una función exponencial. En caso contrario se aplicó un polinomio de grado tres sobre los logaritmos naturales de los $\text{counts} \cdot 10 \text{ s}^{-1}$. Una vez realizado todo esto, se obtenía el promedio de seis bloques consecutivos para obtener los METs en cada minuto. Con este modelo se obtuvo un $\text{EEE} = 2,94 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ y un valor $r = 0,97$. Estos resultados son similares a los obtenidos con nuestro MLG de la muñeca no dominante para las personas con lesión medular.

Más tarde, Staudenmayer *et al.* (94) realizaron una aproximación similar al problema de la estimación del GE (en personas sin discapacidad) como la llevada a cabo en este trabajo. Mediante el empleo de RNAs empleando los datos minuto a minuto consiguieron un ajuste con un EEE de tan solo 1,22 METs (no especifican el subconjunto de datos empleado). Si realizamos la transformación a unidades de VO_2 se obtiene un EEE de $4,27 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. En este trabajo también se aplicó el *two-regression model* y obtuvieron un

EEE de $5,63 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Comparando los resultados con los obtenidos en nuestro estudio, la RNA de la muñeca no dominante de nuestro estudio obtuvo un RECM que osciló de 1,49 a 1,71 $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ dependiendo del subconjunto de datos empleado.

Esta diferencia a favor de los resultados del presente trabajo puede ser debida principalmente a dos factores. El primero de ellos es que la rutina de actividades empleada por Staudenmayer *et al.* fue más amplia. El segundo es, como ya se ha comentado anteriormente, que las personas con lesión medular tienen menos grados de libertad de movimiento, y por tanto los patrones de acción podrían ser más sencillos y estables. Esta estabilidad reduciría la variabilidad inter-sujetos que debe ser capaz de explicar el modelo matemático. Por tanto, la mayor estabilidad confiere sencillez al modelo de ajuste y por tanto disminuye el error de predicción.

Sin embargo, Rothney *et al.* (95) obtuvieron una RNA para estimar el GE en personas sin discapacidad con un rendimiento similar al obtenido en este estudio. Algunas posibles explicaciones de la mejora, con respecto al trabajo de Staudenmayer *et al.* en la predicción son el mayor tamaño muestral ($n = 101$) y la disponibilidad de un gran número de datos para establecer el modelo de estimación (112.000 minutos).

Por otro lado, recientemente se ha comenzado a emplear el método *support vector regression* para estimar el GE. Esta técnica ha sido empleada para diseñar sistemas de reconocimiento de patrones en

personas sin discapacidad, pero se han realizado pocos trabajos en los que se ha aplicado como método de ajuste de datos, en el ámbito de estudio que nos ocupa. En este sentido, Liu *et al.* (188) publicaron en 2012 un trabajo en el que alcanzaron un RECM de 0,51 METs (i.e., $1,78 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) con un acelerómetro dispuesto en la muñeca. Este resultado es similar al obtenido con la RNA de nuestro estudio, y por tanto algo superior al obtenido por Staudenmayer *et al.* (94) con el empleo de RNAs y el *two-regression model*.

Hasta ahora, hemos comprobado que el MLG y la RNA minuto a minuto de la muñeca no dominante son dos modelos que proporcionan una buena estimación del VO_2 en personas con lesión medular. Aunque los parámetros de rendimiento de la RNA son mejores que los del MLG, ésta podría ser menos precisa para estimar el VO_2 en condiciones libres o en datos independientes debido a la flexibilidad del modelo. Aunque ya han sido diseñadas RNAs para estimar el GE en personas sin discapacidad, aún no han sido puestas a prueba para estimar el GE en condiciones libres. Como ya han sugerido algunos autores, pueden existir algunas dificultades para ello (94,95,186). En primer lugar, al analizar los datos en condiciones libres, la segmentación en minutos favorecerá la aparición de minutos en los que los sujetos estén realizando más de una única actividad. En segundo lugar, es posible que existan patrones de movimiento diferentes en su vida real a los tenidos en cuenta para obtener las RNAs. Esto podría llevar a distribuciones de datos

diferentes, que finalmente se tradujesen en estimaciones del GE muy imprecisas e incluso no factibles desde el punto de vista biológico.

Por tanto, futuros estudios deberán validar, con muestras independientes, el empleo de RNAs como método de estimación del VO_2 en personas con lesión medular. También podrían intentar aplicarse sobre datos de aceleración en condiciones libres para comprobar si las estimaciones realizadas son factibles desde el punto de vista biológico. Además, debido al escaso estudio de la estimación del GE en personas con lesión medular aún queda por delante una gran cantidad de trabajo para comprobar qué modelos matemáticos son más adecuados para tal propósito.

A continuación, pasaremos a analizar la estimación del VO_2 conseguida con los diferentes métodos matemáticos usando como variables predictoras los parámetros extraídos de las señales de frecuencia cardiaca. Existen pocos trabajos en personas con lesión medular que hayan intentado estudiar este problema. Hayes *et al.* (156) encontraron una relación lineal entre el GE y el GE estimado mediante la frecuencia cardiaca al realizar seis actividades de la vida diaria. Sin embargo, el coeficiente de correlación fue de tan solo 0,29. Por ello, realizaron una calibración individual mediante datos adquiridos en un test incremental. Al aplicar las ecuaciones individualizadas sobre las seis actividades testadas encontraron resultados algo más optimistas. El coeficiente de correlación fue de 0,74; aunque el error en dos de las actividades superaba el 40%.

Por otro lado, Lee *et al.* (157) establecieron ecuaciones de regresión lineal simple entre el GE y el índice de frecuencia cardiaca en personas con lesión medular. Obtuvieron un coeficiente de correlación de 0,72 para los datos empleados en la validación de la ecuación. Sin embargo, el error de predicción para tres de las diez actividades realizadas superó el 60%. Intentaron mejorar el rendimiento de la estimación realizando una calibración individual. Para ello, obtuvieron una ecuación lineal simple para cada participante. Aplicando este conjunto de ecuaciones obtuvieron un coeficiente de correlación de 0,9; y el mayor error de predicción por actividad fue del 16,9%.

En el presente trabajo se abordó el problema, desde el punto de vista matemático, desde dos perspectivas. En primer lugar, se obtuvo un modelo lineal múltiple en el que se incluyeron varios parámetros extraídos de las señales de frecuencia cardiaca. Con este modelo se obtuvo un coeficiente de correlación en el subconjunto de test de 0,78; mientras que la RECM fue de $2,76 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. El error por actividades superó el 30% en dos de las actividades. Además se encontró una subestimación del VO_2 en las actividades de más intensidad, mientras que en las sedentarias fue sobreestimado. Por tanto, aunque estos valores son similares a los obtenidos por Lee *et al.* (177) en la calibración grupal, no se puede recomendar como método de estimación del GE.

Por lo que respecta al segundo modelo matemático utilizado, la RNA, encontramos resultados que sugieren una estimación más

precisa del VO_2 que con el MLG. Para este apartado de la discusión nos centraremos en la RNA minuto a minuto de la frecuencia cardiaca. En concreto, el coeficiente de correlación obtenido en el subconjunto de test fue de 0,88 y la RECM fue de 2,06 $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Sin embargo, el error por actividad continuó siendo elevado en alguna actividad (alrededor del 30%) y se produjo una sobrestimación de las actividades sedentarias.

Con lo expuesto hasta ahora, parece que la frecuencia cardiaca proporciona estimaciones con una exactitud moderada cuando se emplean modelos lineales. Sin embargo, al realizar una calibración individual se consigue mejorar la exactitud de la estimación. Esto se debe a que realizando una recta de calibración para cada participante se eliminan los sesgos que pudieran derivarse por las diferencias en la condición física de los mismos. Sin embargo, este procedimiento es inviable para realizar estudios epidemiológicos ya que todos los participantes del estudio deberían realizar previamente un experimento para obtener los datos necesarios para conseguir su ecuación de regresión. Por otro lado, parece que las estimaciones realizadas con la frecuencia cardiaca son ligeramente menos exactas que las obtenidas con los datos procedentes de los acelerómetros. Esto puede deberse a que existen factores que afectan a la relación existente entre la frecuencia cardiaca y el VO_2 . Estos factores pueden dividirse en ambientales (e.g., temperatura y altitud), fisiológicos (e.g., hidratación), psicológicos (e.g., estado emocional), de la

actividad realizada (e.g., posición y grupos musculares implicados), y variabilidad día a día (100,189).

En consecuencia, se puede considerar que la RNA es la aproximación más eficiente para estimar el GE a través de la frecuencia cardiaca en personas con lesión medular. Sin embargo, esto debe ser estudiado en mayor profundidad debido a las limitaciones de los modelos matemáticos flexibles en su aplicabilidad para estimar el GE en condiciones libres sobre las que ya se ha reflexionado en las páginas anteriores.

