





---

# VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

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



“Nuevas perspectivas en la metodología de validación de acelerómetros  
para la estimación de la actividad física en adultos mayores”

TESIS DOCTORAL

PROGRAMA DE DOCTORADO 987-122A

DPTO. EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

PRESENTADA POR:

D. Joao Alves de Moraes Filho

DIRIGIDA POR:

Dr. D. Xavier García Massó

Dr. D. Luis-Millán González Moreno

Dr. D. Estélio Henrique Martin Dantas

Valencia, 2015

---



---

Este trabajo ha sido presentado en Julio de 2015 en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Facultad de Educación Física y Ciencias del Deporte de la Universitat de València.

Firma

---



---

Dr. D. Xavier García Massó, Profesor Ayudante Doctor de la Universidad de Valencia, adscrito al Departamento de Expresión Musical, Plástica y Corporal.

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

Dr. D. Estélio H Martín Dantas, Profesor de la Universidade Tiradentes.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “Nuevas perspectivas en la metodología de validación de acelerómetros para la estimación de la actividad física en adultos mayores”, ha sido realizado bajo su dirección, por D. Joao Alves de Moraes Filho, 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 10 de Julio de 2015

Fdo: Xavier García Massó   Fdo: Luis-Millán González Moreno   Fdo: Estélio H Martin Dantas

---



---

Deseo expresar mi agradecimiento:

En primer lugar, quiero expresar mi reconocimiento a mi director de tesis, Dr. Xavier García Massó, por su inestimable ayuda, su motivación e ilusión en momentos difíciles y por el tiempo prestado. Sin su ayuda, este trabajo no hubiera sido posible.

En segundo lugar, al Dr. Estélio Dantas, por su amistad, por encaminarme hacia este mundo y por sus sabios consejos.

Al Dr. Luis-Millán González Moreno, por creer en mi y en la realización de este trabajo.

A Maite Pellicer Chenoll, por su paciencia, disposición y colaboración durante la adquisición de datos utilizados en este trabajo.

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.

A todos los voluntarios que participaron en este estudio, y que son los verdaderos protagonistas de esta investigación.

Por último, tampoco me quiero olvidar a aquellos que han sabido estar a mi lado durante los largos años transcurridos desde mi llegada aquí, a España, comprendiéndome, soportándome, y animándome siempre a seguir adelante. A mis familiares y amigos, especialmente a mi madre que a pesar de la distancia siempre ha estado cerca, quiero dedicarles este trabajo.

---

---

Y a un amigo muy especial, Vicente Luis Pla Belda, sin ti yo no estaría aquí.

No existen palabras para expresar mi gratitud.

Muchas Gracias, Moltes Gràcies, Muito Obrigado, Grazie Mille, Dziekuje Bardzo, Thanks, Merci, Arigato

---

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN GENERAL.....	23
1.1. Gasto energético y actividad física .....	23
1.1.1. Aproximación conceptual .....	23
1.1.2. Actividad física como factor protector .....	28
1.1.3. Métodos de valoración del gasto energético y la actividad física.....	43
1.2. Hábitos de actividad física en la población adulta .....	63
1.2.1. Brasil .....	63
1.2.2. España .....	64
1.2.3. Mundial.....	65
1.3. Objetivos .....	66
2. METODOLOGÍA.....	71
2.1. Diseño del estudio .....	72
2.2. Participantes .....	73
2.3. Material .....	74
2.3.1. Analizador de gases.....	74
2.3.2. <i>Actigraph GT3X</i> .....	75
2.3.3. Camiseta Nuubo.....	76

## Índice

---

2.4. Procedimiento experimental .....	77
2.5. Procesado digital de señales .....	84
2.5.1. Análisis de las señales de consumo de oxígeno .....	85
2.5.2. Análisis de las señales de los acelerómetros .....	86
2.6. Análisis matemático .....	88
2.6.1. Variables de los modelos lineales generales .....	90
2.6.2. Validación cruzada .....	92
2.6.3. Obtención de los parámetros $b_n$ .....	93
2.6.4. Parámetros de rendimiento .....	93
3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL.....	97
3.1. Resultados .....	97
3.1.1. Consumo de oxígeno en las actividades realizadas .....	97
3.1.2. Exactitud de los modelos para el acelerómetro <i>GT3X</i> .....	99
3.1.3. Exactitud de los modelos para el acelerómetro <i>nECG</i> <i>minder</i> .....	107
3.2. Desarrollo argumental.....	115
4. CONCLUSIONES .....	135
5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	139
ANEXOS.....	157

Anexo 1.....	157
Anexo 2.....	158



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Efectos psicológicos, cognitivos y neurofisiológicos de la actividad física .....	43
Figura 1.2. Métodos de evaluación de la actividad física.....	46
Figura 2.1. Unidad portátil K4b2.....	75
Figura 2.2. Acelerómetro “GT3X Activity Monitor”.....	76
Figura 2.3. Acelerómetro Nuubo <i>nECG minder</i> .....	77
Figura 2.4. Ejemplos de las actividades realizadas en la primera rutina .....	80
Figura 2.5. Ejemplos de las actividades realizadas en la segunda rutina .....	83
Figura 2.6. Efecto del número de componentes principales incluidos en el modelo sobre los parámetros de rendimiento. ....	92
Figura 3.1. Gráficos Box-Whisker del consumo de oxígeno en las actividades realizadas .....	98
Figura 3.2. Parámetros de rendimiento para el conjunto de validación en función del conjunto de datos empleado para establecer el modelo. ....	100
Figura 3.3. Efecto del desfase en los parámetros de rendimiento de los modelos de estimación del acelerómetro GT3X.....	102
Figura 3.4. Exactitud del modelo lineal múltiple para el acelerómetro GT3X para cada una de las actividades testadas.....	106

*Índice de figuras*

---

Figura 3.5. Parámetros de rendimiento para el conjunto de validación en función del conjunto de datos empleado para establecer el modelo. ....	108
Figura 3.6. Efecto del desfase en los parámetros de rendimiento de los modelos de estimación del acelerómetro del dispositivo <i>nECG minder</i> . ....	110
Figura 3.7. Exactitud del modelo lineal múltiple para el acelerómetro del dispositivo <i>nECG minder</i> para cada una de las actividades testadas. ....	115
Figura 3.8. Ejemplo de la dinámica de los METs y las aceleraciones cuando una persona comienza a realizar una actividad. ....	125

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Clasificación de la intensidad de la actividad física en función del índice metabólico .....	25
Tabla 1.2. Recomendaciones de actividad física para la población adulta.....	30
Tabla 1.3. Métodos de evaluación de la actividad física .....	45
Tabla 1.4. Ecuaciones de estimación de la AF mediante el acelerómetro <i>Actigraph</i> . .....	57
Tabla 1.5. Modelos de regresión no lineal para el acelerómetro <i>Actigraph</i> . .....	61
Tabla 2.1. Primera rutina de actividades .....	79
Tabla 2.2. Segunda rutina de actividades .....	82
Tabla 3.1. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio temporal. ....	103
Tabla 3.2. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio frecuencial.....	104
Tabla 3.3. Correlación de Pearson entre los METs y las variables que informan de la estructura temporal de la señal . ....	104
Tabla 3.4. Parámetros de rendimiento de los modelos lineales obtenidos para el acelerómetro <i>Actigraph GT3X</i> . ....	105
Tabla 3.5. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio temporal. ....	111

*Índice de tablas*

---

Tabla 3.6. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio frecuencial..... 112

Tabla 3.7. Correlación de Pearson entre los METs y las variables que informan de la estructura temporal de la señal . ..... 112

Tabla 3.8. Parámetros de rendimiento de los modelos lineales obtenidos para el acelerómetro *nECG minder*. ..... 113

## ABREVIATURAS

AF: actividad física

CT: conjunto con datos de transición

EAM: error absoluto medio

ECM: error cuadrático medio

FC: frecuencia cardiaca

GE: gasto energético

HDL: lipoproteínas de alta densidad

LDL: lipoproteínas de baja densidad

MET: índice metabólico

NA<sub>2</sub>: norma vectorial de los coeficientes de aproximación de segundo nivel de resolución

ND<sub>1</sub>: norma vectorial de los coeficientes de detalle de primer nivel de resolución

ND<sub>2</sub>: norma vectorial de los coeficientes de detalle de segundo nivel de resolución

OMS: Organización Mundial de la Salud

r: coeficiente de correlación de Pearson

r<sup>2</sup>: coeficiente de determinación

ST: conjunto sin datos de transición

ST2: conjunto de ajuste sin datos de transición y conjunto de validación con datos de transición

VO<sub>2</sub>: consumo de oxígeno

VR: vector resultante



---

# **1. INTRODUCCIÓN GENERAL**

---



## **1. INTRODUCCIÓN GENERAL**

### **1.1. Gasto energético y actividad física**

#### **1.1.1. Aproximación conceptual**

Uno de los aspectos más importantes en cualquier estudio sobre la evaluación de la actividad física (AF) es realizar una correcta aproximación conceptual. La AF es un fenómeno extremadamente complejo, (1-3) siendo actualmente considerado como cualquier movimiento corporal voluntario (3) al que se le atribuye un significado determinado en función del contexto en el que es realizado.

El concepto de AF viene siendo objeto de modificaciones a lo largo del tiempo y de todas las definiciones que se pueden encontrar en la literatura, la de Caspersen et al. (1) es una de las que ha sido más ampliamente aceptada (4-8). Según estos autores, la AF es entendida como cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos que resulte en un gasto energético. Siendo así, toda actividad protagonizada por el sujeto en su día a día y que contribuye en el gasto energético total se considera AF. En este sentido podemos encontrar diferentes tipos de AF en función de su finalidad: la AF en los desplazamientos, en las tareas cotidianas, en las actividades de ocio, en las actividades deportivas, en el trabajo, etc...

La AF es frecuentemente entendida como un constructo multidimensional donde se incluyen variables como el tipo, la frecuencia, la intensidad, la duración y, aunque menos frecuente, la circunstancia y el propósito de la actividad (2, 4). Según estos autores, tanto el entorno físico (e.g., las circunstancias en las que se realiza la actividad, como

### *Introducción general*

---

pueden ser, altitud, temperatura ambiente, entre otros) como el estado emocional o psicológico, pueden alterar los efectos fisiológicos de una actividad. Por otro lado la combinación de la frecuencia, la intensidad y la duración de la AF viene representada por la cantidad de energía utilizada durante la realización de dicha AF.

Por este motivo y debido al hecho de que la existencia humana obedece a la ley de conservación de energía, la medición y cuantificación de la AF es frecuentemente expresada en términos de gasto energético (2), aunque puedan utilizarse también otras alternativas. La cantidad de energía necesaria para la realización de una actividad puede ser medida en kcal o kJ. Como alternativa, la AF puede ser expresada en vatios, como la cantidad de trabajo producido, en consumo de oxígeno ( $VO_2$ ), en unidades de aceleración o como un valor numérico obtenido a partir de las respuestas dadas a un cuestionario (2).

No obstante, una de las medidas más habituales es el índice metabólico (MET). Un MET equivale al  $VO_2$  por kilo y por minuto que necesita una persona en una situación de reposo. Por tanto, los METs son una medida que indica cuantas veces es superior el  $VO_2$  que cuando la persona se encuentra en situación de reposo. Esta medida tiene además la ventaja de estar normalizada en función de las características del propio sujeto de forma que el peso corporal o la composición corporal no influyen en ella. La Organización Mundial de la Salud (OMS), empleando los METs, realizó una clasificación de la AF en ligera, moderada, vigorosa (tabla 1.1) (5). Esta clasificación es de gran importancia ya que las recomendaciones de AF saludable normalmente vienen expresadas en minutos semanales de AF moderada a vigorosa. Por todo ello, conociendo los METs que alcanzan las personas en cada minuto de su

vida diaria durante una semana tipo se puede determinar si alcanzan o no las recomendaciones de AF para la salud propuestas por las diferentes instituciones.

Tabla 1.1. Clasificación de la intensidad de la actividad física en función del índice metabólico

---

---

<b>Intensidad</b>	<b>METs</b>
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*

Es importante resaltar que, aunque la AF puede expresarse en unidades de gasto energético, estos dos conceptos no deben ser empleados como sinónimos. En primer lugar porque, a pesar de que el gasto energético puede ser una consecuencia de la AF, cuando hablamos de gasto energético total, incluimos otros datos como la tasa de metabolismo basal y el efecto térmico inducido por la asimilación y digestión de los alimentos. En segundo lugar, porque la cantidad de energía utilizada por un individuo es entendida siempre como un valor relativo, valorado en función de su masa corporal. Un individuo de pequeñas dimensiones que sea extremadamente activo puede gastar diariamente la misma cantidad de kcal que un individuo de dimensiones mayores y que sea sedentario. De ahí que no se pueda afirmar que sean similares en términos de AF (6). Por ello, siempre que la AF sea medida en términos de gasto energético, kcal o kJ, la masa corporal del individuo debe ser tomada en consideración.

### *Introducción general*

---

Es importante resaltar que el gasto energético diario total está compuesto por 3 componentes (2, 9):

- La tasa del metabolismo basal, que refleja la energía necesaria para mantener las actividades metabólicas de las células y tejidos, la circulación sanguínea, respiración, funciones renales y gastrointestinales. Su contribución equivale a 60-65% del gasto energético total.
- El efecto térmico de la alimentación, asociado a mecanismos como la absorción, digestión, transporte y almacenamiento, siendo principalmente determinado por la cantidad y composición de los alimentos ingeridos. Con una alimentación equilibrada su contribución es de aproximadamente el 10% del gasto energético total.
- El gasto energético debido a AF, que está asociado al movimiento realizado por el individuo durante el día. Este componente depende del nivel de AF. Para un individuo inactivo, su gasto energético por AF corresponde a cerca del 20-30% del gasto energético total.

Los dos primeros componentes presentan una variabilidad individual pequeña (su contribución en el gasto energético diario total es de cerca del 60 a 75%). Por otro lado, la mayor fuente de variaciones en el gasto energético total se produce sin duda en los valores de AF realizados por los sujetos (2, 10).

Por otro lado, usualmente se emplea el concepto de ejercicio físico como sinónimo de AF. No obstante es importante destacar las diferencias que existen entre ellos. El ejercicio físico es un tipo de AF realizada de forma intencional, planeada, repetitiva y estructurada, que es realizada para el

mantenimiento de la salud y/o la mejora de la condición física. Por tanto todo ejercicio físico es AF, pero no toda AF es ejercicio físico (11). Por ejemplo, arreglar el jardín puede suponer una AF de intensidad moderada, pero esta actividad no sería ejercicio físico ya que su finalidad no es mantener o mejorar la salud/condición física.

Antes de pasar al siguiente apartado es importante establecer las diferencias existentes entre sedentarismo e inactividad física. Estos dos conceptos son empleados como sinónimos en algunas ocasiones, no obstante existen diferencias importantes entre ellos. Conocer estas diferencias nos ayudará a entender mejor apartados posteriores de este documento en el que se establecen tanto el sedentarismo como la inactividad física como factores de riesgo para la salud. En primer lugar, el sedentarismo se refiere a los comportamientos que se realizan en posición de sedestación o decúbito y que requieren de un gasto energético menor de 1,5 METs (12). Por tanto un estilo de vida sedentario es aquel en el que se emplean demasiadas horas del día realizando actividades tales como ver la tele, trabajar/jugar con el ordenador, jugar con videoconsolas no activas, leer...

Por otro lado, la inactividad física se refiere a un estilo de vida en el que no se realiza suficiente AF. En apartados posteriores veremos que cantidad de AF se considera suficiente para producir mejoras para la salud. Por tanto, aquellas personas que superen este umbral se podrán clasificar como personas físicamente activas mientras que los que no lo hagan serán personas inactivas.

Por lo que se desprende de las dos definiciones anteriores, los conceptos de inactividad física y sedentarismo están relacionados pero no son sinónimos. Podría ocurrir que una persona sea físicamente activa

(realice la AF necesaria para obtener beneficios saludables) pero que, sin embargo, tenga una vida sedentaria porque realice un gran número de actividades sedentarias. También podría ocurrir lo contrario, personas que tienen un estilo de vida en el que realicen pocas actividades sedentarias pero que no alcancen los mínimos de AF recomendados.

### **1.1.2. Actividad física como factor protector**

Según un estudio publicado en 2008 por la *US Department of Health and Human Services* (13), la mortalidad por todas las causas es atenuada por la practica regular de AF. Fuertes evidencias indican que la AF disminuye el riesgo de desarrollo de enfermedad de las arterias coronarias, infarto, hipertensión, diabetes tipo II, cáncer de mama y de colón, ganancia de peso excesivo, depresión, ansiedad y pérdida de funciones cognitivas (13). También se han observado evidencias del mantenimiento de la capacidad funcional de los ancianos, mantenimiento y control de peso, mejoras en la calidad del sueño y reducción de riesgo de fractura del fémur y osteoporosis (13) si se realiza suficiente AF. Además, un estilo de vida físicamente activo aumenta la sensación de energía (14) y bienestar físico y mental (15) estando asociado a una mejora de la calidad de vida de los individuos (16, 17).

Desde la década de los 70, época en la que surgieron las primeras recomendaciones para la práctica de AF por parte del *American College of Sports Medicine* (18), varias recomendaciones han sido publicadas por parte de diferentes organizaciones profesionales y agencias gubernamentales. Su número ha aumentado considerablemente después de las recomendaciones para mantenimiento de la salud del *Centers for Disease Control and Prevention* (19) y *U.S. Surgeon General* (13), que concluyeron que todos los adultos deberían acumular 30

minutos o más de AF de intensidad por lo menos moderada durante la mayoría o preferentemente, todos los días de la semana.

Tales recomendaciones tuvieron como objetivo concienciar a la población de los beneficios inherentes a la práctica regular de AF y aclarar la cantidad e intensidad necesaria para obtener mejoras de salud, reducción de la susceptibilidad a las enfermedades y disminución de la mortandad (19).

Una de las recomendaciones de mayor repercusión ha sido la de la OMS. En la tabla 1.2 se encuentran las recomendaciones más recientes de esta organización (20) sobre la cantidad de AF recomendada para adultos aparentemente sanos. Éstas reflejan las evidencias científicas actuales relativas a la práctica de AF, siendo aplicables a todos los adultos, sin importar su género, raza o estatus social.

Pero además de las recomendaciones para la práctica de AF es importante tener en cuenta el comportamiento sedentario de la población y la relación que éste establece con efectos adversos para la salud. No es suficiente con averiguar si una persona cumple con las cantidades adecuadas de AF semanal, también es preciso determinar la cantidad de tiempo que emplea en la ejecución de actividades sedentarias (21). Particularmente, el tiempo diario invertido por las personas en la posición “sentada” ha sido asociado con un aumento del riesgo de mortalidad por todas las causas y enfermedad cardiovascular, independientemente de los niveles de AF de ocio y valores de índice de masa corporal de los participantes (22).

Tabla 1.2. Recomendaciones de actividad física para la población adulta.

<b>POBLACIÓN</b>	<b>RECOMENDACIONES BÁSICAS</b>
Adulta (18- 64 años)	<ul style="list-style-type: none"><li>• Deben realizar por lo menos 150 minutos de AF aeróbica de intensidad moderada a lo largo de la semana o por lo menos 75 minutos de AF aeróbica de intensidad vigorosa a lo largo de la semana, o una combinación equivalente de AF de intensidad moderada y vigorosa.</li><li>• La actividad aeróbica debe ser realizada en sesiones con duración de por lo menos 10 minutos.</li><li>• Para beneficios adicionales sobre la salud, debe ser aumentada la práctica de AF aeróbica de intensidad moderada a 300 minutos por semana o realizar 150 minutos de AF aeróbica de intensidad vigorosa por semana o una combinación equivalente de AF de intensidad moderada y vigorosa.</li><li>• Actividades de fortalecimiento muscular involucrando a los grandes grupos musculares, 2 o más días por semana.</li></ul>

También, sin depender de los niveles de AF, el comportamiento sedentario (principalmente ver la televisión), fue asociado a un aumento significativo del riesgo de desarrollo de diabetes tipo II y obesidad, mientras que la AF de intensidad ligera a moderada fue asociada a un menor riesgo de padecer las mismas (23).

La inactividad es reconocida actualmente como una prioridad en el área de la salud pública pues aumenta el riesgo de padecer varias enfermedades crónicas, enfermedades mentales y mortalidad prematura (22, 23). Sin embargo, a pesar de la evidencia acumulada sobre sus beneficios, los niveles de actividad física van disminuyendo progresivamente en los Estados Unidos (24).

En un estudio realizado en varios estados norteamericanos, Martin et al., aplicaron un cuestionario por teléfono que llegó a más de 2000 hogares americanos para determinar el nivel de actividad física de la población.

La clasificación de los individuos como activos o inactivos que utilizaron siguió las directrices del *Center for Disease Control*. El porcentaje de sujetos que mostró inactividad física durante el tiempo de ocio (definido como menos de 150 minutos/semana de AF moderada o 60 minutos/semana de actividad física intensa) fue superior al 60% (25). La adhesión a la AF continuada también es muy baja, ya que apenas uno de cada diez americanos adultos sigue un patrón de constancia en la práctica de AF (26), mientras que el porcentaje de abandono de los programas de AF es del 25% al 35% de los participantes adultos en las primeras veinte semanas (16).

A pesar de las evidencias de que la AF previene la aparición de varias enfermedades crónico-degenerativas y es capaz de preservar la movilidad en los mayores, hay una tendencia a un declive en el nivel de la AF con el aumento de la edad. Dicho declive es más pronunciado en mujeres, poblaciones de baja renta y bajos niveles de escolarización (27, 28). Menos del 10% de los ancianos realizan actividades deportivas o carreras y la actividad desarrollada con mayor frecuencia es caminar (29).

#### *Actividad física y enfermedades cardiovasculares*

Las enfermedades cardiovasculares son las patologías sobre las que más estudios se han realizado en lo que se refiere al factor protector de la AF. Hace más de cincuenta años que algunos autores encontraron las primeras evidencias de la asociación entre enfermedad cardiovascular e inactividad física. Morris et al., (1953) compararon la incidencia de enfermedades arteriales coronarias entre carteros y sus colegas que desarrollaban funciones burocráticas. Observaron una menor ocurrencia de enfermedades arteriales en los carteros debido a que su labor los

### *Introducción general*

---

hacia más activos (30). Más tarde, en un estudio que evaluó la incidencia de enfermedades coronarias en conductores y cobradores de autobús en Londres, se obtuvieron resultados similares ya que encontraron una menor incidencia en los cobradores, los cuales eran más activos pues subían y bajaban las escaleras de los autobuses de dos plantas (31). Aunque posteriormente el método utilizado en estos estudios haya sido discutido y criticado, su importancia histórica permanece.

Recientemente, varios estudios prospectivos evidencian que un comportamiento sedentario, con poca AF recreativa, ocupacional o en las tareas del hogar constituye uno de los mayores factores de riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares. Paffenbarger et al., (1986) evaluó la AF de 16936 ex alumnos de Harvard durante 16 años, y encontró que en el período del 12º al 16º año de seguimiento ocurrieron 1413 muertes. El estudio evidenció que la práctica de AF (caminar, subir escaleras y practicar juegos deportivos) se relacionó a la inversa con la mortalidad total, sobretodo en la muerte por causas cardiovasculares o respiratorias. Las tasas de mortalidad general y cardiovascular fueron cerca de un tercio menos en aquellos con gasto calórico de 2000 kcal/semanales o más (equivalente a una hora caminando todos los días de la semana) (32).

El *Nurse's Health Study*, que realizó un seguimiento de 14 años a más de 80000 enfermeras americanas, demostró que la adhesión a un estilo de vida saludable que incluya una dieta rica en fibras y pobre en grasas saturadas, AF y abstinencia del hábito de fumar estuvo asociada con un riesgo muy bajo de enfermedad coronaria (33).

Manson et al., (2002) realizaron un seguimiento a 73743 mujeres postmenopáusicas de entre 50 y 79 años en el proyecto *Women's Health Initiative*. En este estudio concluyeron que se produce una importante reducción de accidentes coronarios y cardiovasculares totales tanto en las mujeres que caminaban como en las que practicaban AF vigorosa. Estos hallazgos fueron independientes de la raza, la edad y el índice de masa corporal. En contrapartida las mujeres que pasaban mucho tiempo sentadas a lo largo del día, tuvieron aumento de riesgo cardiovascular (34).

En otro estudio, donde más de 27000 mujeres fueron observadas por un período medio de 10 años, se encontró una relación inversa entre los niveles de AF y riesgo de enfermedades cardiovasculares. Usando como referencia el grupo con GE por AF de menos de 200 kcal/semana, la reducción del riesgo relativo asociado con un incremento del GE de 200 a 500, de 600 a 1499 e igual o mayor que 1500 kcal/semana fue de 27%, 32% y 41% respectivamente (35).

En relación a la población anciana, en un estudio realizado en 2678 hombres entre 71 y 93 años se observó la cantidad de distancia que caminaban desde 1991 a 1993. Los hallazgos evidencian que la incidencia de enfermedad cardiovascular fue menor cuanto mayores fueron las distancias que caminaban. Este efecto cardíaco/protector aparecía incluso en aquellos individuos que caminaban poco. Los autores demostraron además una reducción del 15% del riesgo de desarrollo de enfermedad cardiovascular a partir de 804 metros de caminata diaria (36).

*Actividad física e hipertensión arterial sistémica*

Se sabe que uno de los más importantes y variables factores de riesgo para las enfermedades cardiovasculares es la hipertensión arterial. Diversos estudios epidemiológicos han demostrado que la presión arterial elevada predispone a accidentes vasculares cerebrales, enfermedad arterial coronaria e insuficiencia cardiaca congestiva, entre otros (37, 38).

Se ha observado que los programas de ejercicio a largo plazo consiguen reducir la incidencia de hipertensión en personas sanas (39, 40). Dunn et al., (1999) realizaron un ensayo clínico aleatorio que incluyó 116 hombres y 119 mujeres, todos previamente sedentarios. El objetivo del estudio era comparar los efectos de 24 meses de intervención durante los que un grupo siguió un programa de modificación de la AF durante su vida cotidiana y el otro grupo siguió un programa de ejercicio físico tradicional y estructurado. La presión arterial fue evaluada como desenlace secundario, y se encontró una importante reducción de los niveles de presión sistólica y diastólica tanto en el grupo que modificó su AF mediante actividades del día a día como en el grupo de la AF estructurada (41).

En un análisis de 54 estudios aleatorios y controlados, se puso en evidencia que el ejercicio aeróbico estaba asociado a una reducción significativa de la presión arterial. Dicho efecto fue evidente en participantes hipertensos y con presión arterial normal y además en individuos con sobrepeso y peso normal. Para la presión sistólica la reducción media fue de 3,8 mmHg, y para la diastólica de 2,6 mmHg. Los autores de este trabajo concluyeron que un aumento de la AF aeróbica debe ser considerado como un componente importante en la

modificación del estilo de vida para la prevención y el tratamiento de la hipertensión arterial sistémica (42).

Aún son escasas las publicaciones que evalúan los efectos de la AF en la presión arterial de los ancianos, siendo los datos existentes no determinantes. En un ensayo clínico aleatorio con pacientes de entre 55 y 75 años con hipertensión no tratada, sometidos a un programa de ejercicios aeróbicos y fuerza resistencia, fue evaluado el efecto de la AF sobre la reducción en los niveles de presión arterial. Después de seis meses, el programa de ejercicios disminuyó la presión diastólica, pero no la sistólica (43).

#### *Actividad física y dislipidemia*

Niveles elevados de colesterol de baja densidad (LDL-C) y niveles bajos de colesterol de alta densidad (HDL-C) son factores de riesgo independientes para las enfermedades arteriales coronarias (44). En hombres por encima de los 65 años, aproximadamente la mitad de las muertes son atribuidas a enfermedades arteriales coronarias. La hipercolesterolemia es el factor de riesgo modificable más importante en la enfermedad arterial coronaria en ancianos, ya que una gran proporción de esta población presenta este factor de riesgo (45).

La hipertrigliceridemia también está asociada al aumento de riesgo de enfermedad cardiovascular. Un meta-análisis de estudios prospectivos evaluó la asociación entre niveles séricos de triglicéridos y enfermedades cardiovasculares en 46413 hombres. En este estudio se encontró un aumento del riesgo de sufrir enfermedades cardiovasculares del 32% en los individuos con triglicéridos elevados (46).

### *Introducción general*

---

La hipercolesterolemia es más frecuente en ancianas que en ancianos. Entre los 65 y los 74 años, la hipercolesterolemia afecta al 40% de las mujeres y al 17% de los hombres. A partir de los 75 años estas diferencias en la prevalencia de la hipercolesterolemia entre sexos van desapareciendo hasta igualarse alrededor de los 80 años (47).

Estudios de intervención han demostrado que los perfiles desfavorables de lípidos y lipoproteínas pueden mejorar con el entrenamiento físico (48). Un estudio de la Universidad de Stanford asignó aleatoriamente a 180 mujeres postmenopáusicas y 197 hombres, ambos con bajos niveles de HDL-C y niveles moderadamente elevados de LDL-C, en 4 grupos de intervención: i. ejercicio aeróbico, ii. dieta, iii. dieta y ejercicio y iv. ningún tratamiento. A pesar de que no se obtuvieron cambios significativos de HDL-C de los grupos, se observó una reducción significativa del LDL-C en los hombres y las mujeres del grupo de dieta y ejercicio en comparación con el grupo control. Además, se encontró una reducción del LDL-C en los hombres del grupo dieta y ejercicio en comparación con el grupo de hombres que sólo realizó ejercicio. En el grupo de la dieta aislada no hubo reducción significativa del LDL-C en relación al grupo de control, en ningún sexo. Estos hallazgos corroboran la importancia de la AF en el tratamiento de niveles elevados de LDL-C (49).

Por otro lado, un estudio en el que se realizó un seguimiento durante dos años a casi 500 individuos sometidos a un programa de caminar durante treinta minutos con diferentes grados de intensidad y frecuencia, demostró un importante aumento de  $VO_2$  máximo. Sin embargo, con relación al colesterol, sólo ocurrió una mejora en la proporción colesterol total/HDL-C en el grupo que se ejercitó con alta frecuencia y alta

intensidad (50). Otro estudio siguió a más de 100 hombres y mujeres durante ocho meses. Los participantes fueron divididos en grupos: alta cantidad de ejercicio de alta intensidad (i.e., carrera de 32 km por semana a 65-80% del VO<sub>2</sub> máximo), baja cantidad de ejercicio de alta intensidad (i.e., carrera de 19 km por semana a 65-80% del VO<sub>2</sub> máximo) y baja cantidad de ejercicio de moderada intensidad (i.e., caminata de 19 km por semana a 40-55% del VO<sub>2</sub> máximo). Aunque ninguno de los grupos estudiados presentó una mejora significativa en las concentraciones de colesterol total y LDL-C, el grupo que hizo gran cantidad de ejercicio de alta intensidad, presentó un aumento en el tamaño medio de las partículas de LDL y una importante reducción de las sub fracciones pequeñas y densas del LDL, consideradas más aterogénicas. El HDL-C aumentó de forma significativa solamente en el grupo de gran volumen y alta intensidad. También se observó una reducción importante de los triglicéridos en los tres grupos, pero es posible que este efecto se debiese a la reducción del peso de los participantes (51).

En una revisión de ensayos clínicos aleatorios para evaluar el efecto de los programas de AF en dislipidemias relacionadas con la obesidad, fueron encontrados muy pocos estudios que pusieran en evidencia el papel aislado de la AF. A pesar de ello, los datos sugieren claramente que la suma de un programa de AF y una dieta hipocalórica y pobre en grasas aumenta los niveles de HDL-C y disminuye los niveles de triglicéridos y de LDL-C en hombres y mujeres con dislipidemia asociada a obesidad (52).

*Actividad física y obesidad*

No solamente la literatura médica, sino también la prensa, han dado a conocer que un número sin precedentes de adultos y niños norteamericanos son obesos. Más de la mitad de los adultos (i.e., 54,9%) y más del 20% de niños presentan sobrepeso u obesidad. Además, el número de adultos obesos aumentó en un 61% entre el 1991 y 2000 (53, 54).

Por otro lado, cabe observar como pequeños cambios en el comportamiento de los individuos puede producir un gran impacto para su salud. Recientemente, Frank et al., (2004) estudiaron a 10878 personas blancas y negras, de ambos sexos, en 13 regiones de Atlanta. Tal estudio concluyó que cada kilómetro de caminata diaria estaba asociado a una disminución del 8% de padecer obesidad. El mismo estudio constató que cada hora de transporte diario en coche significaba un aumento del 6% en el riesgo de padecer obesidad (55).

Uno de los estudios que confirman la acción positiva de la AF, estudió a 179 mujeres postmenopáusicas, sedentarias, con exceso de peso y entre los 50 y 75 años. Al principio del estudio, esas mujeres caminaban a una intensidad del 40% de su frecuencia cardíaca máxima y aumentaban progresivamente la intensidad hasta llegar al 75%. Los grupos que alcanzaron la recomendación del *Center of Disease Control* (i.e., por lo menos 150 minutos a la semana de actividad física) consiguieron disminuir significativamente el porcentaje de grasa corporal, mientras que el grupo de control y aquellos que no alcanzaron las recomendaciones, no consiguieron disminuir este porcentaje. La grasa abdominal de esas mujeres también fue evaluada, utilizando para ello la resonancia magnética nuclear. Todos los grupos que caminaron

disminuyeron el acumulo de grasa abdominal y esa disminución fue directamente proporcional al tiempo de caminata semanal (56).

### *Actividad física y diabetes tipo 2*

La diabetes tipo 2 es un importante factor de riesgo de enfermedad cardiovascular, de muerte y otras enfermedades (57). En los Estados Unidos, la incidencia de diabetes aumentó un 41% (de 4.9 a 6.9 personas de cada 1000) entre 1997 y 2003, siendo la creciente obesidad de la población una de las principales causas de este incremento (58). Actualmente, aproximadamente 20,8 millones de norteamericanos (el 7% de la población) sufre diabetes (59). En cuanto a las personas mayores, el 20% de las personas caucásicas de más de 75 años padecen diabetes tipo 2 (60).

Los programas de ejercicio físico han demostrado ser eficientes para mejorar el control glicémico de los diabéticos, su sensibilidad a la insulina y la tolerancia a la glucosa (61). De entre las posibles AF, andar, por ser un modo eficiente y de bajo impacto, acaba siendo la más recomendada para diabéticos (62).

En un estudio en diabéticos mayores (66 años de media) de ambos sexos, se aplicó un programa de ejercicios de fuerza de 16 semanas con el que se obtuvo una disminución de los niveles de glucosa en la sangre, un aumento de los depósitos de glucógeno muscular, una reducción de la presión sistólica y de la grasa del tronco y un aumento de la masa muscular. Como consecuencia de la realización del ejercicio hubo una reducción del 72 % en los medicamentos empleados por los sujetos para controlar su nivel glucémico. Por otro lado, los individuos del grupo control no obtuvieron mejora en los parámetros evaluados. Además, el

### *Introducción general*

---

42% de los sujetos de este grupo tuvieron que aumentar la cantidad de fármacos que emplearon para controlar su glucemia. Por tanto, el ejercicio de fuerza también puede ser beneficioso en personas mayores con diabetes, ya que el envejecimiento provoca una disminución de la fuerza y de la masa muscular, lo que acaba afectando al metabolismo de manera indeseable (61).

En la Universidad de Pensilvania se realizó un estudio prospectivo en 5990 varones que fueron observados durante 10 años. A lo largo de ese período 202 (3,3%) desarrollaron diabetes tipo 2. El riesgo relativo fue sustancialmente menor en aquellos hombres que se ejercitaban regularmente (reducción del 6% por cada 500 kcal de gasto energético por AF a la semana). El beneficio fue aun mayor en los individuos con alto riesgo de padecer diabetes tipo 2, como los obesos, los hipertensos y aquellos con historial familiar de diabetes (63).

La AF de intensidad moderada fue asociada a una reducción de la incidencia de diabetes tipo 2 en hombres finlandeses. El ratio de posibilidades de padecer diabetes tipo 2 fue de 0,44 en el grupo de hombres que se ejercitaba en intensidad moderada comparado con el grupo que no se ejercitaba (64). También se han encontrado resultados similares en mujeres (65).

Los beneficios de la AF también fueron observados en individuos con intolerancia a la glucosa. En un estudio prospectivo en Suecia, que duró 6 años, un programa de dieta y ejercicio físico fue aplicado en 181 hombres que tenían intolerancia a la glucosa. Estos individuos fueron comparados con 79 hombres con las mismas características y que no siguieron el programa. Después de 5 años de seguimiento, la tolerancia a la glucosa había mejorado en el 76 % del grupo de dieta y ejercicio y

se observó un deterioro en el 67% del grupo control. El grupo de intervención también presentó una menor tasa de progresión de la diabetes tipo 2 (11 % contra 29 %) (66).

Un importante estudio evaluó el efecto de una intervención sobre el estilo de vida y la administración de metformina sobre la prevención o el retraso del desarrollo de diabetes en pacientes con glicemia de ayuno o test de sobrecarga de glucosa alterados. Más de 3000 pacientes, con edad media de 51 años, fueron separados en tres grupos: i. placebo, ii, metformina dos veces al día y iii, modificación en el estilo de vida con el objetivo de perder 7 % del peso corporal practicando AF (i.e., por lo menos 150 minutos/semana). El grupo de modificación en el estilo de vida redujo la incidencia de diabetes tipo 2 en un 58 % y la metformina la redujo en un 31 % comparados con el grupo placebo (67). Este estudio muestra como los cambios en el estilo de vida, concretamente en los hábitos de AF, pueden contribuir a la prevención de la diabetes tipo 2 en mayor medida que los fármacos diseñados para tal propósito.