Por último, pasamos a analizar los resultados obtenidos al emplear conjuntamente las aceleraciones y la frecuencia cardiaca para estimar el VO_2 . Ya que no se han encontrado estudios previos en personas con lesión medular que hayan abordado el problema, nos centraremos en los estudios realizados en la población sin discapacidad. Strath *et al.* (190) publicaron un estudio en el que intentaron abordar este problema. Con el empleo simultáneo de ambos sistemas encontraron una buena estimación del GE con un coeficiente de correlación de 0,9 y una $\text{EEE} = 1,92 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. La aplicación del MLG de este estudio mostró resultados muy similares, con un coeficiente de correlación de 0,89 y una $\text{RECM} = 2,03 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Otro estudio publicado mostró un valor $r = 0,82$ y un $\text{EEE} = 3,74 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (191). Sin embargo, empleando ecuaciones diferentes en función de si los datos cumplían ciertas condiciones, se elevó el rendimiento de la estimación, mostrando un coeficiente de correlación de 0,87 y un $\text{EEE} = 2,66 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

Estos resultados continuaron siendo similares a los obtenidos en nuestro trabajo con el MLG. Sin embargo, al aplicar RNAs sobre estos datos se obtuvo un ajuste mucho mejor. La RNA minuto a minuto que empleaba los datos de aceleración de la muñeca no dominante junto con la frecuencia cardiaca mostró un coeficiente de correlación de 0,95 y una $RECM = 1,33 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ para el subconjunto de test.

Por todo ello, de este trabajo se derivan importantes implicaciones tanto metodológicas como para la práctica clínica en lo referente a la determinación del GE en personas con lesión medular. En primer lugar, los modelos matemáticos basados en RNAs han demostrado ser más flexibles a la hora de estimar el GE, manejando mejor la variabilidad intersujetos. Por tanto, se debería continuar investigando al respecto para socavar las limitaciones que aún plantean estos modelos. Futuros estudios deberían ampliar los datos disponibles y las tareas realizadas. Además sería deseable validar estos modelos con muestras totalmente independientes sin emplear técnicas de validación cruzada. Por último, sería muy interesante validar estos modelos en condiciones libres.

Hasta que se desarrollen estos trabajos y se mejoren los modelos matemáticos basados en RNAs, los modelos lineales simples y múltiples disponibles para estimar el GE en personas con lesión medular son una buena opción. Al respecto, el presente trabajo ha conseguido mejorar ligeramente los métodos de estimación existentes hasta la fecha. En concreto, se recomienda emplear cualquiera de los

MLG diseñados con acelerómetros en las muñecas, aunque el modelo de la muñeca no dominante parece ser más ventajoso. Además, son las primeras ecuaciones disponibles para el modelo de acelerómetro concreto empleado en este trabajo.

Por lo que respecta a las implicaciones metodológicas, se han proporcionado datos respecto a la arquitectura de red más eficiente. Estos resultados podrían ser empleados y confirmados en estudios venideros para intentar establecer arquitecturas de red definidas y estables para estimar el VO_2 en personas con lesión medular. También se ha demostrado que, empleando cualquiera de las colocaciones de los acelerómetros, la estimación mediante RNA es buena. Por tanto podría emplearse cualquiera de ellas una vez completado el proceso de validación de las RNAs siempre teniendo en cuenta la fuerte dependencia que han mostrado los modelos con respecto a los datos de entrada. Es decir, aunque la adquisición de los datos podría realizarse en cualquier lugar, debería emplearse el modelo correspondiente a esa colocación y no otro.

Pese al avance que suponen los resultados del proyecto, éste no está exento de ciertas limitaciones. En primer lugar, aunque se ha realizado una rutina amplia de actividades, existen muchas otras que deben ser evaluadas en futuros estudios. Debido a la dificultad para reclutar participantes que sufren lesión medular, y a la gran carga administrativa que supone la aplicación de los protocolos no se pudo ampliar el número de tareas realizadas. Por otro lado, existen metodologías alternativas de análisis de datos a las empleadas (e.g.,

two-regression model y *support vector regression*). Sin embargo incluir más modelos podría dificultar enormemente la redacción y comprensión de este texto. Además, los datos de aceleración han sido adquiridos en $\text{counts} \cdot \text{s}^{-1}$ y es posible que adquirir los datos de aceleración brutos, en $\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$, pueda ayudar a proporcionar más información a los modelos y conseguir estimaciones más precisas.

Por último, y pese a que durante el desarrollo argumental se han ido introduciendo algunos comentarios al respecto de posibles trabajos derivados del presente estudio, es importante dedicar unos párrafos para desarrollar estas ideas con mayor detalle. En primer lugar es importante continuar con la validación de las RNAs con una mayor gama de actividades, empleando datos independientes o en condiciones libres. Asimismo, futuros estudios podrían establecer sistemas de reconocimiento de patrones de actividades en personas con lesión medular. Además de poder ser aplicados para conocer cuáles son las actividades más habituales en su vida diaria, podrían ser empleados para diseñar las rutinas de actividades analizadas en futuros estudios de validación en esta población. De esta forma se podría minimizar el número de actividades manteniendo todos los patrones de movimiento presentes en las actividades de la vida diaria de estas personas.

Finalmente, debido al progreso de las nuevas tecnologías, futuros estudios podrían realizar trabajos de validación similares a éste empleando dispositivos habituales en la vida de todas las personas como por ejemplo los teléfonos móviles. Muchos de los teléfonos

móviles de última generación disponen de acelerómetros con los que podrían obtenerse registros y ser empleados para estimar el GE. Además de poner a disposición de todos los usuarios de móviles la posibilidad de estimar su GE, se podrían generar bases de datos ingentes que podrían ser empleadas para la realización de estudios epidemiológicos.

**CONCLUSIONES
FINALES**

4

4. CONCLUSIONES FINALES

Como conclusión general, se han obtenido modelos matemáticos basados en MLGs y RNAs que permiten realizar estimaciones del VO_2 en personas con lesión medular. Los modelos basados en RNAs han mostrado estimaciones más exactas que las alcanzadas con MLGs. A continuación se detallan las conclusiones concretas derivadas de este trabajo:

1. La RNA diseñada con cada uno de los acelerómetros por separado proporcionó una estimación del VO_2 excelente.
2. El MLG empleado para estimar el VO_2 mostró un rendimiento bajo cuando el acelerómetro fue colocado en la cintura y el pecho, mientras que fue elevado para los acelerómetros colocados en las muñecas.
3. Mediante la frecuencia cardíaca y con el empleo de un MLG se alcanzó una estimación más precisa que las obtenidas con los modelos de las aceleraciones del pecho y la cintura, pero menos precisa que la obtenida con los modelos de ambas muñecas.
4. Al combinar la información de un acelerómetro y la frecuencia cardíaca el rendimiento de la estimación mediante un MLG fue mejor que con cada uno de los dispositivos por separado.
5. La mejor colocación de los acelerómetros para los MLGs son las muñecas, resultando la muñeca no dominante ligeramente más precisa y eficiente.

Conclusiones finales

6. El rendimiento de la RNA diseñada con los parámetros extraídos de la frecuencia cardiaca fue inferior a la de los acelerómetros.
7. Al combinar la información de un acelerómetro junto con la frecuencia cardiaca, el rendimiento de la estimación del VO_2 mediante una RNA aumenta.
8. Los resultados obtenidos relacionados con las RNA indican que no existe una posición para colocar los acelerómetros que proporcione estimaciones más exactas del VO_2 .
9. Las RNAs demostraron ser un método de estimación del VO_2 más exacto que los MLG.

BIBLIOGRAFÍA

5

5. BIBLIOGRAFÍA

1. Puelles-López L, Martínez-Pérez S, Martínez de la Torre M. Neuroanatomía. Madrid: Panamericana; 2008.
2. American Spinal Injury Association (ASIA) [sede Web]. Atlanta: American Spinal Injury association; 2006 [acceso 13 de marzo de 2012]. Disponible en: <http://www.asia-spinalinjury.org/>
3. Jacobs PL, Nash MS. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Med* 2004; 34(11): 727–51.
4. Ditunno JF, Young W, Donovan WH, Creasey G. The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal Cord* 1994; 32(2): 70–80.
5. Serra-Añó P. Determinación de los efectos del entrenamiento de fuerza de la cintura escapular en parapléjicos usuarios de silla de ruedas [tesis doctoral]. Valencia: Universidad de Valencia; 2011.
6. Daniels L, Worthingham C. Muscle testing: techniques of manual examination. Michigan: Michigan University; 1986.
7. Waters RL, Adkins RH, Yakura JS. Definition of complete spinal cord injury. *Spinal Cord* 1991; 29(9): 573–81.
8. Mesard L, Carmody A, Mannarino E, Ruge D. Survival after spinal cord trauma: a life table analysis. *Arch Neurol* 1978; 35(2): 78–83.