En los Estados Unidos, se comprobó que el sobrepeso y la obesidad fueron los factores de riesgo más importantes para la diabetes tipo 2 en un grupo de 84942 mujeres. Además, la inactividad física, una dieta inadecuada, y el consumo de tabaco y alcohol también aumentaron acentuadamente el riesgo de padecer diabetes. En este estudio se demostró que el 91% de los casos de diabetes puede ser atribuido a un estilo de vida inadecuado (68).

Conforme lo expuesto arriba, la obesidad y la inactividad física son factores de riesgo independientes para la diabetes tipo 2. La AF, a su vez, podría mitigar el impacto del sobrepeso en el riesgo de desarrollo de

### *Introducción general*

---

diabetes, además de ejercer un papel importantísimo en la disminución de la mortalidad general (69).

#### *Actividad física y otras situaciones clínicas*

La AF también es de fundamental importancia en la prevención de la osteoporosis, ya que ayuda a mantener la densidad mineral ósea, además de incrementar la masa muscular. En los mayores, eso es especialmente importante para mejorar la fuerza y la movilidad, lo que acaba por prevenir fracturas y mejorar la calidad de vida en general (70).

En relación al cáncer de mama, un estudio reciente realizado en la *Harvard Medical School*, mostró que las mujeres que caminaban por lo menos una hora a la semana tuvieron una disminución en el riesgo relativo de muerte por cáncer. Eso indica que cualquier categoría de AF por encima de 3 METs está asociada a una disminución en el riesgo de muerte por cáncer. La protección fue mayor en aquellas portadoras de tumores hormono-dependientes y practicantes de niveles medios de actividad física (de 3 a 5 horas/semana; con una intensidad de 3,2 a 4,7 km/h) (71). Para el cáncer de colon también hay evidencias de que la AF regular ejerce un factor protector (70).

Además de los beneficios fisiológicos de la AF en el organismo, las evidencias muestran que existen modificaciones en las funciones cognitivas de los individuos que realizan AF de forma regular. Estas evidencias sugieren que los procesos cognitivos se vuelven más rápidos y más eficientes en individuos físicamente activos por mecanismos directos e indirectos. Entre los mecanismos directos destacan la mejor circulación cerebral y la alteración en la síntesis y degradación de neurotransmisores. Por lo que respecta a los indirectos se encuentra la

disminución de la presión arterial, la disminución en los niveles de LDL en el plasma, la disminución de los triglicéridos y la inhibición de la agregación de plaquetas (15, 72, 73).

La AF también tiene un efecto positivo sobre aspectos psicológicos de la salud de las personas. Entre ellos destaca la disminución de la tensión emocional (puede ser considerada como uno de los más importantes). El resto de efectos psicológicos positivos de la AF pueden consultarse en la figura 1.1.

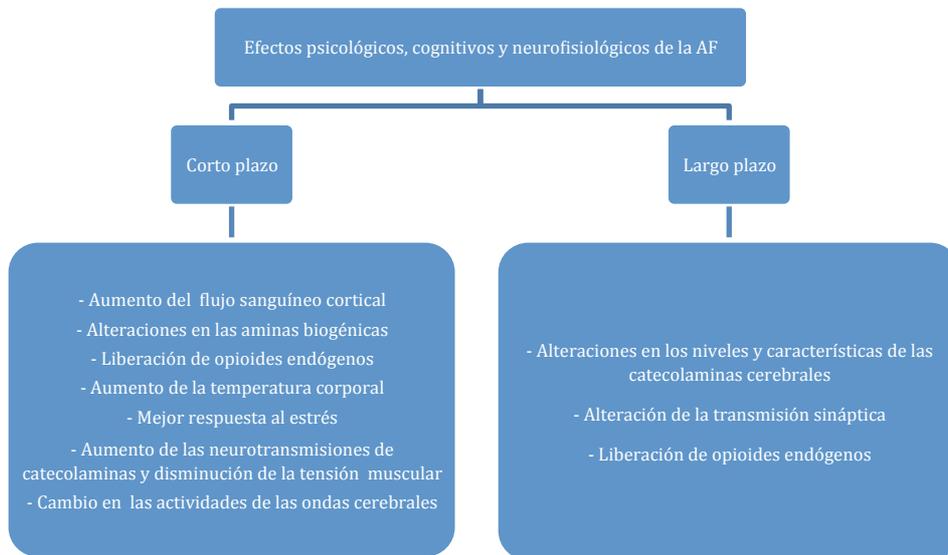


Figura 1.1. Efectos psicológicos, cognitivos y neurofisiológicos de la actividad física [Modificado de Dantas (72) y Matsudo (73)].

### 1.1.3. Métodos de valoración del gasto energético y la actividad física

La evaluación de la AF puede ser utilizada con diversos objetivos (74): i. descripción de los hábitos de AF de una población; ii. análisis de la

asociación/efectos entre la inactividad física y la salud; iii. cuantificación de la dosis respuesta de dicha asociación/efecto; iv. monitorización de los cambios del GE durante periodos largos de tiempo (estudios longitudinales); v. evaluación de intervenciones dirigidas al aumento de la práctica de AF; vi. estratificación del riesgo de accidentes cardiovasculares durante el esfuerzo físico y vii. monitorización del GE de cualquier actividad humana.

De modo ideal, la evaluación de la AF debe ser realizada en condiciones de estilo de vida (sin modificación del comportamiento de los sujetos por las condiciones experimentales), durante periodos de tiempo suficientemente largos para llegar a ser representativos del nivel de actividad habitual y que presenten la mínima incomodidad para los participantes (74). No obstante, hasta el momento, no existe ningún método ideal para cuantificar el GE debido a la AF, y que a su vez ofrezca información sobre la naturaleza de esa actividad (75).

En la literatura es posible encontrar una gran diversidad de métodos de evaluación de la AF (2) (tabla 1.3 y figura 1.2). Cada uno de estos métodos permite evaluar sólo una parte del “todo” correspondiente a la AF. Por ejemplo, mientras unos instrumentos miden el GE, otros miden la frecuencia, duración, intensidad y/o tipo de actividad (76).

La elección del método más adecuado para la evaluación de la AF depende de varios factores tales como los objetivos del estudio, componentes de interés, características de la población a seguir, período de tiempo necesario para recoger y tratar los datos, grado de invasión y recursos materiales y económicos disponibles (77).

Para facilitar su distinción, podemos dividir los métodos de evaluación de la AF en métodos de referencia, métodos subjetivos y métodos objetivos.

Tabla 1.3. Métodos de evaluación de la actividad física [modificado de Laporte et al., 1985 (7)].

<b>Métodos de Laboratorio</b>	<b>Métodos de Campo</b>
1.Fisiológicos - Calorimetría directa - Calorimetría indirecta	1.Diario 2.Clasificación Profesional 3.Cuestionarios y entrevistas
2.Biomecánicos - Plataforma de Fuerza	4.Marcadores fisiológicos (Agua Doblemente Marcada) 5.Observaciones comportamentales 6.Monitorización mecánica y electrónica -Sensores de movimiento -Podómetro -Acelerómetro -Monitores de frecuencia cardíaca 7.Aporte Nutricional

Los métodos de referencia presentan como principal función la validación de otros métodos. En dicha categoría se incluyen la calorimetría directa, calorimetría indirecta y el agua doblemente marcada. La utilización de cada método depende de lo que se pretenda evaluar. Por ejemplo, si la variable de interés es la media del gasto energético total durante varios días, el método de referencia deberá ser el agua doblemente marcada (78). Por otro lado, si fuera necesario evaluar el tiempo gastado en diferentes intensidades, entonces la calorimetría sería el método de referencia más indicado (78).



Figura 1.2. Métodos de evaluación de la actividad física.

---

1. Calorimetría directa; 2. Podómetros; 3. Acelerómetro; 4. Calorimetría indirecta; 5. Pulsómetro y 6. Cuestionarios.

#### *Técnica del agua doblemente marcada*

El método de dilución de isótopos, conocido como agua doblemente marcada es considerado como el “patrón oro” para el gasto energético diario. La medición comienza con la ingesta de agua marcada con una concentración conocida de dos isótopos (deuterio y oxígeno). El deuterio es normalmente eliminado como agua y dióxido de carbono. A partir de la concentración de esos elementos en la orina es posible determinar el gasto energético (78).

Ese método permite que el evaluado no necesite alterar sus rutinas a causa de la medición. Otra ventaja es que, normalmente, no se produce una alteración en el patrón habitual de AF de los sujetos cuando están sometidos a este tipo de medición. A pesar de ello la imposibilidad de recolectar y almacenar información relacionada con el tipo, la frecuencia,

---

la intensidad y la duración de las actividades hace a este método poco atractivo cuando el objetivo de la investigación esté asociado a una de esas variables. Además, se trata de un procedimiento de alto coste, ya que exige un equipamiento sofisticado (espectrómetro de masas), una mano de obra cualificada y materia prima específica (isótopos) y de difícil adquisición. Esto dificulta su utilización, sobretodo cuando el número de evaluados es relativamente alto. Aun así, el método de agua doblemente marcada ha sido utilizado como referente para validar otros métodos como es el caso de la acelerometría (78).

#### *Calorimetría directa*

La calorimetría directa es un método que permite la determinación directa y precisa del GE a partir de la medición de los cambios de calor ocurridos entre el cuerpo del individuo y el medio ambiente (79). Este método mide el calor liberado por el organismo, así como el vapor de agua que es liberado a través de la respiración y de la piel. Dichas mediciones son realizadas dentro de una cámara aislada, herméticamente cerrada y suficientemente grande como para permitir cierto grado de actividad. La cámara está revestida por tubos donde circula un flujo de agua a una temperatura específica y conocida. De ese modo, contrastando la temperatura de entrada del agua con la de salida es posible saber la cantidad de calor producido. A través de esta variación de la temperatura se calcula el GE del individuo ya que la relación existente entre ambas es conocida (79). Aunque es considerado uno de los métodos de mayor fiabilidad en la evaluación del GE, no es muy utilizado debido a su alta complejidad y coste del equipamiento. Además, requiere el confinamiento del participante durante 24 horas o

### *Introducción general*

---

más en un ambiente artificial que limita la representatividad de las actividades realizadas (80).

#### *Calorimetría indirecta*

La calorimetría indirecta tiene como premisa la relación entre el  $VO_2$  y la producción de dióxido de carbono, ya que todas las reacciones que liberan energía en el organismo dependen esencialmente de la utilización del  $O_2$  y producen  $CO_2$ . De tal modo, la determinación del intercambio gaseoso, a pesar de ser sólo una estimación indirecta del GE, viene siendo utilizada como una medida especializada y válida para el análisis del GE y la AF. Aunque ofrece mediciones precisas, el método de calorimetría indirecta, también es considerado de alto coste, teniendo en cuenta el valor comercial del equipamiento, los costes de mantenimiento así como la necesidad de técnicos expertos. Además de eso, en investigaciones donde se requiera una adquisición de información sobre la AF prolongada en el tiempo, la utilización de este equipamiento es poco viable (aunque existan equipamientos portátiles). Así, en ambientes relativamente controlados, el método de calorimetría indirecta ha sido bastante utilizado, como en el caso del agua doblemente marcada, para validar otros instrumentos (80).

#### *Podómetros*

El podómetro es un monitor electrónico portátil relativamente simple, práctico y económico que contabiliza el número de pasos dados por el individuo que lo lleva. Además, desde que estos dispositivos pueden registrar además del número de pasos la distancia media de cada paso, permiten estimar la distancia del trayecto y el GE (81).

Las primeras versiones de los podómetros utilizaban un engranaje mecánico, mientras que los más recientes son electrónicos (82). Los más antiguos presentaban carencias en términos de validez y fiabilidad (83). Entretanto, gracias a los avances tecnológicos, fue posible obtener un perfeccionamiento de la calidad de los dispositivos y de la información obtenida por este método. Existen diversos modelos de podómetro en el mercado y presentan, entre ellos, bastante variabilidad en términos de coste, capacidad de almacenamiento, *hardware* y sensibilidad (80). De entre los modelos disponibles, el *Yamax* (Yamasa Tokey Keiki CO, LTD, Tokyo, Japón) es el que ha sido más utilizado por parte de los investigadores, debido a su elevada exactitud y fiabilidad siendo considerado un podómetro de referencia para la evaluación de la AF (83).

Los podómetros son utilizados habitualmente en programas de promoción de la AF para comprobar el cumplimiento de la dosis diaria recomendada para que se pueda obtener beneficios relacionados con la salud (84). Diez mil pasos diarios parecen ser los necesarios para que una persona sea considerada físicamente activa (84). Estos instrumentos, además de permitir que se haga un seguimiento de la actividad diaria, sobre todo de los pasos realizados y distancia recorrida, son unas herramientas bastante valiosas desde el punto de vista motivacional para el aumento de esa misma actividad. Esto se debe al hecho de que el aparato proporciona *feedback* continuo sobre la AF realizada. De este modo permite al individuo modificar su actividad para alcanzar las metas y objetivos establecidos (81).

Sin embargo, estos instrumentos presentan algunas limitaciones. Son aparatos que no proporcionan información relativa a la frecuencia,

### *Introducción general*

---

duración e intensidad de la AF realizada. Además, no permiten la evaluación de actividades en las que se involucre principalmente a los miembros superiores. Además, presentan generalmente una baja exactitud de la estimación de la distancia recorrida y del GE (85). Por último, el hecho de que haya varios modelos de podómetros con características específicas y diferentes modos de contabilizar los pasos realizados, hace difícil la comparación entre estudios que utilicen modelos diferentes (86).

#### *Monitores de ritmo cardíaco*

El cardiofrecuencímetro es un sensor fisiológico que tiene como objetivo la monitorización de la frecuencia cardíaca (FC). Es un aparato de fácil aplicación y relativamente barato, a partir del cual se puede obtener información relativa al GE por AF así como la frecuencia, duración e intensidad de la actividad (87-89). Actualmente, y fruto del avance tecnológico, se pueden almacenar datos de FC registrados durante un período de días o semanas. La estimación del GE se realiza empleando ecuaciones que relacionan ambas magnitudes (88). Sin embargo, existen factores que pueden influir en esa relación, entre los cuales se encuentran la edad, el sexo, el peso, la aptitud física, el tipo de músculo que interviene en la actividad, el volumen sistólico, la concentración de hemoglobina en la sangre, la temperatura ambiente, el estado de hidratación, la postura corporal y los estados emocionales como la ansiedad o estrés (87-89). Estos factores afectan de forma más significativa a la FC cuando ésta se encuentra en niveles de reposo. El efecto de la variabilidad inter individuo puede ser compensado a través de la realización de una calibración individual. Ésta es ejecutada con la intención de controlar parte de los factores mencionados arriba,

posibilitando la obtención de resultados más exactos, teniendo en cuenta las características de cada individuo (88, 89). Pero, su aplicación hace que este método se torne poco viable cuando aplicado en estudios a larga escala, debido a restricciones relacionadas con los recursos materiales y de tiempo disponibles. Además, es importante resaltar que una gran parte de la población puede estar expuesta a medicamentos que afectan a los valores de FC, como por ejemplo los beta-bloqueantes. En dichas situaciones, es fundamental que la calibración sea realizada bajo la influencia de su medicación habitual.

Pero además de las limitaciones ya mencionadas, existen también otros inconvenientes asociados a ese aparato, principalmente una posible sensación de incomodidad causada por el monitor cuando es utilizado durante largos períodos, o el desfase existente entre la FC y el inicio o finalización de la AF (i.e., 2-3 min) y la susceptibilidad a interferencias por parte de aparatos eléctricos u otras fuentes de corriente estática (77).

#### *Instrumentos auto-informados*

Los métodos subjetivos son métodos prácticos, económicos y fáciles para estimar la AF, siendo por ello frecuentemente utilizados en estudios de carácter epidemiológico, donde las muestras son grandes (90). Aun así, la fiabilidad y validez de estos instrumentos dependen de un conjunto de factores, como el compromiso de los participantes, las diferencias en la composición corporal de los individuos, el sesgo de memoria y la dificultad de interpretación de los distintos tipos e intensidades de AF (90). Como ejemplo de métodos subjetivos tenemos los diarios de actividad, cuestionarios y entrevistas.

### *Introducción general*

---

La evaluación de la AF a través del registro diario (i.e., diario de actividad) requiere por parte de quien lo hace una gran cooperación y capacidad de autoevaluación adecuados para determinar el tipo, la frecuencia, la intensidad y la duración de las actividades que realiza. La recogida y el registro de información no exigen la presencia de un observador, ya que son realizados por el mismo individuo (91). Este método consiste en registrar todas las actividades ejecutadas en formularios, durante un intervalo de tiempo predeterminado (91). Aunque es un instrumento que presenta una validez moderada, es necesario tener en cuenta una posible resistencia de los participantes a registrar todas las actividades o incluso, la simplificación de su patrón habitual para facilitar el registro (92). Por último, la comprensión de las cuestiones, y por tanto de las respuestas, dependen de la capacidad cognitiva de los sujetos (93-95).

Los cuestionarios son muy utilizados para evaluar la AF y el GE (93, 94). Su fácil aplicación y bajo coste justifican su frecuente empleo en estudios con grandes muestras.

Las preguntas a los cuestionarios se refieren a la AF desempeñada en un determinado período, por ejemplo, en la última semana o en el último año. Cuanto menor es el intervalo de tiempo a recorrer, mayor la validez y precisión de los resultados (95).

Estos pueden ser auto administrados o realizados por medio de entrevista personal o telefónica. En la literatura es posible encontrar un gran conjunto de cuestionarios que difieren según su objetivo, contexto, grupo de interés, período de referencia, interpretación, formato y facilidad de utilización (96). Hasta el momento, no existe un cuestionario útil para todos los propósitos, por lo que el investigador debe estudiar

todos los atributos y optar por el cuestionario que mejor cuadre con su diseño experimental, teniendo en consideración la fiabilidad y validez del instrumento (96).

Uno de los cuestionarios más frecuentemente validado y aplicado en estudios recientes es el *Internacional Physical Activity Questionnaire* (IPAQ) (97). Este cuestionario fue desarrollado con la finalidad de estimar el nivel de práctica habitual de AF de poblaciones de diferentes países y contextos socioculturales. A partir de este instrumento se obtiene información sobre la frecuencia, duración e intensidad de la AF habitual realizada en un período de 7 días. Existen dos versiones del IPAQ, una en el formato largo y otra en el formato corto, pudiendo ser auto-administradas o efectuadas por medio de entrevista (97). Los dos formatos se encuentran disponibles en varias lenguas. Para efectos de evaluación el formato corto es considerado el más apropiado, ya que la versión larga es generalmente considerada como aburrida y repetitiva por los participantes (98).