9. Stover SL, Fine PR. The epidemiology and economics of spinal cord injury. *Paraplegia* 1987; 25(3): 225–8.
10. Wyndaele M, Wyndaele JJ. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord* 2006; 44(9): 523–9.
11. Chiu W-T, Lin H-C, Lam C, Chu S-F, Chiang Y-H, Tsai S-H. Review paper: epidemiology of traumatic spinal cord injury: comparisons between developed and developing countries. *Asia Pac J Public Health* 2010; 22(1): 9–18.
12. Giner-Pascual M, Delgado-Calvo M, Miguel-León I, Forner-Valero J, Miró-Vila R. Guía de autocuidados para lesionados medulares. Generalitat Valenciana: Conselleria de Sanitat; 2006.
13. Pérez K, Novoa AM, Santamariña-Rubio E, Narvaez Y, Arrufat V, Borrell C, et al. Incidence trends of traumatic spinal cord injury and traumatic brain injury in Spain, 2000-2009. *Accid Anal Prev* 2012; 46: 37–44.
14. Lucas Alba A. Psicología social del tráfico: del conductor individual a la interacción entre conductores [tesis doctoral]. Valencia: Universidad de Valencia; 2009.
15. Ho CH, Wuermsler LA, Priebe MM, Chiodo AE, Scelza WM, Kirshblum SC. Spinal cord injury medicine. 1. Epidemiology and classification. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88(3 Suppl 1): S49–54.

16. Strauss DJ, Devivo MJ, Paculdo DR, Shavelle RM. Trends in life expectancy after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(8): 1079–85.
17. DeVivo MJ, Krause JS, Lammertse DP. Recent trends in mortality and causes of death among persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(11): 1411–9.
18. Bauman WA, Spungen AM. Metabolic changes in persons after spinal cord injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2000; 11(1): 109–40.
19. 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(6 Suppl): 633S–635S.
20. 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(5): 230–5.
21. 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(6): 421–9.
22. Charlifue SW, Weitzenkamp DA, Whiteneck GG. Longitudinal outcomes in spinal cord injury: aging, secondary conditions, and well-being. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(11): 1429–34.

Bibliografía

23. 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(12): 957–968.
24. Felce D, Perry J. Quality of life: its definition and measurement. *Res Dev Disabil* 1995; 16(1): 51–74.
25. Brown DW, Brown DR, Heath GW, Balluz L, Giles WH, Ford ES, et al. Associations between physical activity dose and health-related quality of life. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(5): 890–6.
26. Klavestrand J, Vingård E. The relationship between physical activity and health-related quality of life: a systematic review of current evidence. *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19(3): 300–12.
27. Bize R, Johnson JA, Plotnikoff RC. Physical activity level and health-related quality of life in the general adult population: a systematic review. *Prev Med* 2007; 45(6): 401–15.
28. Stevens SL, Caputo JL, Fuller DK, Morgan DW. Physical activity and quality of life in adults with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2008; 31(4): 373–8.
29. OMS | Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud [Internet]. WHO. [citado 2012 mar 21]. Available a partir de: <http://www.who.int/rpc/guidelines/9789241599979/es/index.html>
30. Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity,

exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep* 1985; 100(2): 126–31.

31. Devís-Devís J. *Actividad física, deporte y salud*. Barcelona: Inde; 2007.

32. Wiskin AE, Davies JH, Wootton SA, Beattie RM. Energy expenditure, nutrition and growth. *Arch Dis Child* 2011; 96(6): 567–72.

33. Vaz M, Karaolis N, Draper A, Shetty P. A Compilation of Energy Costs of Physical Activities. *Public Health Nutr* 2005; 8(7a): 1153–83.

34. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR Jr, Tudor-Locke C, et al. 2011 Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43(8): 1575–81.

35. Ainsworth BE, Haskell WL, Whitt MC, Irwin ML, Swartz AM, Strath SJ, et al. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9 Suppl): S498–504.

36. Ainsworth BE, Haskell WL, Leon AS, Jacobs DR Jr, Montoye HJ, Sallis JF, et al. Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25(1): 71–80.

37. Campillo-Alvarez J. El mono obeso. Barcelona: Drakontos; 2004.
38. US Department of Health and Human Services. Physical activity guidelines advisory committee report [Internet]. Washington: Public Health Service, Office of the Surgeon General; 2008. Disponible en: <http://www.health.gov/paguidelines/Report/pdf/CommitteeReport.pdf>.
39. Erikssen G. Physical fitness and changes in mortality: the survival of the fittest. *Sports Med* 2001; 31(8): 571–6.
40. Erikssen G, Liestøl K, Bjørnholt J, Thaulow E, Sandvik L, Erikssen J. Changes in physical fitness and changes in mortality. *Lancet* 1998; 352(9130): 759–62.
41. Warburton DER, Nicol CW, Bredin SSD. Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ* 2006; 174(6): 801–9.
42. Haennel RG, Lemire F. Physical activity to prevent cardiovascular disease. How much is enough? *Can Fam Physician* 2002; 48: 65–71.
43. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43(7): 1334–59.

44. Francis K. Physical activity in the prevention of cardiovascular disease. *Phys Ther* 1996; 76(5): 456–68.
45. Bauman A, Owen N. Physical activity of adult Australians: epidemiological evidence and potential strategies for health gain. *J Sci Med Sport* 1999; 2(1): 30–41.
46. Wannamethee SG, Shaper AG. Physical Activity in the Prevention of Cardiovascular Disease: An Epidemiological Perspective. *Sports Med* 2001; 31(2): 101–14.
47. Kochanek K, Xu J, Murphys S, Miniño A, Kung H. Deaths: final data for 2009. *Natl Vital Stat Rep* 2011; 60(3): 1–167.
48. World Cancer Research Fund/American Institute for Cancer Research. Food, nutrition, physical activity and the prevention of cancer: a global perspective. Washington: American Institute for Cancer Research; 2009.
49. Winzer BM, Whiteman DC, Reeves MM, Paratz JD. Physical activity and cancer prevention: a systematic review of clinical trials. *Cancer Causes Control* 2011; 22(6): 811–26.
50. Friedenreich CM, Neilson HK, Lynch BM. State of the epidemiological evidence on physical activity and cancer prevention. *Eur J Cancer* 2010; 46(14): 2593–604.
51. Hayes SC, Spence RR, Galvão DA, Newton RU. Australian Association for Exercise and Sport Science position stand: optimising

cancer outcomes through exercise. *J Sci Med Sport* 2009; 12(4): 428–34.

52. Schmitz KH, Courneya KS, Matthews C, Demark-Wahnefried W, Galvão DA, Pinto BM, et al. American College of Sports Medicine roundtable on exercise guidelines for cancer survivors. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42(7): 1409–26.

53. Gill JMR, Cooper AR. Physical activity and prevention of type 2 diabetes mellitus. *Sports Med* 2008; 38(10): 807–24.

54. Roden M. Exercise in type 2 diabetes: to resist or to endure? *Diabetologia* 2012; 55(5):1235-9.

55. Gordon BA, Fraser SF, Bird SR, Benson AC. Insulin sensitivity in response to a single resistance exercise session in apparently healthy individuals. *J Endocrinol Invest* 2011; 35(7): 665-9.

56. van der Heijden GJ, Wang ZJ, Chu ZD, Sauer PJJ, Haymond MW, Rodriguez LM, et al. A 12-week aerobic exercise program reduces hepatic fat accumulation and insulin resistance in obese, Hispanic adolescents. *Obesity (Silver Spring)* 2010; 18(2): 384–90.

57. LaMonte MJ, Blair SN, Church TS. Physical Activity and Diabetes Prevention. *J Appl Physiol* 2005; 99(3): 1205–13.

58. Sigal RJ, Kenny GP, Wasserman DH, Castaneda-Sceppa C, White RD. Physical activity/exercise and type 2 diabetes: a consensus statement from the American Diabetes Association.

Diabetes Care 2006; 29(6): 1433–8.

59. Borer KT. Physical activity in the prevention and amelioration of osteoporosis in women : interaction of mechanical, hormonal and dietary factors. Sports Med 2005; 35(9): 779–830.

60. Schmitt NM, Schmitt J, Dören M. The role of physical activity in the prevention of osteoporosis in postmenopausal women-An update. Maturitas 2009; 63(1): 34–8.

61. Lange AK, Vanwanseele B, Fiatarone Singh MA. Strength training for treatment of osteoarthritis of the knee: a systematic review. Arthritis Rheum 2008; 59(10): 1488–94.

62. Roddy E, Zhang W, Doherty M, Arden NK, Barlow J, Birrell F, et al. Evidence-based recommendations for the role of exercise in the management of osteoarthritis of the hip or knee—the MOVE consensus. Rheumatology (Oxford, England) 2005; 44(1): 67–73.

63. Heesen C, Romberg A, Gold S, Schulz KH. Physical exercise in multiple sclerosis: supportive care or a putative disease-modifying treatment. Expert Rev Neurother 2006; 6(3): 347–55.

64. Keus SHJ, Bloem BR, Hendriks EJM, Bredero-Cohen AB, Munneke M. Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research. Mov Disord 2007; 22(4): 451–460.

65. Paluska SA, Schwenk TL. Physical Activity and Mental Health:

Current Concepts. *Sports Med* 2000; 29(3): 167–80.

66. Fox KR. The influence of physical activity on mental well-being. *Public Health Nutr* 1999; 2(3A): 411–8.

67. Scully D, Kremer J, Meade MM, Graham R, Dudgeon K. Physical exercise and psychological well being: a critical review. *Br J Sports Med* 1998; 32(2): 111–20.

68. Valanou EM, Bamia C, Trichopoulou A. Methodology of physical-activity and energy-expenditure assessment: a review. *J Public Health* 2006; 14(2): 58–65.

69. Livingstone MBE, Robson PJ, Wallace JMW, McKinley MC. How active are we? Levels of routine physical activity in children and adults. *Proc Nutr Soc* 2003; 62(3): 681–701.

70. Ainslie P, Reilly T, Westerterp K. Estimating human energy expenditure: a review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sports Med* 2003; 33(9): 683–98.

71. Schoeller DA, Ravussin E, Schutz Y, Acheson KJ, Baertschi P, Jéquier E. Energy expenditure by doubly labeled water: validation in humans and proposed calculation. *Am J Physiol* 1986; 250(5 Pt 2): R823–830.

72. Speakman JR, Nair KS, Goran MI. Revised equations for calculating CO₂ production from doubly labeled water in humans. *Am J Physiol* 1993; 264(6 Pt 1): E912–917.

73. Miján de la Torre A. Técnicas y métodos de investigación en nutrición humana. Barcelona: Glosa; 2002.
74. Haugen HA, Chan LN, Li F. Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutr Clin Pract* 2007; 22(4): 377–88.
75. Macfarlane DJ. Automated metabolic gas analysis systems: a review. *Sports Med* 2001; 31(12): 841–61.
76. Brouha L. *Physiology in Industry*. New York: Pergamon. 1960.
77. Montoye HJ, Washburn R, Servais S, Ertl A, Webster JG, Nagle FJ. Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 1983; 15(5): 403–7.
78. Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44(3): 136–47.
79. Wong TC, Webster JG, Montoye HJ, Washburn R. Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure. *IEEE Trans Biomed Eng* 1981; 28(6): 467–71.
80. Bouten CV, Westerterp KR, Verduin M, Janssen JD. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26(12): 1516–23.
81. Chen KY, Bassett DR Jr. The technology of accelerometry-based

activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11 Suppl): S490–500.

82. Godfrey A, Conway R, Meagher D, O’Laighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Med Eng Phys* 2008; 30(10): 1364–86.

83. Meijer GA, Westerterp KR, Koper H, ten Hoor F. Assessment of energy expenditure by recording heart rate and body acceleration. *Med Sci Sports Exerc* 1989; 21(3): 343–7.

84. Melanson EL Jr, Freedson PS. Validity of the Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27(6): 934–40.

85. Freedson PS, Melanson E, Sirard J. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30(5): 777–81.

86. Hendelman D, Miller K, Baggett C, Debold E, Freedson P. Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9 Suppl): S442–449.

87. Bassett DR Jr, Ainsworth BE, Swartz AM, Strath SJ, O’Brien WL, King GA. Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9 Suppl): S471–480.

88. Swartz AM, Strath SJ, Bassett DR Jr, O'Brien WL, King GA, Ainsworth BE. Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9 Suppl): S450–456.
89. Crouter SE, Clowers KG, Bassett DR Jr. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J Appl Physiol* 2006; 100(4): 1324–31.
90. Crouter SE, Kuffel E, Haas JD, Frongillo EA, Bassett DR Jr. Refined two-regression model for the ActiGraph accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42(5): 1029–37.
91. Crouter SE, Bassett DR Jr. A new 2-regression model for the Actical accelerometer. *Br J Sports Med* 2008; 42(3): 217–24.
92. Crouter SE, Horton M, Bassett DR Jr. Use of a Two-Regression Model for Estimating Energy Expenditure in Children. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(6): 1177-85.
93. Crouter SE, Dellavalle DM, Horton M, Haas JD, Frongillo EA, Bassett DR Jr. Validity of the Actical for estimating free-living physical activity. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(7): 1381–9.
94. Staudenmayer J, Pober D, Crouter S, Bassett D, Freedson P. An artificial neural network to estimate physical activity energy expenditure and identify physical activity type from an accelerometer. *J Appl Physiol* 2009; 107(4): 1300–7.

95. Rothney MP, Neumann M, Béziat A, Chen KY. An artificial neural network model of energy expenditure using nonintegrated acceleration signals. *J Appl Physiol* 2007; 103(4): 1419–27.
96. Tudor-Locke C, Lutes L. Why do pedometers work?: a reflection upon the factors related to successfully increasing physical activity. *Sports Med* 2009; 39(12): 981–93.
97. Tudor-Locke C, Williams JE, Reis JP, Pluto D. Utility of pedometers for assessing physical activity: convergent validity. *Sports Med* 2002; 32(12): 795–808.
98. Livingstone MB. Heart-rate monitoring: the answer for assessing energy expenditure and physical activity in population studies? *Br J Nutr* 1997; 78(6): 869–71.
99. Bradfield RB. A technique for determination of usual daily energy expenditure in the field. *Am J Clin Nutr* 1971; 24(9): 1148–54.
100. Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med* 2003; 33(7): 517–38.
101. Kurpad AV, Raj R, Maruthy KN, Vaz M. A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men. *Eur J Clin Nutr* 2006; 60(1): 32–40.
102. Wicks JR, Oldridge NB, Nielsen LK, Vickers CE. HR index--a

simple method for the prediction of oxygen uptake. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43(10): 2005–12.

103. Dugas LR, van der Merwe L, Odendaal H, Noakes TD, Lambert EV. A novel energy expenditure prediction equation for intermittent physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(12): 2154–61.

104. Sirard JR, Hannan P, Cutler GJ, Nuemark-Sztainer D. Evaluation of two self-report measures of physical activity with accelerometry in young adults. *J Phys Act Health* 2012; [Epub ahead of print].

105. Tomioka K, Iwamoto J, Saeki K, Okamoto N. Reliability and validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) in elderly adults: the Fujiwara-kyo Study. *J Epidemiol* 2011; 21(6): 459–65.

106. Vol S, Bedouet M, Gusto G, Leglu C, Beslin E, Decou P, et al. Evaluating physical activity: the AQAP questionnaire and its interpretation software. *Ann Phys Rehabil Med* 2011; 54(8): 478–95.

107. Berg-Emons RJ van den, Bussmann JB, Haisma JA, Sluis TA, Woude LH van der, Bergen MP, et al. A prospective study on physical activity levels after spinal cord injury during inpatient rehabilitation and the year after discharge. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89(11): 2094–101.

108. Noreau L, Shephard RJ, Simard C, Paré G, Pomerleau P. Relationship of impairment and functional ability to habitual

activity and fitness following spinal cord injury. *Int J Rehabil Res* 1993; 16(4): 265–75.

109. Andersen JL, Mohr T, Biering-Sørensen F, Galbo H, Kjaer M. Myosin heavy chain isoform transformation in single fibres from m. vastus lateralis in spinal cord injured individuals: effects of long-term functional electrical stimulation (FES). *Pflugers Arch* 1996; 431(4): 513–8.

110. Burnham R, Martin T, Stein R, Bell G, MacLean I, Steadward R. Skeletal muscle fibre type transformation following spinal cord injury. *Spinal Cord* 1997; 35(2): 86–91.

111. 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(1-2): 128–31.

112. Castro MJ, Apple DF Jr, Staron RS, Campos GE, Dudley GA. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle within 6 mo of injury. *J Appl Physiol* 1999; 86(1): 350–8.

113. Talmadge RJ, Castro MJ, Apple DF Jr, Dudley GA. Phenotypic adaptations in human muscle fibers 6 and 24 wk after spinal cord injury. *J Appl Physiol* 2002; 92(1): 147–54.

114. Uebelhart D, Demiaux-Domenech B, Roth M, Chantraine A. Bone metabolism in spinal cord injured individuals and in others who have prolonged immobilisation. A review. *Paraplegia* 1995; 33(11): 669–73.

115. DeVivo MJ, Black KJ, Stover SL. Causes of death during the first 12 years after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74(3): 248–54.
116. DeVivo MJ, Shewchuk RM, Stover SL, Black KJ, Go BK. A cross-sectional study of the relationship between age and current health status for persons with spinal cord injuries. *Paraplegia* 1992; 30(12): 820–7.
117. Gerhart KA, Bergstrom E, Charlifue SW, Menter RR, Whiteneck GG. Long-term spinal cord injury: functional changes over time. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74(10): 1030–4.
118. Bauman WA, Spungen AM. Carbohydrate and lipid metabolism in chronic spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2001; 24(4): 266–77.
119. Washburn RA, Figoni SF. High density lipoprotein cholesterol in individuals with spinal cord injury: the potential role of physical activity. *Spinal Cord* 1999; 37(10): 685–95.
120. Karlsson AK, Attvall S, Jansson PA, Sullivan L, Lönnroth P. Influence of the sympathetic nervous system on insulin sensitivity and adipose tissue metabolism: a study in spinal cord-injured subjects. *Metab Clin Exp* 1995; 44(1): 52–8.
121. Kessler KM, Pina I, Green B, Burnett B, Laighold M, Bilsker M, et al. Cardiovascular findings in quadriplegic and paraplegic patients and in normal subjects. *Am J Cardiol* 1986; 58(6): 525–30.
-

122. Nash MS, Tehranzadeh J, Green BA, Rountree MT, Shea JD. Magnetic resonance imaging of osteonecrosis and osteoarthritis in exercising quadriplegics and paraplegics. *Am J Phys Med Rehabil* 1994; 73(3): 184–92.
123. Brackett NL, Nash MS, Lynne CM. Male fertility following spinal cord injury: facts and fiction. *Phys Ther* 1996; 76(11): 1221–31.
124. Hooker SP, Greenwood JD, Hatae DT, Husson RP, Matthiesen TL, Waters AR. Oxygen uptake and heart rate relationship in persons with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25(10): 1115–9.
125. Hopman MT, Oeseburg B, Binkhorst RA. The effect of an anti-G suit on cardiovascular responses to exercise in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24(9): 984–90.
126. Buchholz AC, Martin Ginis KA, Bray SR, Craven BC, Hicks AL, Hayes KC, et al. Greater daily leisure time physical activity is associated with lower chronic disease risk in adults with spinal cord injury. *Appl Physiol Nutr Metab* 2009; 34(4): 640–7.
127. Hetz SP, Latimer AE, Buchholz AC, Martin Ginis KA. Increased participation in activities of daily living is associated with lower cholesterol levels in people with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90(10): 1755–9.
128. Manns PJ, Chad KE. Determining the relation between quality
-

of life, handicap, fitness, and physical activity for persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(12): 1566–71.