#### *Acelerómetros*

Los acelerómetros, en su definición más básica, son aparatos capaces de registrar la aceleración de los objetos. Aunque estén integrados en productos y bienes de consumo variados (e.g., coches, teléfonos móviles, video-juegos), en este apartado nos centraremos en los sensores electrónicos diseñados para ser utilizados como monitores de la AF. En este área, los sensores de movimiento que utilizan acelerómetros han destacado en las últimas décadas, y son considerados actualmente como uno de los métodos más comunes para la evaluación de la AF habitual. Por lo tanto, en la presente revisión el

término “acelerómetro” será utilizado únicamente para referirse a este método de evaluación.

Los sensores de movimiento basados en acelerómetros son portátiles, fáciles de fijarse al cuerpo del individuo y pueden ser de tres tipos en función del número de ejes en los que se registren las aceleraciones: uniaxiales, que son sensibles a movimientos en un único eje (generalmente vertical), los biaxiales, sensibles a movimientos en dos ejes (vertical y antero-posterior) y triaxiales, sensibles a movimientos en los tres ejes (vertical, antero-posterior y lateral). En la actualidad, los acelerómetros comerciales son triaxiales, debido a que estos dispositivos proporcionan más información para ser utilizada en los modelos de estimación de la AF.

Otro aspecto de *hardware* importante es el tipo de sensor utilizado en estos dispositivos. Welk et al., (99), desarrollaron uno de los primeros sensores para estudios del movimiento, el *Large-Scale integrated Motor Activity Monitor* (LSI). Dicho dispositivo utilizaba un mecanismo llave de mercurio para detectar los movimientos y un receptor con grabadora que recibía los datos por telemetría. Aunque, este primer modelo haya demostrado un buen potencial para la cuantificación de la AF en el laboratorio, la tecnología utilizada en las llaves de mercurio presentaba limitaciones cuando el aparato era utilizado en estudios de campo. El sustituto para solucionar el problema fueron los sensores piezoeléctricos.

Básicamente, el funcionamiento de un sistema equipado con este tipo de sensor hace lo siguiente: el transductor recibe la señal mecánica (movimiento) y enseguida lo retransmite en forma de corriente eléctrica. Los elementos piezoeléctricos tienen la capacidad de cambiar la

orientación de sus cargas eléctricas al ser sometidos a diferentes aceleraciones, variando la señal de salida de acuerdo con el movimiento del aparato. La eficiencia de este sistema es reconocida hasta el momento, de modo que la mayoría de los modelos actuales utilizan este tipo de sensor. Sin embargo, existen otros acelerómetros que utilizan otras variables electrónicas para realizar la adquisición de los datos como por ejemplo los acelerómetros capacitivos o piezo-resistivos.

Las unidades de medida (*output*) comúnmente utilizadas en los acelerómetros son los  $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$  o las g. Estas unidades no representan valores biológicos y necesitan ser relacionadas con otros valores (e.g., GE en kcal; METs) para que adquiera significado. Cabe resaltar que ésta es una de las grandes dificultades a las que se enfrentan los profesionales y estudiosos del uso de los acelerómetros. Para cambiar esta situación, se están desarrollando estudios con distintas marcas y modelos intentando establecer ecuaciones para la estimación del GE (100) utilizando para ello diferentes técnicas como medida de referencia (101, 102).

Un instrumento es considerado válido si es capaz de medir aquello que realmente pretende medir (103). El criterio de validación se realiza comparando el monitor en cuestión con un método de referencia. Sin embargo, es importante destacar que no se valida el instrumento “*per se*”, sino el objetivo para el cual está siendo utilizado. En estudios de validación de la acelerometría, habitualmente se emplean métodos de referencia como el agua doblemente marcada y la calorimetría indirecta (103).

En la literatura es posible encontrar diversos estudios de validez de diferentes modelos de acelerómetro. Cabe destacar que en estos

estudios se ha producido una evolución del procedimiento de adquisición de datos, de las técnicas de procesado digital de señales y de las técnicas matemáticas de ajuste de datos. A continuación se presenta una síntesis de estos estudios con el objetivo de analizar cuales han sido las aportaciones metodológicas en los estudios de validación de acelerómetros para estar en disposición de plantear objetivos específicos para mejorar dicha metodología.

Uno de los primeros estudios de validación de acelerómetros fue el de Montoye et al., (1983) en el que emplearon acelerómetros uniaxiales (103). La ecuación propuesta en este estudio fue una lineal simple y fue obtenida con datos registrados durante la realización de pocas actividades. Desde entonces se ha publicado un gran número de ecuaciones lineales simples y múltiples que permiten estimar la AF a través de acelerómetros. Además, los estudios de validación han ido progresando en el número de actividades que incluyen para obtener su modelo. En la tabla 1.4 se muestran las ecuaciones para el acelerómetro de la marca *Actigraph* propuestas por diversos autores por orden cronológico de aparición. Se puede observar como a medida que avanza el tiempo, se realizan más actividades diferentes y los modelos de estimación empiezan a incluir más de una variable independiente.

Algunos estudios han seleccionado varias de las ecuaciones propuestas y las han sometido a juicio en estudios de validación empleando como referencia la calorimetría indirecta o el agua doblemente marcada. En este sentido, Rothney et al., (2008) comprobaron la validez de varias ecuaciones de regresión lineal desarrolladas para los acelerómetros *Actigraph*, *Actical* y *RT3* con la calorimetría indirecta en 85 adultos (111). Los resultados mostraron que las ecuaciones tienen una tendencia a

sobreestimar el GE producido durante la realización de actividades sedentarias y de baja intensidad. Esta tendencia de sobreestimación del GE en actividades de baja intensidad también fue encontrada en otro estudio que utilizó la marca *Caltrac* en niños de edades comprendidas entre 9 y 12 años. Los porcentajes de sobreestimación variaron desde el 7% en reposo, hasta el 25% al caminar rápido (112).

Tabla 1.4. Ecuaciones de estimación de la AF mediante el acelerómetro *Actigraph*.

Autor	N	Ecuación	R <sup>2</sup>	Unidad
Freedson et al, (104)	50	$1,439008 + (0,000795 \times \text{cnts min}^{-1})$	0,82	METs
Freedson et al, (104)	35	$0,00094 \times \text{cnts min}^{-1} + 0,1346 \times \text{peso} - 7,37418$	0,82	kcal
Swartz et al, (105)	70	$2,606 + (0,000686 \times \text{cnts min}^{-1})$	0,32	METs
Hendelman et al., (106)	25	$1,602 + (0,000638 \times \text{cnts min}^{-1})$	0,59	METs
Leenders et al., (107)	28	$2,240 + (0,0006 \times \text{cnts min}^{-1})$	0,74	METs
Yngve et al (108)	28	$1,136 + (0,0008249 \times \text{cnts min}^{-1})$	0,85	METs
Heil y Klippel (109)	58	$(0,00171 \times \text{cnts min}^{-1}) + (1,957 \times \text{altura}) - (0,000631 \times \text{cnts min}^{-1} \times \text{altura}) - 1,883$	0,71	METs
Brooks et al., (110)	72	$3,33 + (0,000370 \times \text{cnts min}^{-1}) - (0,012 \times \text{peso})$	0,61	METs
Brooks et al., (110)	72	$(0,000452 \times \text{cnts min}^{-1}) + (0,051 \times \text{peso}) - 0,774$	0,77	kcal

En esta misma línea, Bassett et al., (113), comprobaron la validez de tres ecuaciones previamente desarrolladas para el acelerómetro de la marca *Actigraph* [i.e., Freedson et al., (104) y Hendelman et al., (106)]. Los resultados mostraron que la ecuación de regresión del manual del dispositivo sobreestimó el GE de la marcha, mientras que subestimó el

GE de la mayoría de las actividades restantes (alrededor de 1 MET). Por lo que respecta a la ecuación de Freedson et al., subestimó el GE en 28 actividades, mostrando que esta ecuación no debe ser generalizada para todo tipo de actividades. Por último, la ecuación propuesta por Hendelman et al.,(106) basada en actividades de la vida diaria, presentó valores de error que no fueron significativamente diferentes de cero en ninguna de las actividades. Sin embargo, esta ecuación sobreestimó el GE en actividades de intensidad ligera y subestimó el GE en actividades intensas. El valor medio del error de estimación para estas tres ecuaciones fue: manual CSA = 0,97 MET; Freedson et al., = 0,47 MET y Hendelman et al., = 0,05 MET. En consecuencia la ecuación de regresión que presentó una mayor exactitud de la estimación fue la propuesta por Hendelman et al., (106).

Otro estudio efectuado por Crouter et al., (2006) tuvo como objetivo la validación de ecuaciones de regresión desarrolladas para el cálculo del gasto energético con el acelerómetro *Actigraph* (114). Observaron que esas ecuaciones tendían a sobrestimar el GE durante la marcha y las actividades sedentarias mientras que se subestimó el GE del resto de actividades. La única ecuación que no presentó diferencias significativas en cuanto al tiempo dedicado a actividades de intensidad ligera y moderada fue la ecuación de Freedson et al., (104). Todas las ecuaciones subestimaron significativamente el tiempo invertido en actividades de intensidad vigorosa ( $p < 0,05$ ). Como principal conclusión de este estudio, los autores afirmaron que las ecuaciones existentes hasta ese momento tan sólo eran válidas para las actividades con las que habían sido obtenidas. Es decir, la exactitud de la estimación disminuye cuando la ecuación se emplea en actividades diferentes a aquellas con las que se validó.

Leenders et al., (2006) realizaron un estudio con la intención de comparar el GE estimado por varias ecuaciones de regresión desarrolladas por diferentes autores empleando como método de referencia el agua doblemente marcada (102). Trece sujetos participaron en un protocolo de evaluación de 7 días, durante el cual, de forma simultánea, se midió el GE con el método de referencia y con dos acelerómetros comerciales (i.e., *Tritrac-R3D* y *Actigraph*). El GE obtenido por el agua doblemente marcada y por el acelerómetro de *Actigraph* [ecuación de Swartz et al., (105) y Hendelman et al., (106)] fue significativamente diferente ( $p = 0,23$  y  $p = 0,36$  respectivamente). Este estudio refuerza los resultados descritos previamente que indican que existe una gran dificultad para extrapolar el uso de las ecuaciones desarrolladas en laboratorio a situaciones de vida real. En el caso de la ecuación de Hendelman et al., (106), el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) en actividades como la marcha fue de 0,59 y en actividades de la vida diaria descendió a 0,32. Un resultado similar fue obtenido por la ecuación de Swartz et al., (105) para las actividades de la vida diaria.

Debido a que en todos los estudios descritos hasta ahora se ha encontrado que la metodología empleada para obtener ecuaciones de regresión para estimar la AF a través de acelerómetros tenían una escasa validez externa (i.e., su exactitud baja cuando se aplican sobre actividades que no fueron empleadas en su validación) se produjeron nuevos estudios que intentaron solventar esta limitación. Uno de los aspectos más importantes de estos estudios es que dejaron de integrar las aceleraciones en bloques de 1 minuto. Concretamente se han publicado trabajos en los que los intervalos de integración fueron de 15 segundos (114-118), de 1 segundo (119) o incluso no se realizaba este procedimiento (120).

De esta forma, se puede realizar un procesamiento de las señales que nos permite extraer más información sobre las aceleraciones que se producen en cada minuto. Este aumento de la información disponible puede ayudar a mejorar la exactitud de los modelos de estimación tanto en las actividades empleadas para su obtención como en el resto.

Además, durante los últimos años se han empleado técnicas de ajuste más novedosas (tabla 1.5). Estas técnicas, no lineales, permiten encontrar relaciones entre las aceleraciones y el GE que producen estimaciones de mayor exactitud. En este sentido Crouter et al., (114-118) validaron un modelo de regresión doble en el que en función del tipo de actividad realizada (dependiendo del coeficiente de variación de las aceleraciones) se aplica un polinomio de grado 3 o una ecuación exponencial para realizar la estimación del GE. Éstos autores obtuvieron un modelo de mayor exactitud que todos los publicados hasta ese momento.

Más tarde, Staudenmayer et al., (119) y Rothney et al., (121) emplearon redes neuronales artificiales (RNA). Estos autores, empleando este método de *machine-learning*, obtuvieron modelos de estimación de gran exactitud. Finalmente, Liu et al., (2012) diseñaron modelos de estimación utilizando la técnica de *Support Vector Regression* con la que obtuvieron un modelo con un coeficiente de determinación de 0,97 (120).

Todos estos modelos mostraron una gran validez al ser obtenidos pero no se han realizado muchos estudios que comprueben su funcionamiento sobre datos diferentes a aquellos con los que fueron obtenidos. Que tengamos conocimiento, sólo Lyden et al., (122) evaluaron la validez del modelo de regresión propuesto por Crouter et al., (114-118) junto con otras 2 ecuaciones para el acelerómetro

*Actigraph*. El modelo de doble-regresión de Crouter et al., (114-118) generó la mejor estimación de GE en todas las actividades realizadas.

Tabla 1.5. Modelos de regresión no lineal para el acelerómetro *Actigraph*.

<b>Autor</b>	<b>N</b>	<b>Técnica</b>	<b>R<sup>2</sup></b>	<b>Unidad</b>
Crouter et al, (114)	48	2-regression model (polinomio de grado 3 y función exponencial)	0,75	METs
Staudenmayer et al., (119)	48	Redes neuronales artificiales	1,22	METs
Rothney et al (121)	102	Redes neuronales artificiales	0,85	kcal/min
Liu et al., (120)	50	<i>Support Vector Regression</i>	0,42	METs

Otro aspecto importante que se ha tenido en cuenta en los estudios de validación ha sido la colocación del acelerómetro. Lo ideal sería que éste se colocara lo más cerca posible del centro de masas del participante (123). La mayoría de los estudios optan por su utilización en la zona de las caderas, asumiendo que esta posición ofrece una valoración sobre la totalidad de movimientos efectuados por el cuerpo (124). No es muy relevante si el monitor se coloca a la derecha o a la izquierda del evaluado, pero la necesidad de establecer un protocolo estandarizado sugiere que sólo uno de los lados sea utilizado. El lado derecho parece ser más conveniente debido a que la mayoría de las personas son diestras (124). Pero además de la cadera, estos aparatos también pueden ser colocados en la zona lumbar, muñeca y tobillo (123).

Pequeñas diferencias fueron encontradas entre la estimación del tiempo dedicado a actividades de intensidad moderada y vigorosa cuando el acelerómetro se colocaba en la cadera o en la zona lumbar (125). Los monitores colocados en la cadera registraron una mayor cantidad de AF de intensidad moderada que cuando el acelerómetro se colocaba en la zona lumbar (125). Por lo que respecta a las diferencias de tiempo

dedicado a la intensidad vigorosa, no se encontraron diferencias en función de la colocación del acelerómetro.

Otro estudio realizado por Yngve et al., (2003) contó con la participación de 34 individuos, evaluados durante 7 días consecutivos en condiciones de vida real (108). Los autores observaron que la colocación del instrumento, tanto en la cadera, como en la región lumbar, no presentó una influencia en la estimación del tiempo empleado por los participantes en actividades de intensidad moderada y vigorosa.

Por otro lado, no se recomienda colocar el acelerómetro en la muñeca o el tobillo (123). Sin embargo, cuando se coloca un segundo acelerómetro en la muñeca o el tobillo se consigue mejorar la estimación del GE. No obstante, el aumento no compensa la sobrecarga impuesta a los participantes como consecuencia de la utilización de múltiples monitores, por lo cual un único monitor posicionado cerca del centro de masas del evaluado podría considerarse como la mejor alternativa (123).

Otro aspecto de especial importancia en la validación de los acelerómetros y que no se ha tenido en cuenta hasta ahora es el posible desfase entre el movimiento (aceleraciones) y el GE. En los primeros momentos de la realización de una actividad motora no se instala inmediatamente un estado de equilibrio (*steady-state*) entre la disponibilidad de  $O_2$  y la necesidad de producción de energía. La diferencia entre la cantidad de  $O_2$  consumida que se observa en el *steady-state* y el  $VO_2$  real durante los primeros minutos de actividad se denomina déficit de  $O_2$ . Este déficit de  $O_2$  se traduce en una falta de energía que debe ser aportada empleando la vía anaeróbica (9).

Por tanto, es posible que los movimientos que se producen en un instante de tiempo tengan repercusión sobre el  $VO_2$  de los minutos posteriores y no tanto del minuto actual. Este desfase no ha sido estudiado e introducido en los modelos de estimación de la AF mediante acelerómetros. Sin embargo, Dugas et al., (2005) observaron que el valor de FC de un instante de tiempo es un buen estimador del  $VO_2$  del minuto posterior (127). Es importante que se realicen estudios similares para la validación de los acelerómetros ya que la inclusión de este desfase entre ambas variables podría mejorar el rendimiento de los modelos de estimación.

## **1.2. Hábitos de actividad física en la población adulta**

La inactividad física presenta la mayor prevalencia entre los factores de riesgo de mortalidad cardiovascular en obesos mórbidos. Dicho fenómeno es evidenciado en todos los países, sobretodo en los países en desarrollo. Se observa un beneficio sobre la salud cardiovascular cuando se practica AF de forma regular (por lo menos tres sesiones semanales, con duración de 30 a 60 minutos, a una intensidad de al menos 50% del  $VO_2$  máximo y con gasto de 300 kilocalorías por sesión).

### **1.2.1. Brasil**

Una revisión sistemática sobre la evolución epidemiológica de la práctica de AF en Brasil (128) identificó que el 93% de los estudios publicados utilizaron cuestionarios como método de evaluación. Uno de ellos, utilizando el IPAQ, realizado con una muestra representativa de 2001 sujetos (953 hombres y 1048 mujeres) entre 14 a 77 años de edad de 29 ciudades de la provincia de São Paulo (129), encontró una prevalencia de inactividad física de 8,8 %, teniendo prácticamente la misma

distribución entre hombres y mujeres. En los hombres la prevalencia fue del 9,7 % y en las mujeres del 8,0 %. El 54,5 % de los hombres y el 52,7 % de las mujeres fueron activos o muy activos.

En otro estudio se comprobó la prevalencia de los factores de riesgo para enfermedades crónicas no infecciosas en una ciudad de la provincia del Rio Grande do Sur. Se encontró que la inactividad (utilizando el IPAQ) fue el factor de riesgo más frecuente ya que estuvo presente en el 73,2 % de la muestra (130). Por otro lado, se comprobó que la práctica de AF tanto en hombres como en mujeres fue mayor en la provincia del Rio Grande do Sur que en el de São Paulo (131) (hombre: 24,1 % vs. 10,4 % respectivamente; mujeres: 25,4 % versus a 7,4 % respectivamente).

En otro estudio de la provincia de Rio Grande do Sur (132) se encontró que el 41,1 % de individuos fueron inactivos (criterio de <150 min/sem). Unos resultados similares fueron encontrados en un trabajo en el que el 39 % de los individuos eran inactivos o irregularmente activos (<150 min/sem) (131).