129. Slater D, Meade MA. Participation in recreation and sports for persons with spinal cord injury: review and recommendations. *NeuroRehabilitation* 2004; 19(2): 121–9.

130. Glaser RM. Functional neuromuscular stimulation. Exercise conditioning of spinal cord injured patients. *Int J Sports Med* 1994; 15(3): 142–8.

131. Taylor AW, McDonell E, Brassard L. The effects of an arm ergometer training programme on wheelchair subjects. *Paraplegia* 1986; 24(2): 105–14.

132. Figoni S. Spinal cord disabilities: paraplegia and tetraplegia. Exercise management for persons with chronic diseases and disabilities. Champaign (IL): Human Kinetics; 2003. p. 247–53.

133. Goldstein B, Young J, Escobedo EM. Rotator cuff repairs in individuals with paraplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 1997; 76(4): 316–22.

134. Nichols PJ, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med* 1979; 11(1): 29–32.

135. Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia* 1991;

29(8): 521–30.

136. Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73(1): 44–8.

137. 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(2): 238–42.

138. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, et al. Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 1995; 33(10): 595–601.

139. Jacobs PL, Nash MS, Rusinowski JW. Circuit training provides cardiorespiratory and strength benefits in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33(5): 711–7.

140. Nash MS, Ven I van de, Elk N van, 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(1): 70–5.

141. Serra-Añó P, Pellicer-Chenoll M, García-Massó X, Morales J, Giner-Pascual M, González LM. Effects of resistance training on strength, pain and shoulder functionality in paraplegics. *Spinal cord* 2012 [Epub ahead of print].

142. Dearwater SR, LaPorte RE, Cauley JA, Brenes G. Assessment

of physical activity in inactive populations. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(6): 651–5.

143. Monroe MB, Tataranni PA, Pratley R, Manore MM, Skinner JS, Ravussin E. Lower daily energy expenditure as measured by a respiratory chamber in subjects with spinal cord injury compared with control subjects. *Am J Clin Nutr* 1998; 68(6): 1223–7.

144. Buchholz AC, Pencharz PB. Energy expenditure in chronic spinal cord injury. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2004; 7(6): 635–9.

145. Buchholz AC, McGillivray CF, Pencharz PB. Physical Activity Levels Are Low in Free-Living Adults with Chronic Paraplegia. *Obesity* 2003; 11(4): 563–70.

146. WHO. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser* 2000; 894: i–xii, 1–253.

147. Ginis KA, Latimer AE, Arbour-Nicitopoulos KP, Buchholz AC, Bray SR, Craven BC, et al. Leisure time physical activity in a population-based sample of people with spinal cord injury part I: demographic and injury-related correlates. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91(5): 722–8.

148. Martin Ginis KA, Arbour-Nicitopoulos KP, Latimer AE, Buchholz AC, Bray SR, Craven BC, et al. Leisure Time Physical Activity in a Population-Based Sample of People With Spinal Cord

Injury Part II: Activity Types, Intensities, and Durations. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91(5): 729–33.

149. Abel T, Platen P, Rojas Vega S, Schneider S, Strüder HK. Energy expenditure in ball games for wheelchair users. *Spinal Cord* 2008; 46(12): 785–90.

150. Price M. Energy expenditure and metabolism during exercise in persons with a spinal cord injury. *Sports Med* 2010; 40(8): 681–96.

151. Ginis KAM, Latimer AE, Hicks AL, Craven BC. Development and evaluation of an activity measure for people with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(7): 1099–111.

152. Latimer AE, Ginis KAM, Craven BC, Hicks AL. The physical activity recall assessment for people with spinal cord injury: validity. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38(2): 208–16.

153. Washburn RA, Zhu W, McAuley E, Frogley M, Figoni SF. The physical activity scale for individuals with physical disabilities: development and evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(2): 193–200.

154. Groot S de, Woude LH van der, Niezen A, Smit CA, Post MW. Evaluation of the physical activity scale for individuals with physical disabilities in people with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2010; 48(7): 542–7.

155. van der Ploeg HP, Streppel KRM, van der Beek AJ, van der

Woude LHV, Vollenbroek-Hutten M, van Mechelen W. The Physical Activity Scale for Individuals with Physical Disabilities: test-retest reliability and comparison with an accelerometer. *J Phys Act Health* 2007; 4(1): 96–100.

156. Hayes AM, Myers JN, Ho M, Lee MY, Perakash I, Kiratli BJ. Heart rate as a predictor of energy expenditure in people with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42(5): 617–24.

157. Lee M, Zhu W, Hedrick B, Fernhall B. Estimating MET values using the ratio of HR for persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42(5): 985–90.

158. Washburn R, Copay A. Assessing Physical Activity During Wheelchair Pushing: Validity of a Portable Accelerometer. *Adapted Phys Activity Q* 1999; 16(3): 290–9.

159. Hiremath SV, Ding D. Evaluation of activity monitors to estimate energy expenditure in manual wheelchair users. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009; 2009: 835–8.

160. Hiremath SV, Ding D. Evaluation of activity monitors in manual wheelchair users with paraplegia. *J Spinal Cord Med* 2011; 34(1): 110–7.

161. Hiremath SV, Ding D. Regression equations for RT3 activity monitors to estimate energy expenditure in manual wheelchair users. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011; 2011: 7348–51.

162. Warmis CA, Belza BL. Actigraphy as a measure of physical activity for wheelchair users with spinal cord injury. *Nurs Res* 2004; 53(2): 136–43.
163. Petrie A, Sabin C. *Medical statistics at a glance*. 2nd ed. Oxford: Blackwell; 2005.
164. Hulley S, Cummings S. *Diseño de la investigación clínica*. Barcelona: Doyma; 1993.
165. Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *Am J Ind Med* 1996; 29(6): 602–8.
166. Beaton DE, Wright JG, Katz JN. Development of the QuickDASH: Comparison of Three Item-Reduction Approaches. *JBJS* 2005; 87(5): 1038–46.
167. McConnell S, Beaton DE, Bombardier C. *The DASH outcome measure user's manual*. Toronto: Institute for Work and Health; 1999.
168. Roy J-S, MacDermid JC, Woodhouse LJ. Measuring shoulder function: a systematic review of four questionnaires. *Arthritis Rheum* 2009; 61(5): 623–32.
169. Hervás MT, Navarro Collado MJ, Peiró S, Rodrigo Pérez JL, López Matéu P, Martínez Tello I. [Spanish version of the DASH

questionnaire. Cross-cultural adaptation, reliability, validity and responsiveness]. *Med Clin (Barc)* 2006; 127(12): 441–7.

170. Kitis A, Celik E, Aslan UB, Zencir M. DASH questionnaire for the analysis of musculoskeletal symptoms in industry workers: a validity and reliability study. *Appl Ergon* 2009; 40(2): 251–5.

171. Atroshi I, Gummesson C, Andersson B, Dahlgren E, Johansson A. The disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) outcome questionnaire: reliability and validity of the Swedish version evaluated in 176 patients. *Acta Orthop Scand* 2000; 71(6): 613–8.

172. Catz A, Itzkovich M, Agranov E, Ring H, Tamir A. SCIM--spinal cord independence measure: a new disability scale for patients with spinal cord lesions. *Spinal Cord* 1997; 35(12): 850–6.

173. 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; 29(24): 1926–33.

174. Catz A, Itzkovich M. Spinal Cord Independence Measure: comprehensive ability rating scale for the spinal cord lesion patient. *J Rehabil Res Dev* 2007; 44(1): 65–8.

175. Dawson J, Shamley D, Jamous MA. A structured review of outcome measures used for the assessment of rehabilitation interventions for spinal cord injury. *Spinal Cord* 2008; 46(12): 768–80.

Bibliografía

176. Glass CA, Tesio L, Itzkovich M, Soni BM, Silva P, Mecci M, et al. Spinal Cord Independence Measure, version III: applicability to the UK spinal cord injured population. *J Rehabil Med* 2009; 41(9): 723–8.
177. Lee M, Zhu W, Hedrick B, Fernhall B. Determining metabolic equivalent values of physical activities for persons with paraplegia. *Disabil Rehabil* 2010; 32(4): 336–43.
178. Robertson RJ, Goss FL, Dube J, Rutkowski J, Dupain M, Brennan C, et al. Validation of the adult OMNI scale of perceived exertion for cycle ergometer exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(1): 102–8.
179. Robergs RA, Dwyer D, Astorino T. Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med* 2010 ; 40(2): 95–111.
180. Collins EG, Gater D, Kiratli J, Butler J, Hanson K, Langbein WE. Energy cost of physical activities in persons with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42(4): 691–700.
181. Pichot V, Gaspoz JM, Molliex S, Antoniadis A, Busso T, Roche F, et al. Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes. *J Appl Physiol* 1999; 86(3): 1081–91.
182. Preece SJ, Goulermas JY, Kenney LPJ, Howard D. A comparison of feature extraction methods for the classification of
-

dynamic activities from accelerometer data. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009; 56(3): 871–879.

183. Suzuki k. Artificial neural networks-methodological advances and biomedical applications. Rijeka: InTech; 2011.

184. Kriesel D. A brief introduction to Neural Networks [Internet]. 2005. [acceso 18 de octubre de 2012]. Disponible en: http://www.dkriesel.com/en/science/neural_networks

185. Kröse B, van der Smagt P. An introduction to neural networks. Amsterdam: University of Amsterdam; 1996.

186. Freedson PS, Lyden K, Kozey-Keadle S, Staudenmayer J. Evaluation of artificial neural network algorithms for predicting METs and activity type from accelerometer data: validation on an independent sample. *J Appl Physiol* 2011; 111(6): 1804–12.

187. Burden FR, Brereton RG, Walsh PT. Cross-validators selection of test and validation sets in multivariate calibration and neural networks as applied to spectroscopy. *Analyst* 1997; 122(10): 1015–22.

188. Liu S, Gao RX, John D, Staudenmayer JW, Freedson PS. Multisensor data fusion for physical activity assessment. *IEEE Trans Biomed Eng* 2012; 59(3): 687–96.

189. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Fundamentos de fisiología del ejercicio. Segunda ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2000.

Bibliografía

190. Strath SJ, Bassett DR Jr, Thompson DL, Swartz AM. Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(5): 888–94.

191. Strath SJ, Brage S, Ekelund U. Integration of physiological and accelerometer data to improve physical activity assessment. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11 Suppl): S563–571.

ANEXOS

6

6. ANEXOS

6.1. Anexo 1: Informe comité ético

VNIVERSITAT
D 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 20 de septiembre de 2011, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

“Metodología para la estimación del gasto energético en lesionados medulares mediante el empleo de acelerómetros”, 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 septiembre de dos mil once.

Carrer: Blasco Ibañez, 13
VALENCIA 46101
Teléfono: (96) 336 41 09
Fax: (96) 338 22 21
e-mail: vicerec.investigacio@uv.es

6.2. Anexo 2: Carta para el reclutamiento de participantes

ESTUDIO PARA ESTIMAR EL CONSUMO ENERGÉTICO EN PERSONAS CON PARAPLEJIA Y ESTABLECER RECOMENDACIONES DE PRÁCTICA DE ACTIVIDAD FÍSICA.

OBJETIVO

Obtener una forma de sencilla evaluar el consumo energético en personas con paraplejia y así poder establecer recomendaciones saludables de práctica de actividad física.

BENEFICIOS

Para todo el mundo la práctica de actividad física de forma regular e intensidad moderada supone un factor preventivo sobre enfermedades cardiovasculares, pulmonares, metabólicas... En las personas con paraplejia estos problemas de salud son más acentuados debido a las características de su discapacidad. Por tanto conocer el consumo energético habitual de las personas con paraplejia es esencial para poder realizar recomendaciones individualizadas cuyo objetivo sea alcanzar los mínimos considerados como saludables.

TIEMPO DE MEDICIÓN

Tan solo será necesario acudir una mañana o una tarde a la Universidad de Valencia para realizar las mediciones oportunas. La duración total de la sesión será aproximadamente de 2,5 horas. Durante dicha sesión se realizarán actividades de la vida diaria.

Si desea participar en el estudio la información de contacto es:

Xavi García

e-mail: Xavier.garcia@uv.es

tlf: 658 84 12 85

6.3. Anexo 3: Parámetros empleados en el estudio

TABLA A1. Media de los parámetros extraídos de la frecuencia cardiaca durante las actividades.

Actividad	Media	DE	CV	Índice	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	80,94	1,52	0,02	1,00	543,04	2,89	0,74
Transferencias	110,69	5,99	0,06	1,39	738,22	5,74	1,15
Traslado de cajas	108,66	2,33	0,02	1,36	807,48	4,87	1,01
Pasar la mopa	104,58	2,48	0,02	1,31	762,34	4,06	0,99
Ver la televisión	85,80	2,17	0,03	1,07	594,31	4,45	1,04
Trabajar con el ordenador	84,41	1,97	0,02	1,05	588,81	3,41	0,88
Ergómetros de brazos	127,43	2,19	0,02	1,61	1015,18	2,75	0,81
Propulsión pasiva	92,80	4,62	0,05	1,16	634,34	7,39	1,86
Propulsión lenta	99,78	3,59	0,03	1,26	728,77	5,54	1,36
Propulsión rápida	125,19	2,73	0,02	1,59	1024,24	2,77	0,90

DE = desviación estándar; CV = coeficiente de variación; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A2. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la cintura en el eje x durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	0	0	0,96	0,17	0,08	0,29
Transferencias	1,16	3,89	10,84	29,81	53,97	0,44	190,91	94,44	116,37
Traslado de cajas	0	0	0	0,43	2,69	0,45	15,68	11,12	12,64
Pasar la mopa	0	0	0,15	0,91	2,34	0,65	10,13	7,40	6,92
Ver la televisión	0	0	0	0	0,04	0,93	1,09	0,85	1,37
Trabajar con el ordenador	0	0	0	0	0,04	0,94	1,13	0,56	0,86
Ergómetros de brazos	1,03	1,24	1,84	2,60	3,73	0,74	19,35	4,71	5,98
Propulsión pasiva	0	0	0	0,20	0,48	0,92	2,82	1,79	1,82
Propulsión lenta	0	0	0,01	0,40	1,19	0,63	6,65	3,72	5,59
Propulsión rápida	0,04	0,26	0,93	2,04	4,09	0,42	19,31	8,47	10,88

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución..

TABLA A3. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la cintura en el eje y durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	0	0,06	0,95	0,38	0,32	0,43
Transferencias	4,87	13,54	26,34	47,99	64,06	0,69	284,76	103,70	109,23
Traslado de cajas	0	0	0,61	4,93	13,30	0,47	52,41	27,00	30,06
Pasar la mopa	0	0	0,64	3,71	10,29	0,35	38,68	23,04	26,20
Ver la televisión	0	0	0	0	0,31	0,87	3,82	2,70	2,85
Trabajar con el ordenador	0	0	0	0	0,01	0,81	1,42	0,92	1,60
Ergómetros de brazos	1,54	2,78	4,56	7,24	10,07	0,63	50,74	12,30	14,48
Propulsión pasiva	0	0	0	0,04	0,19	0,80	2,69	2,00	2,16
Propulsión lenta	0,13	0,29	0,62	1,76	4,84	0,38	22,05	11,84	15,27
Propulsión rápida	0,81	1,62	4,58	8,91	14,39	0,60	66,90	23,90	27,74

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A4. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la cintura en el eje z durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	0	0	0,98	0,09	0,10	0,15
Transferencias	7,38	17,54	34,81	57,65	80,15	0,69	359,36	124,13	138,20
Traslado de cajas	0	0	1,39	8,42	20,82	0,49	85,83	40,29	45,38
Pasar la mopa	0,01	0,32	2,74	9,23	19,06	0,47	74,71	36,37	42,55
Ver la televisión	0	0	0	0,01	1,27	0,79	10,78	6,71	6,83
Trabajar con el ordenador	0	0	0	0	0,36	0,69	7,38	4,84	6,88
Ergómetros de brazos	1,01	2,14	4,31	7,49	10,75	0,56	48,93	14,87	20,12
Propulsión pasiva	0	0	0	0,38	1,50	0,62	9,73	6,55	8,10
Propulsión lenta	0	0,09	1,01	3,00	7,21	0,40	30,43	16,78	19,77
Propulsión rápida	0,49	1,81	4,83	9,72	16,42	0,57	74,14	29,89	34,51

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A5. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la cintura en el vector resultante durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0	0	0	0	0,06	0,92	0,60	0,42	0,77
Transferencias	16,95	31,99	52,67	84,47	113,43	0,75	922,42	123,61	136,53
Traslado de cajas	0	0,13	3,80	13,34	27,13	0,59	172,35	35,40	38,35
Pasar la mopa	0,08	0,87	5,00	13,17	24,20	0,50	147,78	31,86	42,85
Ver la televisión	0	0	0	0,04	1,49	0,75	16,98	6,31	6,63
Trabajar con el ordenador	0	0	0	0	0,45	0,67	9,03	4,38	6,97
Ergómetros de brazos	3,95	6,31	9,72	14,09	18,54	0,67	161,92	16,09	20,87
Propulsión pasiva	0	0	0	0,66	2,22	0,63	17,74	7,87	7,66
Propulsión lenta	0,18	0,67	2,14	5,29	10,72	0,43	69,84	14,92	19,47
Propulsión rápida	2,80	5,56	9,78	15,99	24,03	0,71	186,31	24,06	29,93