Finalmente, Barreta et al., (2007) encontraron que 44,2 % de los hombres fueron activos mientras que el 48,6 % de mujeres lo fueron (133). En otro estudio se encontró que la prevalencia de individuos considerados muy activos fue mayor en hombres que en mujeres (129).

### **1.2.2. España**

En España, Elizondo-Armendariz et al., (2005) realizaron un estudio en la región de Pamplona con un total de 875 sujetos de 18 a 65 años (134). Encontraron que un 76,6 % de las mujeres tiene un estilo de vida sedentario, mientras que solo un 56,7 % de los hombres lo eran.

Además, se encontró que los hábitos sedentarios aumentan con la edad, ya que un 80,3 % de los hombres mayores y un 86,3 % de las mujeres mayores fueron sedentarios.

En otro estudio llevado a cabo en Sevilla por Romero et al., (2010) se replicaron los resultados anteriores, ya que se encontró que los hombres fueron activos con mayor frecuencia que las mujeres (56,7 % y 45,6 % respectivamente) (135). También observaron que la práctica de AF disminuye con la edad.

Por lo que respecta a la Comunidad Valenciana en 2012, se encontró que el 47,8 % de los adolescentes que participaron en un estudio fueron inactivos. Además, también se observó que las chicas realizaron una menor cantidad de AF que los chicos (136).

### **1.2.3. Mundial**

Como parte de un estudio internacional realizado en 52746 sujetos de 20 países (137), se obtuvo que el 30,4 % fueron poco activos, el 45 % moderadamente activos y el 24,6 % muy activos. En Nueva Zelanda, EEUU y la República Checa más del 60 % de los sujetos fueron clasificados como muy activos, y entre el 20-30 % fueron clasificados como moderadamente activos. En contraposición en Brasil, Japón y Taiwán menos del 25 % de los sujetos fueron muy activos mientras que entre el 30 y el 50 % de los sujetos fueron moderadamente activos. Finalmente, los países en los que se observó un mayor porcentaje de personas poco activas ( $\geq 40$  %) fueron Bélgica, Japón, Arabia Saudí y Taiwán.

En un estudio realizado en Europa (138), se observó que, los países en los que las personas realizan un mayor GE semanal fueron Alemania,

Bélgica, Finlandia y Francia (todos más de 6000 METs de media a la semana). Por otro lado, los países en los que la práctica de AF fue más baja fueron Italia, España y el Reino Unido (todos menos de 4200 METs de media a la semana).

Por otro lado, en el continente africano se encontró que los países en los que mayor porcentaje de personas cumplían con las recomendaciones de AF de la OMS fueron Benín, Malawi y Mozambique ( $\geq 90\%$ ). El país en el que hubo un menor cumplimiento de estas recomendaciones de AF fue Mali. En el resto de países incluidos en el estudio se encontró que el porcentaje de cumplimiento fue superior al 50 % (139).

### **1.3. Objetivos**

Debido a las limitaciones de los estudios de validación de acelerómetros mencionadas durante el desarrollo del marco teórico, el objetivo principal de este trabajo es mejorar la metodología para la obtención de modelos de estimación de los METs mediante acelerómetros. Para ello se pretende contrastar los siguientes objetivos específicos:

- Ponderar la importancia de la inclusión del tiempo de transición entre actividades sobre la exactitud de la estimación de los METs.
- Determinar cual es el desfase entre la aceleración y los METs que proporciona la mejor estimación posible de la AF.
- Comprobar la importancia de cada tipo de variables (i.e., temporal, frecuencial y sobre la estructura temporal de la señal) en la estimación de los METs tanto para el dispositivo *Actigraph GT3X* como para el acelerómetro del sistema *nECG minder*.

- Obtener una ecuación de estimación de los METs a través de las aceleraciones proporcionadas por el dispositivo *Actigraph GT3X*.
- Diseñar una ecuación de estimación de los METs a través de las aceleraciones proporcionadas por el acelerómetro del dispositivo *nECG minder*.

Nuestra hipótesis de partida es que la inclusión de los minutos de transición entre actividades, de un desfase entre las aceleraciones y los METs y de variables del dominio temporal, frecuencial y de la estructura temporal de la señal ayudarán a obtener modelos de estimación de mayor exactitud.



---

## **2. METODOLOGÍA**

---



## 2. METODOLOGÍA

Este apartado se compone de 6 subapartados diferentes. El primero hace referencia al diseño de investigación empleado; en el segundo se realiza una breve descripción de los participantes del estudio; en el tercero se explican y describen cuales han sido los materiales e instrumentos empleados en esta investigación; en el cuarto subapartado se realiza una descripción del procedimiento general seguido durante la fase de adquisición de datos y en el quinto y sexto apartado se explica el procesamiento digital de señales y el análisis estadístico respectivamente.

Antes de comenzar con los protocolos necesarios para la recogida de datos, se llevó a cabo un proceso general de gestión de la investigación. A continuación, se explica de forma breve todos los pasos seguidos durante este fase de gestión del proyecto.

En primer lugar se redactó una propuesta de proyecto que se presentó al comité ético de la *Universitat de València* (Anexo 1). Este proyecto atendió a todos los requisitos éticos impuestos en la Declaración de Helsinki de 1975 y sus posteriores revisiones. Además, se incluyeron los mecanismos de control necesarios para asegurar la confidencialidad de los datos personales de los participantes en el estudio de acuerdo con la legislación vigente.

Cuando la propuesta fue aprobada por el comité ético, se comenzó a reclutar a los participantes. Este proceso se realizó mediante la publicidad del estudio por los alrededores de nuestra facultad así como por los círculos sociales de los investigadores involucrados en el estudio. 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. Si finalmente deseaban participar en el estudio, se les citaba para que acudieran al laboratorio a realizar las pruebas pertinentes.

Por otro lado, 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 las rutinas de actividades previstas. Además, se comprobó que todo el instrumental de medición funcionara de forma correcta y los investigadores realizaron varias simulaciones de todo el protocolo. De esta forma se pudo detectar posibles dificultades en su realización y establecer el tiempo necesario para completar cada una de las rutinas de actividades.

Por último, se comenzó la etapa de adquisición de datos. Estos datos fueron utilizados para obtener un método válido de estimación de los METs mediante acelerómetros en personas adultas y mayores (i.e., entre 45 y 75 años). Tras este periodo de adquisición de datos, se realizó el análisis de los mismos y la obtención de la ecuación lineal múltiple de estimación de los METs.

## **2.1. Diseño del estudio**

El estudio planteado se basó en un diseño descriptivo transversal y en consecuencia es de tipo observacional. Para diseñar los modelos de regresión lineal múltiple que permitan estimar los METs, un grupo de personas de 40 a 75 años realizó dos sesiones de medición en las que se completaron dos rutinas de actividades. Mientras los participantes

realizaban cada una de las actividades incluidas en ambas sesiones, se monitorizó el  $VO_2$  así como las aceleraciones producidas por el cuerpo mediante dos dispositivos diferentes: i. *Actigraph GT3X* y ii. Acelerómetro del dispositivo *nECG minder* asociado a la camiseta inteligente *Nuubo*. Estos datos fueron empleados para obtener modelos de regresión que permitan estimar el  $VO_2$  mediante las aceleraciones corporales.

## 2.2. Participantes

El reclutamiento de los sujetos se realizó mediante un muestreo no probabilístico. De todas las personas con las que se contactó, sólo 30 participaron finalmente en el estudio. La media (desviación estándar) de edad, peso y altura de los participantes de estudio fue 55,5 (9,42) años; 73,03 (11,84) kg y 1,7 (0,08) m respectivamente. El resto de sujetos decidieron no participar en el estudio o no cumplieron con los criterios de inclusión/exclusión.

Como criterios de exclusión se tuvo en cuenta que los sujetos no tuvieran menos de 45 años, que no tuviesen desórdenes cognitivos y/o depresión, alteración motora o sensitiva, desorden isquémico cardíaco o fracturas osteoporóticas recientes.

Antes de realizar los protocolos de medición, todos los sujetos fueron advertidos de los posibles riesgos derivados de la participación en el estudio, así como de los potenciales beneficios y el objetivo de la investigación. A continuación los investigadores contestaron todas las preguntas que plantearon los sujetos y se les pidió que firmasen un consentimiento informado para participar en el estudio.

## 2.3. Material

En el presente trabajo se emplearon dos tipos de instrumental diferentes. Por un lado, un analizador de gases portátil para adquirir las señales de  $VO_2$ . Por otro, dos acelerómetros comerciales: i. *Actigraph GT3X* y ii. Acelerómetro del aparato *nECG minder*. A continuación se realizará una descripción detallada de cada uno de ellos.

### 2.3.1. Analizador de gases

La medición del  $VO_2$  se realizó utilizando el analizador de gases K4b2 (Cosmed, Roma, Italia). Este aparato emplea la calorimetría indirecta mediante una tecnología breath-by-breath con el fin de calcular el intercambio de  $CO_2$  y  $O_2$ . Esto quiere decir que el aparato proporciona una medida de  $VO_2$  cada vez que el sujeto respira. Por tanto no es un dispositivo con una frecuencia de muestreo constante, sino que varía en función del ritmo respiratorio.

El K4b2 dispone de tres modos de funcionamiento: i. por telemetría, ii. con conexión RS-232 directa al ordenador y iii. con almacenamiento portátil en el dispositivo. La memoria interna de almacenamiento del analizador portátil K4b2 es de 16000 respiraciones. En nuestro trabajo empleamos el método de almacenamiento portátil en la unidad K4b2 durante la adquisición de datos.

El peso del aparato 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 que tiene aproximadamente una autonomía de seis horas.



Figura 2.1. Unidad portátil K4b2

---

Durante la adquisición de los datos, el sujeto lleva una máscara buco-nasal que evita pérdidas de aire espirado. A continuación, el aire espirado pasa a través de una turbina digital bidireccional acoplada a la máscara. La turbina también 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 con un caudal predeterminado hacia los sensores de O<sub>2</sub> y de CO<sub>2</sub> que se mantienen a temperatura constante.

### **2.3.2. Actigraph GT3X**

Para registrar las aceleraciones producidas por los participantes durante la realización de las rutinas de actividades se utilizaron acelerómetros triaxiales (*Actigraph GT3X*, Actigraph, Pensacola, FL, USA). Estos dispositivos de medición tienen unas dimensiones de 3,8 cm x 3,7 cm x 1,8 cm y un peso de 27 g (figura 2.2).

Las especificaciones técnicas más importantes de estos dispositivos se describen a continuación. Su rango dinámico es de  $\pm 3$  g. Además, la frecuencia de muestreo es de 30 Hz, y tienen una resolución de

## Metodología

---

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). En este estudio los datos fueron expresados  $m \cdot s^{-2}$  y no se realizó ningún proceso de integración de datos (es decir, se almacenaron 30 datos por cada segundo de medición).



Figura 2.2. Acelerómetro “GT3X Activity Monitor”

---

### 2.3.3. Camiseta Nuubo

Además, también se empleó la nueva camiseta Nuubo (nECG L1, Nuubo, Madrid, España) para registrar señales de aceleración. Este dispositivo está formado por una camiseta con electrodos para registrar la frecuencia cardíaca y un centro de adquisición (*nECG minder*, figura 2.3) que se incorpora a la camiseta. El centro de adquisición dispone de un acelerómetro triaxial. Los sujetos fueron instrumentados con esta camiseta para adquirir las señales de aceleración producidas a la altura de la apófisis xifoides (justo en la línea media del plano frontal).

La frecuencia de muestreo del acelerómetro Nuubo es de 50 Hz, con un ancho de banda de 0 – 5 Hz y un rango dinámico de  $\pm 3$  g. Todos los

registros fueron convertidos de analógico a digital (12 bits) y descargados en un disco duro para posteriores análisis.



Figura 2.3. Acelerómetro Nuubo *nECG minder*

---

## 2.4. Procedimiento experimental

Cuando los sujetos llegaron al laboratorio fueron informados de todo el protocolo a realizar. A continuación realizaron todas las preguntas que consideraron oportunas relacionadas con el estudio. Los investigadores implicados dieron respuesta a todas las preguntas de la forma más precisa y sencilla posible con el objetivo de asegurar que los participantes resolvían sus dudas. Una vez finalizadas las preguntas, los sujetos dieron su consentimiento voluntario y por escrito para participar en el estudio.

Después, los sujetos fueron instrumentados. Concretamente fueron empleados dos acelerómetros y el analizador de gases. El acelerómetro *Actigraph GT3X* fue colocado en la cadera derecha y el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* en la zona media del pecho a la altura de la apófisis xifoides. El acelerómetro de la cadera fue fijado mediante el empleo de una cinta elástica con el objetivo de evitar movimientos del acelerómetro sobre el cuerpo y por tanto una fuente de interferencias en las señales adquiridas. El acelerómetro del pecho fue fijado al cuerpo

## *Metodología*

---

mediante el empleo de la camiseta inteligente Nuubo. Esta camiseta elástica dispone de un compartimento diseñado especialmente para el anclaje y fijación del dispositivo *nECG minder*.

Por otro lado, se utilizó un analizador de gases portátil para obtener los registros de  $VO_2$ . El analizador de gases se colocó mediante un arnés a la altura del pecho de los participantes. El dispositivo fue conectado a una batería (autonomía de 6 horas) que se colocó en el mismo arnés pero en la zona de la espalda. Por otro lado, para evitar las pérdidas de aire durante las espiraciones se empleó una máscara buconasal conectada al dispositivo de medida. La máscara se ajustó perfectamente a la cara de los sujetos sin entorpecerles la visión (se seleccionó el tamaño adecuado de entre 3 posibles) y se fijó su posición mediante un gorro elástico.

Estos tres dispositivos fueron sincronizados de forma manual empleando el reloj interno de cada uno de ellos. De esta forma el error máximo de sincronización entre ellos fue de 1 segundo.

Cuando los sujetos estuvieron equipados con todo el instrumental necesario, comenzaron a realizar la primera rutina de actividades que fue la misma para todos ellos. El orden de realización de las actividades fue constante. En la tabla 2.1 puede observarse el orden y las actividades que formaron la primera rutina.

Todas las actividades tuvieron una duración de 10 minutos. Se seleccionó esta duración porque varios trabajos han empleado previamente este intervalo temporal ya que parece ser suficiente para que el  $VO_2$  se estabilice y se disponga de varios minutos con una medición fiable de este parámetro. Entre cada actividad, los participantes

descansaron durante dos minutos mientras se les daban las instrucciones de la siguiente actividad.

Cuando los sujetos finalizaron la rutina de actividades se quitaron los instrumentos de medición con ayuda de los investigadores y se les citó para que acudieran a realizar la segunda sesión de medición. En la segunda sesión los sujetos realizaron el mismo proceso pero con una rutina de actividades diferente (tabla 2.2).

Tabla 2.1. Primera rutina de actividades

<b>Orden</b>	<b>Rutina 1</b>	<b>Tipo de actividad</b>
1	Estar tumbado	Sedentaria
2	Fregar platos	Sedentaria
3	Caminar despacio	Locomoción
4	Caminar rápido	Locomoción
5	Pasar la mopa	Tarea del hogar
6	Ir en bicicleta	Locomoción

Durante la tarea de estar tumbados, los participantes se tumbaron en 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. Para evitar incomodidad en la zona cervical se les facilitó una almohada que colocaron debajo de su cabeza.

Una vez finalizada la primera tarea, se realizó una simulación de fregar los platos (figura 2.4). Para ello se dispuso de una pila, platos, vasos y cubiertos de plástico así como de un escurridor. Los sujetos emplearon

## Metodología

---

un estropajo y detergente de platos para enjabonar y aclarar todos los elementos de cocina citados anteriormente. Si en el tiempo disponible terminaban la tarea, la reiniciaban otra vez hasta que los 10 minutos finalizaron.

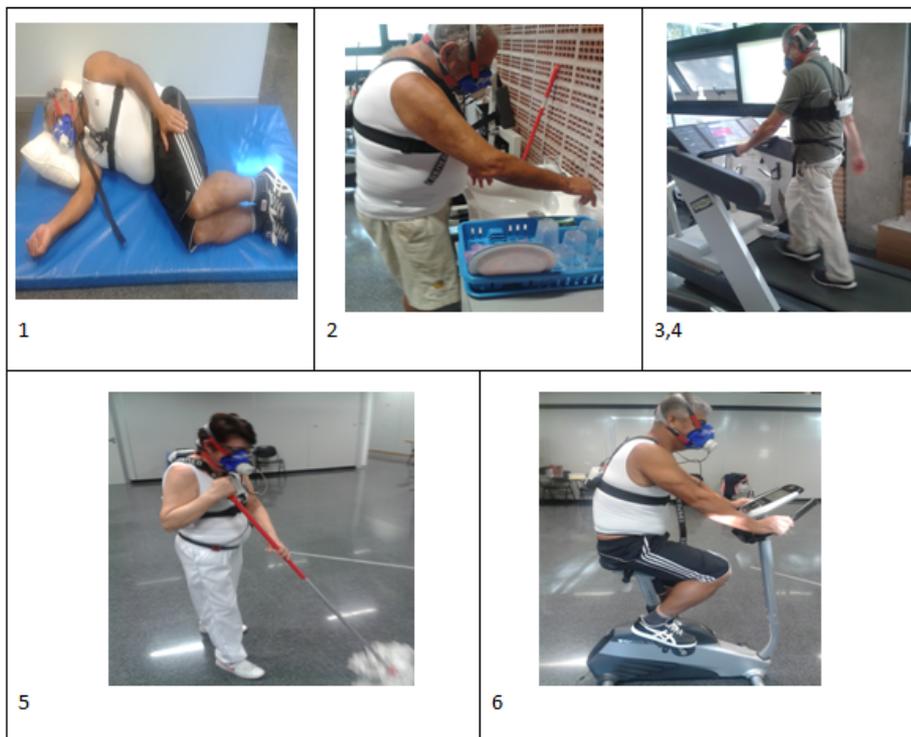


Figura 2.4. Ejemplos de las actividades realizadas en la primera rutina

---

1. Estar tumbado, 2. Fregar platos, 3,4. Caminar (3,5 y 5 km/h), 5. Pasar la mopa, 6. Cicloergometro

Durante la siguiente tarea los sujetos caminaron a un ritmo lento en un tapiz rodante (Technogym Run Race 1400 HC, Gambettola, ITA). Concretamente la indicación que se les proporcionó es que se imaginasen que iban a pasear durante diez minutos. El ritmo fue establecido a  $3,5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  con una inclinación del 0%. En la siguiente

actividad se repitió el mismo procedimiento pero esta vez a una velocidad de  $5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

A continuación los participantes pasaron una mopa por el suelo del laboratorio. La mopa fue proporcionada por los investigadores que supervisaron en todo momento la realización de la actividad. Durante esta tarea sólo se les indicó que la realizaran como si lo estuviesen haciendo en sus domicilios.

La siguiente actividad fue desarrollada empleando un cicloergómetro (Focus 308, Johnson Health Tech, Germany). El cicloergómetro fue programado con una resistencia constante (60 W). Además, se indicó a los sujetos que mantuvieran un ritmo de pedalada de entre 50 y 60 revoluciones por minuto.