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A6. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro del pecho en el eje x durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	0	0	0,94	0,51	0,45	0,43
Transferencias	1,16	3,79	10,79	28,1	51,31	0,45	174,98	86,37	108,98
Traslado de cajas	0	0	0,11	0,78	2,94	0,42	17,02	12,42	12,8
Pasar la mopa	0	0	0,06	0,79	2,71	0,49	13,35	7,37	8,48
Ver la televisión	0	0	0	0	0,07	0,9	2,37	1,4	2,08
Trabajar con el ordenador	0	0	0	0	0,04	0,88	1,36	1,53	1,25
Ergómetros de brazos	1,97	2,99	4,77	7,29	10,1	0,59	50,89	11,65	16,47
Propulsión pasiva	0	0	0	0	0,04	0,87	0,80	0,57	0,79
Propulsión lenta	0,02	0,14	0,34	0,66	1,62	0,54	9,62	5,07	6,40
Propulsión rápida	0,14	0,49	1,59	3,44	5,66	0,43	26,03	10,87	14,25

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A7. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro del pecho en el eje y durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.00	0.00	0.21	0.93	1.16	0.97	1.07
Transferencias	5.58	12.60	26.40	44.10	61.30	0.70	270.00	87.80	101.00
Traslado de cajas	0.00	0.13	2.38	9.36	19.80	0.49	82.80	39.60	44.10
Pasar la mopa	0.02	0.70	3.98	10.60	19.10	0.45	76.20	35.70	41.90
Ver la televisión	0.00	0.00	0.00	0.28	1.26	0.82	8.82	5.25	6.48
Trabajar con el ordenador	0.00	0.00	0.00	0.36	1.35	0.68	8.17	4.99	6.58
Ergómetros de brazos	4.57	6.77	9.59	13.30	16.80	0.62	92.60	17.20	20.50
Propulsión pasiva	0.00	0.00	0.00	0.02	0.56	0.68	6.04	4.65	5.56
Propulsión lenta	0.00	0.13	1.30	4.43	9.39	0.43	38.90	18.80	23.00
Propulsión rápida	0.76	2.04	5.36	11.20	18.80	0.61	82.90	31.30	35.10

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A8. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro del pecho en el eje z durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.99	0.07	0.05	0.05
Transferencias	3.68	11.22	28.27	51.27	70.35	0.69	298.44	109.14	119.57
Traslado de cajas	0.00	0.06	5.39	15.06	29.41	0.57	121.28	49.92	53.91
Pasar la mopa	0.04	0.72	4.82	12.64	23.67	0.46	92.96	42.62	48.95
Ver la televisión	0.00	0.00	0.03	0.57	3.06	0.77	16.86	8.10	9.42
Trabajar con el ordenador	0.00	0.00	0.00	0.38	2.48	0.73	13.47	8.51	8.24
Ergómetros de brazos	8.01	11.57	16.83	22.43	27.53	0.73	154.26	24.69	31.43
Propulsión pasiva	0.00	0.00	0.00	0.09	1.46	0.59	11.86	7.90	8.80
Propulsión lenta	1.23	1.89	4.11	8.18	13.60	0.47	61.80	24.49	30.24
Propulsión rápida	1.90	4.08	7.59	12.28	18.11	0.56	90.33	28.16	34.13

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A9. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro del pecho en el vector resultante durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.00	0.00	0.22	0.91	1.73	1.03	0.76
Transferencias	13.96	27.31	49.99	78.13	103.28	0.76	821.49	95.43	112.26
Traslado de cajas	0.02	1.88	9.65	21.79	37.77	0.65	249.60	41.86	46.08
Pasar la mopa	1.00	3.54	9.78	19.73	31.20	0.58	215.23	38.31	38.77
Ver la televisión	0.00	0.00	0.10	0.92	3.73	0.78	27.25	7.89	9.02
Trabajar con el ordenador	0.00	0.00	0.00	0.99	3.44	0.66	22.00	8.49	7.19
Ergómetros de brazos	13.71	18.05	23.73	30.47	35.91	0.85	374.14	21.55	26.90
Propulsión pasiva	0.00	0.00	0.00	0.28	2.02	0.54	17.71	8.21	9.23
Propulsión lenta	1.52	3.00	6.35	11.48	18.01	0.53	133.65	21.67	25.80
Propulsión rápida	4.64	8.52	13.08	19.27	27.40	0.72	231.86	30.26	33.83

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A10. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca dominante en el eje x durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.00	0.14	0.70	0.95	4.08	2.50	2.67
Transferencias	7.15	16.79	35.73	59.52	83.27	0.69	375.78	119.20	143.33
Traslado de cajas	17.19	50.88	94.33	133.17	167.86	0.81	857.36	205.45	247.26
Pasar la mopa	29.93	53.48	89.32	137.03	187.25	0.79	893.01	238.04	263.42
Ver la televisión	0.00	0.07	1.28	4.83	13.80	0.71	62.15	26.81	30.09
Trabajar con el ordenador	0.00	0.00	0.29	3.31	10.91	0.41	52.22	27.42	31.46
Ergómetros de brazos	303.32	317.04	332.84	348.89	363.04	0.98	2746.52	65.06	107.30
Propulsión pasiva	0.03	0.22	1.85	11.24	33.96	0.55	150.51	76.41	73.01
Propulsión lenta	49.78	67.33	88.65	112.32	144.31	0.87	806.70	151.89	180.02
Propulsión rápida	85.86	117.34	141.29	161.64	181.22	0.94	1161.33	151.32	162.27

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A11. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca dominante en el eje y durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.15	1.71	3.93	0.93	22.89	6.72	6.76
Transferencias	15.05	33.43	64.62	96.37	125.30	0.77	601.07	165.28	204.07
Traslado de cajas	13.15	38.73	72.46	110.44	144.76	0.82	708.05	179.18	196.82
Pasar la mopa	31.31	54.03	84.47	123.06	162.28	0.81	816.15	213.63	224.31
Ver la televisión	0.00	0.10	0.87	4.16	13.06	0.69	70.20	34.48	35.92
Trabajar con el ordenador	0.03	0.64	3.72	12.29	26.93	0.45	112.80	53.41	62.19
Ergómetros de brazos	224.16	234.83	247.04	259.66	269.75	0.97	2038.58	58.69	89.56
Propulsión pasiva	0.26	0.58	2.86	12.45	36.12	0.50	160.52	76.91	79.80
Propulsión lenta	43.73	61.84	82.81	102.78	121.96	0.88	711.39	123.57	148.19
Propulsión rápida	73.33	118.96	154.79	181.16	202.37	0.93	1257.31	183.47	181.11

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A12. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca dominante en el eje z durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.48	2.74	4.82	0.94	22.13	8.40	8.79
Transferencias	16.81	34.34	64.84	97.02	127.30	0.78	606.64	166.81	193.88
Traslado de cajas	10.63	37.41	78.79	114.74	143.19	0.82	718.04	194.80	193.94
Pasar la mopa	27.93	46.49	79.49	121.37	160.15	0.80	782.61	200.67	220.29
Ver la televisión	0.00	0.09	1.38	4.93	12.74	0.64	67.68	33.71	32.84
Trabajar con el ordenador	0.00	0.03	0.82	4.51	14.31	0.38	65.37	34.80	37.69
Ergómetros de brazos	122.74	131.52	141.78	152.16	160.99	0.97	1173.05	46.42	63.54
Propulsión pasiva	0.19	0.46	2.93	15.19	41.36	0.58	179.32	76.62	82.61
Propulsión lenta	39.36	56.51	73.40	90.73	108.68	0.87	638.77	108.17	132.78
Propulsión rápida	79.72	123.19	153.88	177.88	196.83	0.93	1254.10	169.99	168.98

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A13. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca dominante en el vector resultante durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0.00	0.00	0.82	3.70	6.17	0.93	48.54	9.77	9.40
Transferencias	36.24	66.87	111.59	152.14	189.67	0.84	1709.48	149.26	182.96
Traslado de cajas	37.30	93.81	157.28	210.44	252.97	0.87	2354.77	220.80	231.69
Pasar la mopa	77.39	117.08	169.33	226.53	278.44	0.87	2639.29	247.25	219.17
Ver la televisión	0.00	0.26	2.85	9.86	25.95	0.64	173.37	46.23	34.98
Trabajar con el ordenador	0.06	0.96	5.33	16.96	37.66	0.47	217.12	59.04	62.26
Ergómetros de brazos	416.10	430.33	445.17	460.55	472.82	0.98	6565.55	37.67	66.95
Propulsión pasiva	0.55	1.61	6.94	28.07	71.26	0.55	436.70	93.13	94.28
Propulsión lenta	93.84	120.36	149.43	177.62	212.79	0.91	2268.08	125.18	172.00
Propulsión rápida	159.36	225.68	271.34	303.27	330.52	0.95	3852.59	166.02	197.25

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A14. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca no dominante en el eje x durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	1,39	3,04	0,86	16,57	8,27	9,51
Transferencias	14,33	31,93	62,09	96,06	125,26	0,77	601,87	168,93	197,32
Traslado de cajas	11,40	37,11	78,46	117,56	148,97	0,82	729,16	190,51	200,33
Pasar la mopa	13,53	28,59	54,37	86,45	127,36	0,75	589,59	170,71	189,76
Ver la televisión	0	0,10	1,33	5,60	15,95	0,66	74,19	30,59	35,86
Trabajar con el ordenador	0	0	0,13	3,61	12,64	0,46	64,4	31,07	39,42
Ergómetros de brazos	104,17	112,98	122,63	132,33	142,21	0,97	1017,48	46,39	59,27
Propulsión pasiva	0	0,11	2,93	13,54	34,84	0,54	162,54	74,27	78,52
Propulsión lenta	33,79	49,93	68,16	88,27	108,72	0,86	611,64	117,27	134,68
Propulsión rápida	67,28	114,22	148,82	170,01	186,76	0,92	1181,47	174,17	173,08

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A15. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca no dominante en el eje y durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0	0	0,17	3,48	7,78	0,87	37,58	13,67	17,98
Transferencias	14,39	32,69	60,72	89,04	118,37	0,75	556,77	151,37	195,69
Traslado de cajas	16,81	40,96	75,12	109,48	142,53	0,82	699,35	183,39	191,43
Pasar la mopa	19,11	36,88	63,29	97,11	135,31	0,76	646,49	179,64	210,57
Ver la televisión	0	0,22	1,24	5,12	13,44	0,66	70,95	30,84	35,25
Trabajar con el ordenador	0	0,04	1,22	6,94	20,11	0,42	86,82	42,88	52,19
Ergómetros de brazos	240,07	253,06	266,69	281,14	292,59	0,98	2198,85	64,66	101,88
Propulsión pasiva	0	0,17	1,47	8,75	29,73	0,62	134,1	59,85	66,8
Propulsión lenta	41,87	59,49	79,71	100,46	121,04	0,86	693,11	128,98	149,66
Propulsión rápida	72,04	120,62	158,97	186,61	209,23	0,92	1291,73	194,61	192,39

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Anexos

TABLA A16. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca no dominante en el eje z durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA ₂	SD ₁	SD ₂
Estar tumbado	0	0	0	1,10	3,71	0,89	15,84	8,77	8,91
Transferencias	5,34	15,39	32,89	54,82	77,50	0,66	348,92	123,66	139,40
Traslado de cajas	20,29	50,56	94,83	133,14	171,45	0,82	867,66	218,42	242,49
Pasar la mopa	21,91	40,89	70,76	108,87	149,57	0,78	722,69	188,66	221,76
Ver la televisión	0	0,10	1,95	6,24	15,19	0,74	71,25	27,81	34,29
Trabajar con el ordenador	0	0	0,069	1,64	9,07	0,41	51,54	24,67	29,32
Ergómetros de brazos	304,3	317,86	334,63	351,03	363,83	0,98	2757,48	64,84	108,91
Propulsión pasiva	0	0,17	1,72	10,72	34,66	0,63	160,32	65,11	76,38
Propulsión lenta	47,12	67,44	89,66	113,27	142,76	0,86	809,15	149,37	183,99
Propulsión rápida	82,20	113,87	140,46	161,23	181,28	0,92	1154,06	167,74	174,71

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

TABLA A17. Media de los parámetros extraídos del acelerómetro de la muñeca no dominante en el vector resultante durante las actividades.

Actividad	P10	P25	P50	P75	P90	Din	SA₂	SD₁	SD₂
Estar tumbado	0	0	0,24	4,55	9,69	0,87	67,89	13,6	14,93
Transferencias	35,41	66,21	105,78	144,02	180,86	0,84	1620,53	161,76	173,87
Traslado de cajas	44,99	98,15	160,3	211,46	256,72	0,88	2372,92	241,17	207,91
Pasar la mopa	51,21	82,17	123,13	175,41	232,06	0,85	2012,04	184,72	234,48
Ver la televisión	0	0,6	4,0	11,79	29,24	0,64	175,07	39,30	45,80
Trabajar con el ordenador	0	0,09	1,82	10,59	29,21	0,45	178,86	44,68	53,48
Ergómetros de brazos	417,34	432,26	448,04	463,41	475,84	0,98	6602,32	45,98	60,91
Propulsión pasiva	0,08	0,82	5,66	24,66	64,14	0,58	402,93	77,80	87,43
Propulsión lenta	88,05	117,26	147,45	177,44	211,78	0,90	2223,41	147,12	181,22
Propulsión rápida	148,33	221,61	273,19	305,88	331,04	0,94	3768,43	199,85	207,17

P10 = percentil 10; P25 = percentil 25; P50 = percentil 50; P75 = percentil 75; P90 = percentil 90; Din = función autocorrelación con desfase de un segundo; SA₂ = norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución; SD₁ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución; SD₂ = norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

6.4. Anexo 4: Ecuaciones de los modelos lineales múltiples

Ecuación para la cintura:

$$\begin{aligned}
 VO_2 = & 11,096 - 0,3202X_{10} - 0,2893X_{75} - 1,4609X_{din} - 0,0287X_{SD1} - 0,0356X_{SD2} \\
 & - 0,454Y_{25} - 2,7787Y_{din} - 0,0482Y_{SD1} - 0,0348Y_{SD2} - 0,1622Z_{25} - 0,0949Z_{50} \\
 & - 0,1333Z_{75} - 2,0197Z_{90} - 0,0267Z_{SD2} + 0,1886VR_{10} + 0,2394VR_{25} + 0,3637VR_{75} + 0,1578VR_{90},
 \end{aligned}$$

donde X_{10} es el percentil 10 del eje x, X_{75} es el percentil 75 del eje x, X_{din} es la función autocorrelación con desfase de un segundo del eje x, X_{SD1} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución en el eje x, X_{SD2} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución en el eje x, Y_{25} es el percentil 25 del eje y, Y_{din} es la función autocorrelación con desfase de un segundo en el eje y, Y_{SD1} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución del eje y, Y_{SD2} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución del eje y, Z_{25} es el percentil 25 del eje z, Z_{50} es el percentil 50 del eje z, Z_{75} es el percentil 75 de eje z, Z_{90} es el percentil 90 del eje z, Z_{SD2} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución del eje z, VR_{10} es el percentil 10 del vector resultante, VR_{25} es el percentil 25 del vector resultante, VR_{75} es el percentil 75 del vector resultante y VR_{90} es el percentil 90 del vector resultante.

Ecuación para el pecho:

$$\begin{aligned}
 VO_2 = & 10,5913 + 0,0678X_{50} - 5,7322X_{din} - 0,0303X_{SD2} - 4,1861Y_{din} + 0,0178Y_{SA2} \\
 & - 0,0572Y_{SD2} - 2,7358Z_{din} - 0,0182Z_{SD1} + 0,0723VR_{90} + 7,0448VR_{din},
 \end{aligned}$$

donde X_{50} es el percentil 50 del eje x, X_{din} es la función autocorrelación con desfase de un segundo del eje x, X_{SD2} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución en el eje x, Y_{din} es la función autocorrelación con desfase de un segundo en el eje y, Y_{SA2} es la norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución del eje y, Y_{SD2} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución del eje y, Z_{din} es la

función autocorrelación con un desfase de un segundo, Z_{SD1} es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución del eje z, VR_{90} es el percentil 90 del vector resultante y VR_{din} es la función autocorrelación con desfase de un segundo.

Ecuación para el promedio de los acelerómetros:

$$VO_2 = 4,9758 - 0,0307Z_{10} + 0,0538Z_{50} - 0,0377Z_{90} - 1,1954Z_{din} + 0,0529VR_{75},$$

donde Z_{10} es el percentil 10 del eje z, Z_{50} es el percentil 50 del eje z, Z_{90} es el percentil 90 del eje z, Z_{din} es la función autocorrelación con un desfase de un segundo y VR_{75} es el percentil 75 del vector resultante.

Ecuación para la frecuencia cardiaca:

$$VO_2 = -5,3916 + 8,2692CV + 3,0097IFC + 0,013SA_2 - 0,4505SD_2,$$

donde CV es el coeficiente de variación de la frecuencia cardiaca, IFC es el índice de frecuencia cardiaca, SA_2 es la norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución y SD_2 es la norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución.

Ecuación para el acelerómetro de la muñeca no dominante y la frecuencia cardiaca:

$$VO_2 = -1,9717 - 0,0174Y_{10} + 0,0226Z_{50} - 0,0154Z_{90} + 0,0229VR_{75} \\ + 0,0661FCM - 0,392SD + 52,9919CV,$$

donde Y_{10} es el percentil 10 de eje y, Z_{50} es el percentil 50 del eje z, Z_{90} es el percentil 90 del eje z, VR_{75} es el percentil 75 del vector resultante, FCM es la frecuencia cardiaca media, SD es la desviación estándar de la frecuencia cardiaca y CV es el coeficiente de variación de la frecuencia cardiaca.