La segunda rutina empezó con dos ejercicios de índole sedentaria. En primer lugar los sujetos de estudio visualizaron un monólogo de humor durante diez minutos en la pantalla de un ordenador. Tras esta actividad se dispusieron a buscar una noticia de interés en Internet y transcribirla o resumirla en un documento Word. Esta actividad ha sido codificada como trabajar con el ordenador.

Las dos siguientes actividades fueron de carácter doméstico, limpiar cristales, en la que se proporcionaban los materiales (un trapo y un pulverizador de producto de limpieza) por los investigadores y los sujetos tenían que limpiar los cristales del laboratorio. Se les indicó que esta actividad la realizaran como si lo estuviesen haciendo en sus hogares.

La tarea de trasladar cajas fue incluida en la rutina ya que es representativa de muchas tareas domésticas en la que las personas deben mover objetos por sus viviendas (figura 2.5). Durante el

## *Metodología*

---

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. sólo se podía trasladar una caja en cada viaje, ii. cuando las tres cajas se habían trasladado, éstas debían de volver a ser trasladadas (y este proceso se repetía hasta agotar los diez minutos), iii. no existía una técnica preestablecida para el traslado, sino que era seleccionada por los participantes. De esta forma se consigue reproducir de forma más fiel las condiciones reales de la vida cotidiana y además se incrementa la variabilidad de los datos durante la realización de la tarea.

La última actividad era la de subir y bajar las escaleras. Consistía en subir dos plantas a un ritmo auto impuesto y a continuación bajar las dos plantas manteniendo el mismo ritmo. Una vez finalizaron se comenzaba de nuevo hasta que terminaron los 10 minutos. Durante la actividad los sujetos no pudieron descansar, por ello los investigadores instruyeron a los sujetos para que mantuvieran un ritmo que les permitiera realizar la actividad durante 10 minutos de forma ininterrumpida.

Tabla 2.2. Segunda rutina de actividades

<b>Orden</b>	<b>Rutina 2</b>	<b>Tipo de actividad</b>
1	Ver la tele	Sedentaria
2	Trabajar con el ordenador	Sedentaria
3	Trasladar cajas	Tareas domésticas
4	Limpiar cristales	Tareas domésticas
5	Escaleras (ascender y descender)	Locomoción

Cuando finalizaron esta segunda rutina de actividades, se ayudó a los sujetos a quitarse los instrumentos de medición. Además, 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.



Figura 2.5. Ejemplos de las actividades realizadas en la segunda rutina

1. Ver la tele, 2. Trabajar con el ordenador, 3. Traslado de cajas, 4. Limpiar cristales, 5. Escaleras (ascender y descender).

## 2.5. Procesado digital de señales

En esta sección se explica el procedimiento utilizado para, partiendo de las señales proporcionadas por el instrumental empleado en las mediciones, obtener dos matrices de datos que empleamos para conseguir los modelos matemáticos de estimación de los METs. En primer lugar es importante establecer las diferencias entre estas dos matrices de datos. En las dos matrices cada fila fue un caso mientras que cada columna fue una variable diferente.

En la primera matriz se obtuvieron tantos casos como minutos registrados teniendo en cuenta todos los sujetos y actividades. Por tanto, cada minuto de registro fue un caso y en total se obtuvieron 2894 casos. En esta matriz la primera columna fueron los METs de cada minuto, la segunda columna el tipo de actividad realizada durante dicho minuto y el resto de variables fueron extraídas de las señales de aceleración, tanto del acelerómetro del dispositivo *nECG minder* como del acelerómetro *Actigraph GT3X*. En el resto del documento se hace referencia a esta matriz como conjunto de datos con transiciones.

La segunda matriz fue una selección de casos de la primera matriz. Concretamente se seleccionaron los minutos 5, 6, 7 y 8 de cada actividad y sujeto. En total se dispuso de 1092 casos. Esta matriz estuvo compuesta por las mismas columnas que la matriz anterior. En adelante a esta matriz se le denominará conjunto de datos sin transiciones.

Estas dos matrices fueron empleadas para contrastar uno de los objetivos de este trabajo. Dicho objetivo pretende averiguar si las ecuaciones construidas empleando los datos de transición proporcionan

mejores estimaciones que las ecuaciones que emplean sólo los minutos centrales de cada actividad (lo más habitual en la bibliografía científica).

Además, en cada uno de los casos de esta matriz, se incluyó (como ya se ha comentado) los METs y tipo de actividad del minuto correspondiente. No obstante, de las variables de aceleración se incluyeron no sólo las obtenidas durante el minuto correspondiente, sino también para cada uno de los 4 minutos anteriores. De esta forma, para cada valor de METs se dispuso de variables de aceleración que provienen de 5 minutos (el actual y los cuatro anteriores). Esto fue fundamental para determinar cual de estos minutos dispone de mayor información (en sus aceleraciones) para realizar la estimación de los METs.

Una vez aclarados estos dos puntos, se comienza con la descripción del procesado de las señales de  $VO_2$  y de aceleración de los dos dispositivos empleados. Todos los análisis fueron realizados con el programa Matlab 2013a (Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

### **2.5.1. Análisis de las señales de consumo de oxígeno**

Debido al dispositivo empleado, y a su tecnología *breath-by-breath*, para registrar las señales de  $VO_2$ , se dispuso de un dato durante cada espiración del sujeto. Para reducir la variabilidad o el ruido de estas señales se empleó uno de los métodos más comúnmente empleado para este propósito, el promediado. Un trabajo de metodología del uso de las señales de  $VO_2$  recomienda que, cuando se emplea esta técnica de reducción de ruido, los bloques de tiempo promediados no pueden ser mayores de 30 segundos (140). Además, según los resultados obtenidos recomiendan el empleo de bloques de promediado de 15

segundos. Por ello, en el presente trabajo se emplearon bloques de 15 segundos para aplicar esta técnica de preprocesado de señales.

Una vez preprocesada la señal, se obtuvo el  $VO_2$  promedio de cada minuto normalizado por el peso de los participantes. Para ello, el valor promedio se dividió por el peso del sujeto. A continuación, para obtener los METs (variable de salida de los modelos matemáticos) se dividió el  $VO_2$  ( $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ) entre 3,5 (valor universal del  $VO_2$  en reposo).

Una vez se dispuso de los METs, se seleccionaron los datos que fueron empleados para obtener los modelos. Como se ha comentado anteriormente, se realizaron dos segmentaciones diferentes. En la primera se emplearon todos los minutos de la señal incluyendo los diez minutos de cada actividad y los tiempos de transición. Por otro lado, formamos el conjunto de datos sin transiciones en el que tan sólo se incluyeron los minutos 5, 6, 7 y 8 de cada actividad.

### **2.5.2. Análisis de las señales de los acelerómetros**

Las señales de ambos acelerómetros fueron procesadas de la misma forma. En primer lugar se aplicó un filtro IIR Butterworth pasabanda para reducir el ruido y las posibles interferencias presentes en las señales de aceleración. Las frecuencias de corte del filtro fueron 0,5 y 8 Hz.

A continuación se calculó el vector resultante aplicando la ecuación 2.1:

$$VR_i = \sqrt{Eje1_i^2 + Eje2_i^2 + Eje3_i^2} \quad \text{Ec. 2.1}$$

donde  $VR$  es el vector resultante; Eje1, Eje2 y Eje3 las aceleraciones en cada uno de los ejes del espacio e  $i=1,2,\dots,n$  representa cada instante de tiempo.

Después se fue seleccionando cada minuto de la señal para realizar la extracción de variables del dominio temporal, frecuencial y sobre la estructura temporal de la señal.

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 el rango intercuartílico y el rango entre el percentil 90 y el 10. También se calculó la desviación estándar y la varianza.

Para calcular los parámetros del dominio frecuencial se empleó una transformada wavelet. Esta técnica permite obtener coeficientes que relacionan cada instante de la señal con una onda madre de diferentes tamaños. Al emplear la transformada wavelet como análisis multiresolución los coeficientes indican la representación de diferentes bandas frecuenciales en la señal de aceleración. La cantidad de bandas de frecuencia depende del nivel de resolución escogido. En nuestro estudio la onda madre que empleamos en este trabajo fue la *Daubechies 2* (141, 142) y sólo se realizaron dos niveles de resolución. De esta forma se obtienen los coeficientes del primer y segundo nivel de detalle (i.e., frecuencias altas y medias respectivamente) y los del segundo nivel de aproximación (i.e., frecuencias bajas).

Una vez calculados los coeficientes se computó la norma vectorial de los mismos para obtener las siguientes variables: (i) norma vectorial de los coeficientes de detalle del primer nivel de resolución ( $ND_1$ ); (ii) norma vectorial de los coeficientes de detalle del segundo nivel de resolución

(ND<sub>2</sub>) y (iii) norma vectorial de los coeficientes de segundo nivel de aproximación (NA<sub>2</sub>).

Por último, se calcularon variables sobre la estructura temporal de la señal. En primer lugar se obtuvo el coeficiente de autocorrelación con desfase de 1 dato. También se calculó la correlación cruzada del eje 1 con el eje 2, del eje 2 con el eje 3 y del eje 1 con el eje 3. El vector resultante no se empleó para obtener las variables de correlación cruzada al ser obtenido mediante la combinación de los valores de cada uno de los 3 ejes ortogonales. Finalmente se calculó la entropía muestral (143). Para el cálculo de la entropía se configuró la tolerancia a 0,3 veces la desviación estándar y la dimensión a 2 muestras.

## **2.6. Análisis matemático**

Cuando se dispuso de los parámetros de resumen de cada una de las señales adquiridas, se realizó el análisis matemático necesario para poder obtener los modelos de estimación de los METs mediante las aceleraciones. Concretamente la técnica matemática empleada fue los modelos lineales generales.

Para poder obtener resultados con los que contrastar los diferentes objetivos se obtuvieron los siguientes modelos de regresión:

1. Modelo lineal general empleando los minutos de transición y sólo los datos de aceleración sin desfase.
2. Modelo lineal general sin emplear los minutos de transición y sólo los datos de aceleración sin desfase.
3. Modelo lineal general con los minutos de transición y los datos de aceleración con desfase de 4, 3, 2 y 1 minuto.

4. Modelo lineal general con los minutos de transición y los datos de aceleración del dominio temporal sin desfase.
5. Modelo lineal general con los minutos de transición y los datos de aceleración del dominio frecuencial sin desfase.
6. Modelo lineal general con los minutos de transición y los datos de aceleración sobre la estructura temporal de la señal sin desfase.

Estos modelos se calcularon tanto para el acelerómetro *Actigraph GT3X* como para el del dispositivo *nECG minder*.

Por otro lado, antes de obtener los modelos de regresión los datos fueron divididos en dos subconjuntos: ajuste y validación. El conjunto de ajuste fue empleado para obtener los modelos que fueron aplicados sobre el conjunto de validación. Los resultados obtenidos sobre el conjunto de validación pueden ser generalizados ya que estos datos no han sido empleados para obtener los modelos. Se comprobó que la proporción de actividades fuese la misma en ambos subconjuntos y que no existieran diferencias significativas en ninguna variable entre ellos.

Por último, ya que muchas de las variables de aceleración estuvieron altamente correlacionadas se aplicó un análisis de componentes principales sobre el conjunto de datos de ajuste. De esta forma los componentes principales obtenidos mantienen la información original y no presentan correlaciones entre ellos. Los coeficientes obtenidos en el análisis de componentes principales fueron aplicados sobre el conjunto de validación para obtener los mismos componentes principales en este subconjunto de datos.

A continuación se emplearon los componentes principales del conjunto de ajuste para obtener los modelos de estimación de los METs. Este

proceso se describe en detalle en los siguientes apartados. El programa utilizado para realizar estos análisis matemático fue Matlab 2013a (Mathworks Inc, Natick, MA, USA).

Un modelo lineal general establece una relación entre una variable que se desea estimar y un conjunto de variables predictoras. Esta relación es lineal y se puede representar por una ecuación del siguiente tipo:

$$y = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n \quad \text{Ec. 2.2}$$

donde  $y$  es la estimación de la variable de interés que sigue una distribución gaussiana (METs en nuestro estudio),  $x_1, x_2, x_n$  son las variables predictoras,  $b_0$  es el sesgo y  $b_1, b_2, b_n$  son los pesos.

Por tanto, si se obtienen los pesos  $b_n$  de una ecuación en la que los predictores sean variables de aceleración y la variable de salida son los METs, se dispondrá de una ecuación que permitirá estimar los METs mediante las aceleraciones.

### **2.6.1. Variables de los modelos lineales generales**

Se diseñaron diferentes modelos lineales generales con la finalidad de poder contar con la información necesaria para dar respuesta a los objetivos planteados. En todos los casos la variable a estimar fueron los METs.

Al obtener los modelos, de todos los componentes principales disponibles, se seleccionaron sólo 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 obtiene un modelo inicial (con una selección

aleatoria de variables), ii. si alguna de las variables no incluidas 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 de las variables incluidas en el modelo tiene un valor- $p > 0,1$ , se elimina la variable con un mayor valor- $p$  (y se vuelve al punto iv). Si no hay ninguna variable con  $p > 0,1$  se termina el proceso.

Pese a emplear este sistema de selección de variables, se produjeron algunos modelos con un número elevado de dimensiones. Por tanto, se realizó un segundo descarte de variables para obtener los modelos definitivos. En la figura 2.6 se puede apreciar como a medida que aumentaba el número de componentes principales incluidos en la ecuación las variables de rendimiento mejoran. No obstante, con la inclusión de los primeros componentes principales la mejora es mucho más elevada. Cuando el número de componentes principales incluido es elevado, la inclusión de nuevas dimensiones no proporciona mejoras sustanciales en los modelos. Por tanto, decidimos seleccionar el menor número de dimensiones que proporcionaba un error cuadrático medio (ECM) menor al 110 % del ECM del modelo propuesto por el sistema *forward stepwise*.

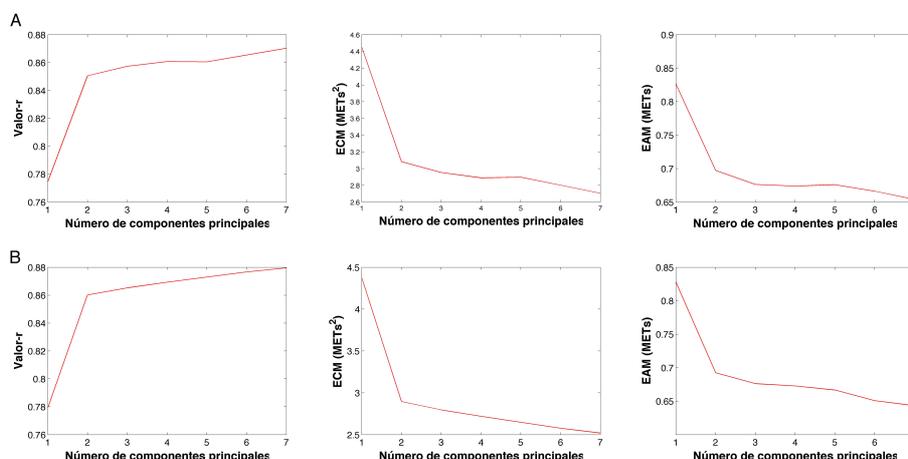


Figura 2.6. Efecto del número de componentes principales incluidos en el modelo sobre los parámetros de rendimiento.

*A; los tres paneles superiores se refieren al conjunto de validación. B; los tres paneles inferiores se refieren al conjunto de ajuste. ECM = Error Cuadrático Medio; EAM = Error Absoluto Medio.*

### 2.6.2. Validación cruzada

Como se ha comentado con anterioridad, el conjunto de datos total fue dividido en dos subconjuntos: ajuste y validación. El conjunto de ajuste estuvo formado por el 80 % de los casos y se empleó para obtener los diferentes modelos de regresión. Por otro lado el conjunto de validación estuvo formado por el 20 % de los casos. Sobre estos datos se aplicaron las ecuaciones obtenidas y se calcularon diferentes parámetros de rendimiento para evaluar la exactitud de los modelos. En los dos subconjuntos se mantuvo la misma proporción de actividades y no existieron diferencias significativas en ninguna de las variables entre el conjunto de ajuste y validación ( $p > 0,05$ ).

### 2.6.3. Obtención de los parámetros $b_n$

Los parámetros  $b_n$  fueron obtenidos utilizando el método de los mínimos cuadrados iterativamente ponderados. Concretamente, se empleó la función 'glmfit' que forma parte de la Statistics Toolbox en Matlab.

### 2.6.4. Parámetros de rendimiento

Los parámetros de rendimiento fueron calculados para comprobar la exactitud de los modelos. En todos los casos, se calcularon para el conjunto de ajuste y validación, no obstante no hay que olvidar que los resultados que pueden generalizarse son los obtenidos en el conjunto de validación.

Los parámetros calculados fueron el coeficiente de correlación de Pearson (valor-r), el error cuadrático medio (ECM) y el error absoluto medio (EAM) entre los METs reales y los METs estimados. El cálculo de estas variables se realizó siguiendo las ecuaciones 2.3, 2.4 y 2.5 respectivamente.

$$\text{valor} - r = \frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)(\bar{x}_{sim} - x_{sim_i})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (\bar{x}_{sim} - x_{sim_i})^2}} \quad \text{Ec. 2.3}$$

$$ECM = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_{sim_i})^2}{n} \quad \text{Ec. 2.4}$$

$$EAM = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - x_{sim_i}|}{n} \quad \text{Ec. 2.5}$$

### *Metodología*

---

En estas ecuaciones  $x$  representa el valor real de los METs,  $X_{sim}$  representa el valor simulado,  $m$  expresa el número de datos incluidos en el subconjunto explorado y  $n$  representa el número de sujetos.

---

# **3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL**

---



### 3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

#### 3.1. Resultados

Este apartado se compone de tres subapartados. En el primero se analizan los valores de  $VO_2$  obtenidos en cada una de las actividades realizadas. En cada uno de los dos restantes, se va a analizar la exactitud de los modelos de estimación de los METs para cada uno de los dos dispositivos empleados. En primer lugar se presentarán los datos relativos a la validación del acelerómetro *GT3X*. A continuación se analizarán los resultados generados a partir de la validación del acelerómetro del dispositivo *nECG minder*.

Dentro de cada uno de estos dos últimos subapartados se expondrán los siguientes aspectos: i. Influencia de la inclusión de los minutos de transición sobre los modelos de estimación, ii. Efecto de la introducción de un desfase entre las aceleraciones y los METs, iii. importancia de cada tipo de variable en la estimación de los METs.

##### 3.1.1. Consumo de oxígeno en las actividades realizadas

En este primer apartado se van a presentar los valores de  $VO_2$  observados en las diferentes actividades incluidas en la rutina de actividades (figura 3.1). La actividad de subir y bajar escaleras requirió un consumo medio de 21,68 (3,68)  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ . Ésta fue la actividad más intensa, seguida de caminar rápido (media = 19,1  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ; DS = 2,43  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ) e ir en bicicleta (media = 19,41  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ; DS = 3,36  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ).

Del resto de actividades, aquellas que pueden considerarse como tareas de intensidad moderada (i.e., mayor de 10,5  $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ) fueron

## Resultados y desarrollo argumental

---

caminar despacio (media = 16,23 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>; DS = 2,46 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>), pasar la mopa (media = 10,58 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>; DS = 1,96 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>) y trasladar cajas (media = 13,66 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>; DS = 2,35 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>).

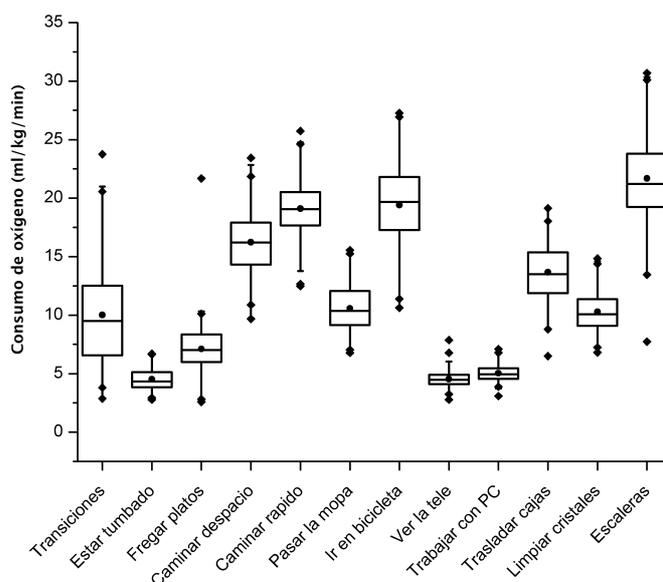


Figura 3.1. Gráficos Box-Whisker del consumo de oxígeno en las actividades realizadas

---

Por otro lado, la actividad de limpiar los cristales y los minutos de transición entre actividades mostraron un VO<sub>2</sub> promedio de 10,28 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup> (DS = 1,64 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>) y 10,02 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup> (DS = 4,13 ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>) respectivamente. Estas actividades podrían ser de suficiente intensidad para algunas personas como para considerarlas de intensidad moderada a vigorosa. Cabe destacar que los minutos de transición de actividades fueron los que mostraron una mayor variabilidad. Esto es debido a que el consumo de esos minutos va a depender de las actividades que se estuviesen realizando previamente.

Por último, las actividades de menor intensidad fueron estar tumbado, ver la televisión, trabajar con el ordenador y fregar los platos. Estas actividades mostraron un consumo de  $4,52 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (DS =  $0,87 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ),  $4,54 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (DS =  $0,73 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ),  $5,04 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (DS =  $0,69 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ) y  $7,11 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (DS =  $1,84 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ) respectivamente.

### **3.1.2. Exactitud de los modelos para el acelerómetro GT3X**

La figura 3.2 nos presenta los parámetros de rendimiento en función del conjunto de datos empleados para establecer el modelo predictivo del GE de las actividades estipuladas.

En este estudio se han comparado dos modelos diferentes. En primer lugar se diseñó un modelo lineal múltiple empleando datos de transición entre actividades (CT). Este modelo fue validado con un conjunto de datos en los que también se incluyeron minutos de transición. El segundo modelo fue diseñado sin incluir minutos de transición en el conjunto de ajuste. Este modelo fue validado en un conjunto de datos en los que no se incluyeron minutos de transición (ST) y otro en el que sí se incluyeron minutos de este tipo (ST2).

Como puede observarse el coeficiente de correlación fue ligeramente superior en el caso ST que en los otros dos. Entre CT y ST2 no aparecen grandes diferencias. Por lo que respecta al ECM, se encontraron valores más bajos en ST que en CT y ST2. Entre estos dos últimos las diferencias fueron inexistentes. Por último, en la variable EAM se obtuvieron valores más bajos en el CT que en los otros dos casos.

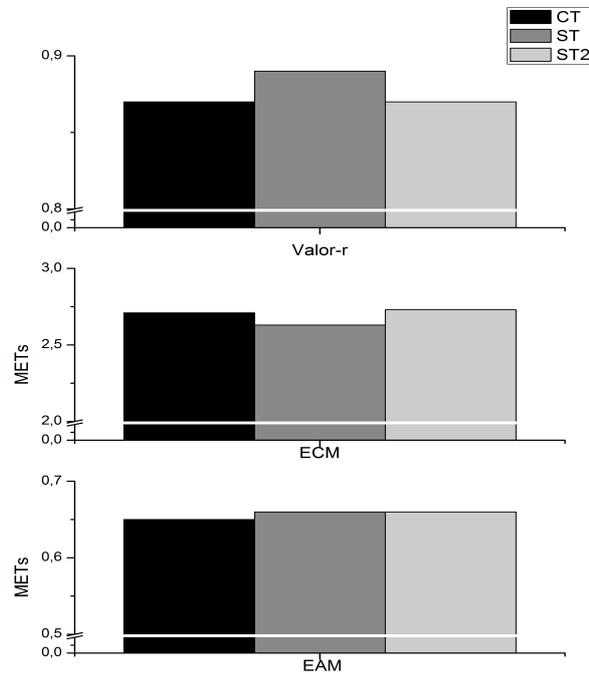


Figura 3.2. Parámetros de rendimiento para el conjunto de validación en función del conjunto de datos empleado para establecer el modelo.

---

*Valor-r = Índice de Correlación; ECM = error cuadrático medio; EAM = error absoluto medio; METs = índice metabólico; CT = conjuntos de ajuste y validación con transiciones; ST = conjuntos de ajuste y validación sin transiciones; ST2 = conjunto de ajuste sin transiciones, conjunto de validación con transiciones.*

Las diferencias existentes en los parámetros de rendimiento entre el ST y el ST2 indican que los modelos diseñados y validados sin datos de transición entre actividades van a generar estimaciones de menor exactitud cuando se incluyen dichos datos de transición.

A continuación, y considerando que la mejor opción es emplear modelos diseñados con el empleo de los minutos de transición entre actividades, se va a proceder a comprobar si existe un desfase entre las

aceleraciones y los METs. Es decir, lo que se pretende es comprobar si los datos de aceleración de los minutos anteriores son una fuente de información importante para estimar los METs del instante actual.

Como puede observarse en la figura 3.3 los mejores modelos se obtienen al no incluir un desfase entre las aceleraciones y los METs con independencia del número de estimadores incluidos en los modelos. Además, la relación de cambio de los parámetros de rendimiento a medida que aumenta el desfase introducido sigue una relación lineal inversa para el coeficiente de correlación y directa para el ECM y EAM.

Por otro lado, en la figura 3.3 se puede constatar que la inclusión de estimadores mejora ligeramente los valores de rendimiento de los modelos obtenidos. De hecho, en algunos casos, las diferencias obtenidas entre los modelos de 3 y 5 estimadores son casi inexistentes.

Por último, vamos a comprobar la importancia de cada tipo de variables para estimar los METs. Concretamente se han dividido las variables en tres categorías: i. Variables del dominio temporal, ii. Variables del dominio frecuencial y iii. Variables que informan de la estructura temporal de la señal.

En la tabla 3.1 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables temporales (de cada uno de los ejes) con los METs. Como puede observarse la correlación más elevada fue la encontrada entre el rango intercuartílico del eje 3 y los METs (i.e., 0,83). Sólo un 11,1 % de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron débiles o moderadas (i.e., entre 0 y 0,59), mientras que el 69,44 % fueron fuertes (i.e., entre 0,6 y 0,79) y el 19,44 % muy fuertes (i.e., entre 0,8 y 1).

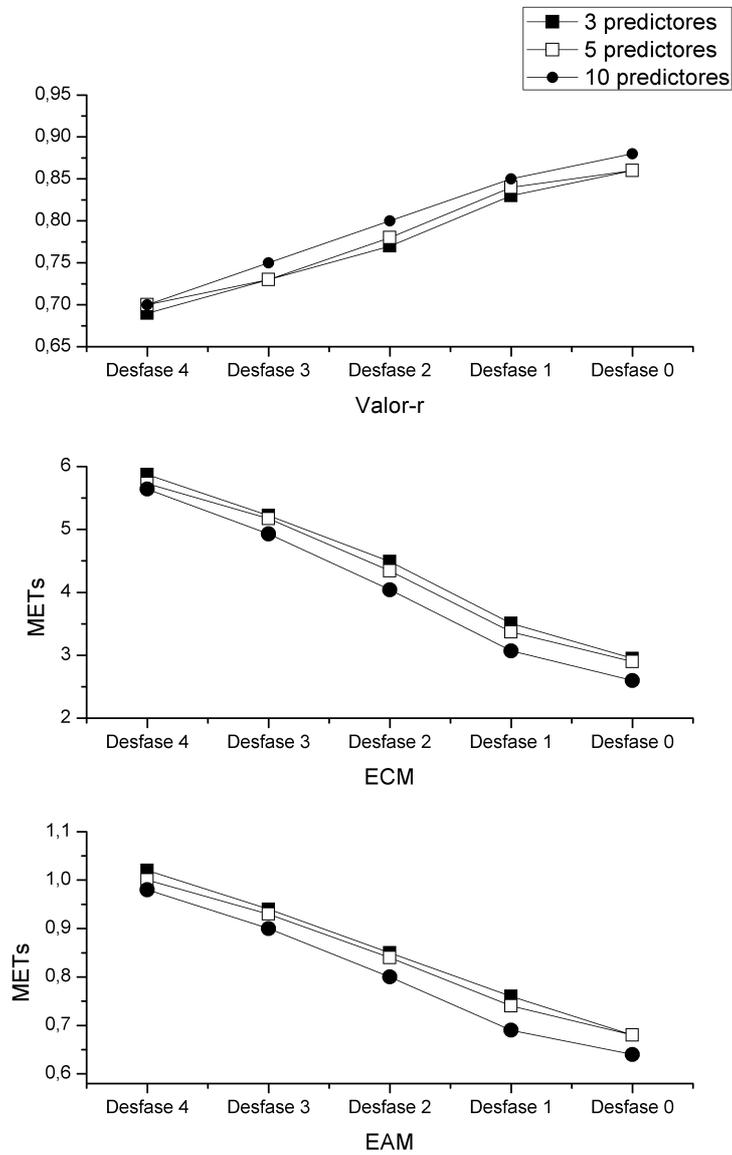


Figura 3.3. Efecto del desfase en los parámetros de rendimiento de los modelos de estimación del acelerómetro *GT3X*.

*Valor r* = Índice de Correlación; *ECM* = error cuadrático medio; *EAM* = error absoluto medio; *METS* = índice metabólico.

Tabla 3.1. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio temporal.

	Eje 1	Eje 2	Eje 3	Vector resultante
<i>Percentil 10</i>	-0,76	-0,75	-0,18	0,72
<i>Percentil 25</i>	0,76	-0,76	-0,76	-0,40
<i>Percentil 50</i>	0,75	0,74	-0,82	-0,82
<i>Percentil 75</i>	-0,43	0,82	0,80	-0,72
<i>Percentil 90</i>	-0,71	-0,20	0,68	0,73
<i>Rango 25-75</i>	0,74	0,77	0,83	0,69
<i>Rango 10-90</i>	0,76	0,76	0,81	0,73
<i>Varianza</i>	0,68	0,66	0,69	0,65
<i>Desviación Estándar</i>	0,77	0,76	0,81	0,73

En la tabla 3.2 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables frecuenciales (de cada uno de los ejes) con los METs. La correlación más elevada fue la encontrada entre la norma vectorial de los coeficientes de aproximación del eje 3 y los METs (i.e., 0,82). La mayor parte de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron fuertes 91,67 %, (i.e., entre 0,6 y 0,79) y el 8,33 % muy fuertes (i.e., entre 0,8 y 1).

En la tabla 3.3 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables que informan de la estructura temporal de la señal (de cada uno de los ejes) y los METs. Como puede observarse la correlación más elevada fue la encontrada entre el coeficiente de auto-correlación del vector resultante y los METs (i.e., 0,73). Todos los demás resultados de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron débiles o moderadas (i.e., entre 0 y 0,59).

*Resultados y desarrollo argumental*

Tabla 3.2. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio frecuencial.

	<b>Eje 1</b>	<b>Eje 2</b>	<b>Eje 3</b>	<b>Vector resultante</b>
<i>NA<sub>2</sub></i>	0,77	0,77	0,82	0,73
<i>ND<sub>1</sub></i>	0,73	0,73	0,73	0,73
<i>ND<sub>2</sub></i>	0,72	0,69	0,69	0,72

*NA<sub>2</sub>* = norma vectorial de los coeficientes de aproximación; *ND<sub>1</sub>* = norma vectorial de los coeficientes de detalle del primer nivel de resolución; *ND<sub>2</sub>* = norma vectorial de los coeficientes de detalle del segundo nivel de resolución.

Tabla 3.3. Correlación de Pearson entre los METs y las variables que informan de la estructura temporal de la señal .

	<b>Eje 1</b>	<b>Eje 2</b>	<b>Eje 3</b>	<b>Vector resultante</b>
<i>Auto-correlación</i>	0,47	0,03	0,06	0,73
<i>Entropía</i>	0,00	0,33	0,00	-0,21
<i>Correlación cruzada eje1/eje2</i>			0,44	
<i>Correlación cruzada eje1/eje3</i>			0,23	
<i>Correlación cruzada eje2/eje3</i>			0,07	

Finalmente, en la tabla 3.4 se presentan los valores de rendimiento obtenidos mediante modelos diseñados únicamente con cada tipo de variable y otro en el que se incluyeron todos los tipos de variables. Debido al escaso número de estimadores del dominio frecuencial, el número de variables de entrada de estos modelos lineales múltiples se fijó en 2.

Los coeficientes de correlación más altos y los errores de estimación más bajos se encontraron para el modelo que emplea todas las

variables. Ya que el número de grados de libertad de los diferentes modelos es el mismo, la mayor exactitud del modelo que incluye todos los tipos de variables podría ser debida precisamente a la complementariedad existente en la información disponible en cada tipo de variable a la hora de realizar la estimación de la AF.

Por otro lado, los parámetros de rendimiento entre los modelos obtenidos con las variables temporales y frecuenciales no presentan grandes diferencias. No obstante, el modelo obtenido con las variables que informan de la estructura temporal de la señal ha obtenido una menor exactitud.

Tabla 3.4. Parámetros de rendimiento de los modelos lineales obtenidos para el acelerómetro *Actigraph GT3X*.

<b>Variables</b>	<b>Conjunto</b>	<b>Valor r</b>	<b>ECM</b>	<b>EAM</b>
Todas (n = 2)	Ajuste	0,86	2,9	0,69
	Validación	0,85	3,08	0,7
Temporales (n = 2)	Ajuste	0,83	3,43	0,71
	Validación	0,82	3,57	0,73
Frecuenciales (n = 2)	Ajuste	0,81	3,81	0,75
	Validación	0,8	3,96	0,77
Estructura temporal (n = 2)	Ajuste	0,76	4,65	0,89
	Validación	0,78	4,3	0,86

Finalmente, se obtuvo el mejor modelo para el acelerómetro *GT3X* en el que se incluyeron todos los tipos de variables, los minutos de transición y no se incluyó ningún desfase entre las aceleraciones y los METs. Se seleccionó el número de predictores que obtuvo un buen equilibrio entre los grados de libertad y la exactitud de la estimación. Concretamente el mejor modelo encontrado para dicho acelerómetro estuvo formado por 7 predictores (ecuación 3.1).

## Resultados y desarrollo argumental

$$\begin{aligned} METs = & 1,48 - 3,93PC_1 - 13,64PC_2 - 9,03PC_3 & \text{Ec. 3.1} \\ & -15,97PC_7 - 11,6PC_{11} + 3,69PC_{16} - 12,84PC_{19} \end{aligned}$$

donde PC representa un componente principal y el subíndice  $i = 1, 2, \dots, 19$  representa el número asignado a dicho componente principal.

Con este modelo se obtuvo, para el conjunto de ajuste, un valor-r de 0,88, un error absoluto medio de 0,64 METs y un error cuadrático medio de 2,52 METs<sup>2</sup>. Por lo que respecta al conjunto de validación se obtuvo un valor-r de 0,87, un error absoluto medio de 0,65 METs y un error cuadrático medio de 2,71 METs<sup>2</sup>.

En la figura 3.4 se puede observar la exactitud de la estimación en cada una de las actividades realizadas. La actividad en la que se muestra una mayor diferencia tanto en valor absoluto como en porcentaje (i.e., 25,74 %) fue ir en bicicleta. El resto de actividades mostraron un error en porcentaje menor del 25 %. Por otro lado, la actividad que mostró una mayor exactitud en porcentaje (i.e., 98,51 %) y valor absoluto fue caminar despacio.

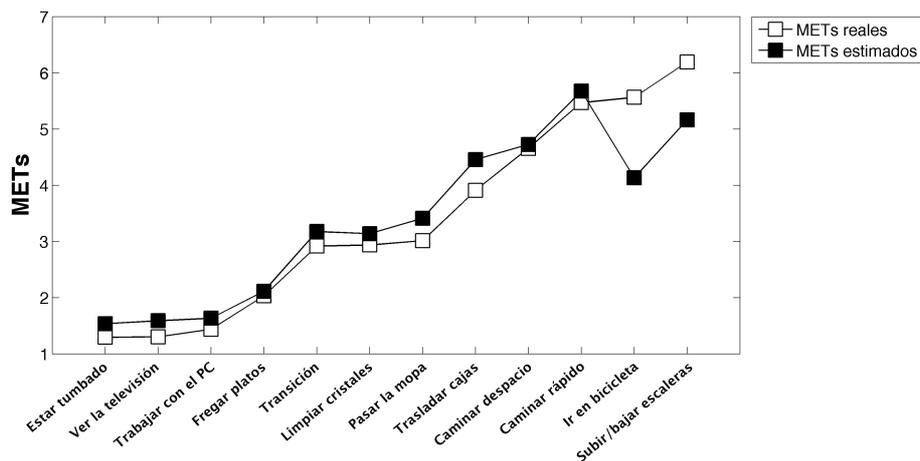


Figura 3.4. Exactitud del modelo lineal múltiple para el acelerómetro GT3X para cada una de las actividades testadas.

### **3.1.3. Exactitud de los modelos para el acelerómetro *nECG minder***

La figura 3.5 nos presenta los parámetros de rendimiento en función del conjunto de datos empleados para establecer el modelo predictivo del GE de las actividades estipuladas.

El modelo lineal múltiple CT obtuvo un coeficiente de correlación más bajo y un mayor error de estimación que el modelo elaborado sin incluir los minutos de transición entre actividades y validado con un conjunto de datos también sin minutos de transición (i.e., ST). No obstante, cuando este último fue validado sobre un conjunto de datos con transiciones su rendimiento bajó hasta situarse al mismo nivel que el modelo lineal múltiple ajustado con datos que incluían minutos de transición.

Las diferencias existentes en los parámetros de rendimiento entre el ST y el ST2 indican que los modelos diseñados y validados sin datos de transición entre actividades van a generar estimaciones de menor exactitud cuando se incluyen dichos datos de transición. Por lo tanto, se ha considerado que es mejor incluir los minutos de transición entre actividades para obtener los modelos lineales múltiples que permitan estimar el GE mediante acelerómetros. De ahora en adelante, todos los modelos que aparecen en este apartado de resultados han sido obtenidos incluyendo los minutos de transición tanto en el conjunto de ajuste del modelo como en el de validación.

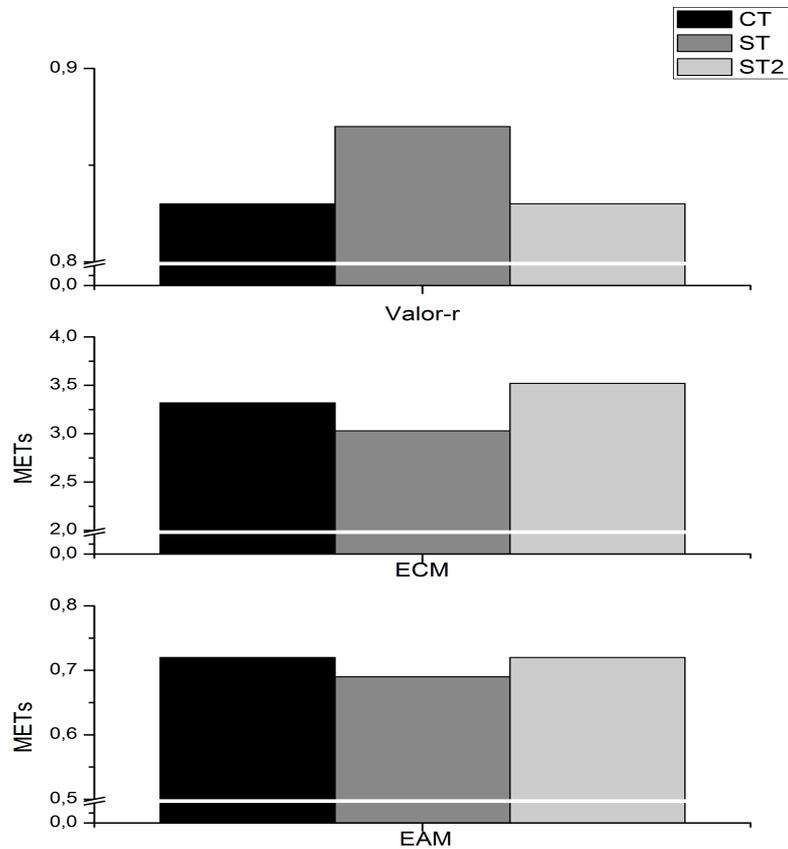


Figura 3.5. Parámetros de rendimiento para el conjunto de validación en función del conjunto de datos empleado para establecer el modelo.

---

*Valor r = Índice de Correlacion; ECM = error cuadrático medio; EAM = error absoluto medio; METs = índice metabólico; CT = conjuntos de ajuste y validación con transiciones; ST = conjuntos de ajuste y validación sin transiciones; ST2 = conjunto de ajuste sin transiciones, conjunto de validación con transiciones.*

A continuación, se va a proceder a comprobar si existe un desfase entre las aceleraciones y los METs. Para ello se diseñaron modelos lineales múltiples de estimación de los METs mediante las aceleraciones del

mismo minuto (desfase 0), del minuto anterior (desfase 1) y así sucesivamente.

Al igual que ocurría con el acelerómetro *GT3X*, los mejores modelos se obtienen al no incluir un desfase entre las aceleraciones y los METs con independencia del número de estimadores incluidos en los modelos (figura 3.6). Además, la relación de cambio de los parámetros de rendimiento a medida que aumenta el desfase introducido sigue una relación lineal inversa para el coeficiente de correlación y directa para el ECM y EAM. Por otro lado, en la figura se puede constatar que la inclusión de estimadores mejora ligeramente los valores de rendimiento de los modelos obtenidos.

También se ha comprobado la importancia de los tipos de variables incluidos en este trabajo a la hora de estimar el GE por AF con el acelerómetro del dispositivo *nECG minder*.

En la tabla 3.5 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables del dominio temporal (de cada uno de los ejes) con los METs. Como puede observarse la correlación más elevada fue la encontrada entre el rango intercuartílico del eje 2 y los METs (i.e., 0,78). Solo un 11,11 % de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron débiles o moderadas (i.e., entre 0 y 0,59), mientras que el 88,89 % fueron fuertes (i.e., entre 0,6 y 0,79).

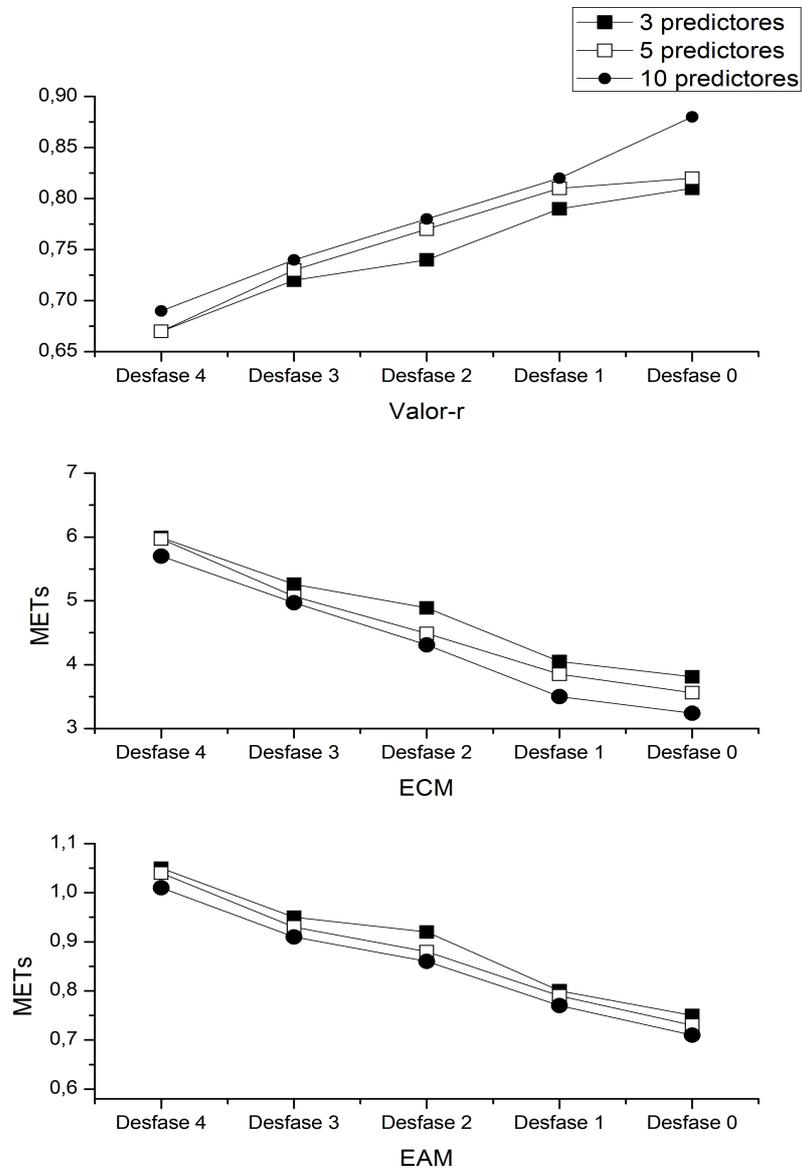


Figura 3.6. Efecto del desfase en los parámetros de rendimiento de los modelos de estimación del acelerómetro del dispositivo *nECG minder*.

Valor  $r$  = Índice de Correlación; ECM = error cuadrático medio; EAM = error absoluto medio; METs = índice metabólico.

Tabla 3.5. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio temporal.

	Eje 1	Eje 2	Eje 3	Vector resultante
<i>Percentil 10</i>	-0,74	-0,74	-0,12	0,71
<i>Percentil 25</i>	0,74	-0,72	-0,69	-0,39
<i>Percentil 50</i>	0,67	0,71	-0,76	-0,74
<i>Percentil 75</i>	-0,53	0,73	0,69	-0,72
<i>Percentil 90</i>	-0,69	-0,37	0,67	0,7
<i>Rango 25-75</i>	0,73	0,78	0,77	0,68
<i>Rango 10-90</i>	0,74	0,72	0,73	0,71
<i>Varianza</i>	0,68	0,63	0,62	0,63
<i>Desviación Estándar</i>	0,75	0,73	0,72	0,72

En la tabla 3.6 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables del dominio frecuencial (de cada uno de los ejes) con los METs. Como puede observarse la correlación más elevada fue la encontrada entre la norma vectorial de los coeficientes de aproximación del eje 1 y los METs (i.e., 0,74). Todos los resultados de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron fuertes (i.e., entre 0,6 y 0,79).

En la tabla 3.7 se presentan los coeficientes de correlación entre las diferentes variables que informan de la estructura temporal de la señal con los METs. La correlación más elevada fue la encontrada entre el coeficiente de auto-correlación del vector resultante y los METs (i.e., 0,66). Todos los demás resultados de las correlaciones entre estas variables y los METs fueron débiles o moderadas (i.e., entre 0 y 0,59).

*Resultados y desarrollo argumental*

Tabla 3.6. Correlación de Pearson entre los METs y las variables del dominio frecuencial.

	<b>Eje 1</b>	<b>Eje 2</b>	<b>Eje 3</b>	<b>Vector resultante</b>
<i>NA<sub>2</sub></i>	0,74	0,73	0,73	0,72
<i>ND<sub>1</sub></i>	0,69	0,71	0,64	0,7
<i>ND<sub>2</sub></i>	0,68	0,7	0,63	0,7

*NA<sub>2</sub>*= norma vectorial de los coeficientes de aproximación; *ND<sub>1</sub>*= norma vectorial de los coeficientes de detalle del primer nivel de resolución; *ND<sub>2</sub>* = norma vectorial de los coeficientes de detalle del segundo nivel de resolución.

Tabla 3.7. Correlación de Pearson entre los METs y las variables que informan de la estructura temporal de la señal .

	<b>Eje 1</b>	<b>Eje 2</b>	<b>Eje 3</b>	<b>Vector resultante</b>
<i>Auto-correlación</i>	0,21	0,56	-0,13	0,66
<i>Entropía</i>	0,16	0	-0,05	0
<i>Correlación cruzada eje1/eje2</i>			-0,2	
<i>Correlación cruzada eje1/eje3</i>			-0,02	
<i>Correlación cruzada eje2/eje3</i>			-0,23	

Finalmente en la tabla 3.8 se presentan los valores de rendimiento obtenidos mediante un modelo que emplea cada tipo de variables y un último modelo que emplea todos los tipos de variables. El número de estimadores de estos modelos lineales se fijó en 2.

Tabla 3.8. Parámetros de rendimiento de los modelos lineales obtenidos para el acelerómetro *nECG minder*.

<b>Variabes</b>	<b>Conjunto</b>	<b>Valor r</b>	<b>ECM</b>	<b>EAM</b>
Todas (n = 2)	Ajuste	0,79	4,17	0,8
	Validación	0,79	4,15	0,8
Temporales (n = 2)	Ajuste	0,8	3,9	0,76
	Validación	0,8	3,89	0,76
Frecuenciales (n = 2)	Ajuste	0,77	4,45	0,83
	Validación	0,76	4,55	0,82
Estructura temporal (n = 2)	Ajuste	0,57	7,52	1,13
	Validación	0,55	7,66	1,14

En este caso, el modelo que tan solo incluye las variables del dominio temporal mostró una exactitud ligeramente superior al modelo que empleó todos los tipos de variables. Por tanto, para establecer los modelos de estimación de este acelerómetros es recomendable incluir solo las variables del dominio temporal.

En este caso, el modelo diseñado con las variables que informan de la estructura temporal de la señal mostró un rendimiento bastante inferior al obtenido con las variables del dominio frecuencial. A su vez, éste último mostró un menor rendimiento que el diseñado con las variables del dominio temporal. Las diferencias entre ellos fueron mucho más pronunciadas que las encontradas en el acelerómetro *GT3X*.

Finalmente se obtuvo el mejor modelo para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* en el que se incluyeron solo las variables del dominio temporal. Se seleccionó el número de predictores que obtuvo un buen equilibrio entre los grados de libertad y la exactitud de la estimación. Concretamente el mejor modelo encontrado para dicho acelerómetro estuvo formado por 7 predictores (ecuación 3.2).

$$\begin{aligned} METs = & 1,59 + 11,76PC_1 - 56,47PC_2 + 44,4PC_3 \\ & -10,66PC_4 - 5,53PC_6 - 3,67PC_7 - 2,17PC_9 \end{aligned} \quad \text{Ec. 3.2}$$

donde PC representa un componente principal y el subíndice  $i = 1, 2, \dots, 9$  representa el número asignado a dicho componente principal.

Este modelo lineal múltiple diseñado para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* obtuvo un valor-r de 0,83 tanto sobre el conjunto de ajuste como sobre el de validación. Por otro lado el error absoluto medio fue de 0,7 METs y 0,69 METs respectivamente. Por último, el error cuadrático medio fue de 3,4 METs<sup>2</sup> para el conjunto de ajuste y 3,32 METs<sup>2</sup> para el de validación.

En la figura 3.7 se puede observar la exactitud de la estimación en cada una de las actividades realizadas. La actividad en la que se muestra una mayor diferencia tanto en valor absoluto como en porcentaje (i.e., 29,9 %) fue ir en bicicleta. Las tareas estar tumbado, ver la televisión y pasar la mopa obtuvieron errores de estimación ligeramente superiores al 20 %. El resto de actividades mostraron un error en porcentaje menor del 20 %. Por otro lado, la actividad que mostró una mayor exactitud en porcentaje (i.e., 96,65 %) fue caminar rápido.

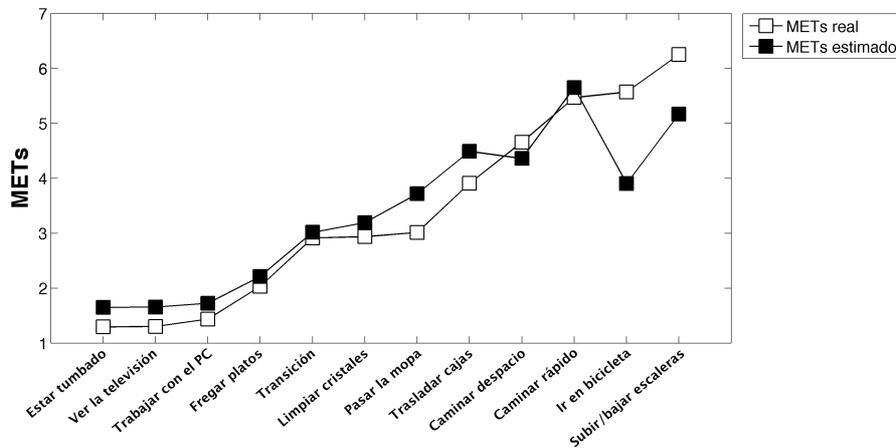


Figura 3.7. Exactitud del modelo lineal múltiple para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* para cada una de las actividades testadas.

### 3.2. Desarrollo argumental

La cuantificación de la AF ha sido un tema de investigación sobre el que se ha publicado un gran número de trabajos científicos en las últimas dos décadas. Uno de los mayores problemas a solucionar al respecto es que existe un gran número de métodos de medición y estimación de la AF. No obstante, éstos pueden ser clasificados en dos grandes grupos. Por un lado, aquellos métodos que requieren de instrumental caro y que generan una gran incomodidad a los sujetos de estudio (e.g., calorimetría directa e indirecta) y por otro instrumentos económicos y de gran comodidad (e.g. monitores de FC y sensores de movimiento). En función de sus virtudes y limitaciones cada uno de ellos tiene un ámbito de aplicación diferente. Los primeros, ven su uso limitado a estudios de laboratorio y ensayos clínicos realizados con muestras relativamente pequeñas. Los segundos, al ser más económicos y cómodos, pueden

emplearse con mayor facilidad en estudios epidemiológicos. Además, estos instrumentos pueden simplificarse y abaratare lo suficiente como para que se puedan comercializar para que cualquier persona pueda conocer y controlar su AF diaria. De esta forma todo el mundo podría auto-gestionar su GE por AF y ajustar su ingesta calórica en consecuencia.

Los métodos de estimación de la AF más utilizados para realizar estudios epidemiológicos son los instrumentos auto-informados (2, 7, 77, 90-95). No obstante, durante los últimos años se han empezado a publicar muchos trabajos de este tipo que utilizan acelerómetros. En la década de los 90, la acelerometría estaba todavía considerada en fase de desarrollo. El deseo de lograr comprender mejor la relación entre AF y salud, así como poder explicar el drástico aumento en la prevalencia de sobrepeso y obesidad en jóvenes y adultos, ha centrado la atención en la necesidad de mejorar las herramientas utilizadas para cuantificar los niveles de AF.

En 1999 se llevó a cabo en el prestigioso Instituto Cooper el congreso "Measurement of Physical Activity", donde se facilitaron a la comunidad científica algunas conclusiones y recomendaciones para aplicar en un futuro próximo sobre el empleo de los acelerómetros (144). Desde entonces, los investigadores han dedicado grandes esfuerzos para responder a la necesidad de mejorar este campo con los avances tecnológicos y las nuevas aplicaciones de tecnologías existentes y emergentes. La literatura científica publicada proporciona una demostración de su importancia a partir de esta fecha.

Todo ello ha provocado que se considere que los acelerómetros son la herramienta más prometedora para realizar estimaciones de campo de

la AF de forma exacta. Esto se desprende del gran número de publicaciones actuales relacionadas con la validación de acelerómetros para cuantificar la AF (100-103). Sin embargo, todavía existen algunos aspectos relacionados con la metodología de obtención de modelos de estimación de la AF a través de los acelerómetros que deben ser estudiados.

En el presente trabajo se ha intentado esclarecer algunos de estos aspectos. Además, se ha realizado por primera vez la validación de un nuevo acelerómetro comercial incluido en el dispositivo electromédico *nECG minder*.

Antes de pasar a discutir las mejoras en la metodología de la obtención de modelos de estimación de la AF que se derivan de los resultados encontrados en este trabajo, es importante analizar los valores de los parámetros extraídos de las diversas señales adquiridas. Por lo que respecta a la intensidad de las actividades, se han obtenido promedios de actividad que van de 1,29 a 6,19 METs. La actividad en la que se obtuvo un menor índice metabólico fue estar tumbado. Por otro lado, la actividad que supuso una mayor intensidad fue subir y bajar escaleras.

Como puede observarse, el consumo de la actividad en la que los sujetos estuvieron tumbados fue algo superior a 1 MET. Esto puede deberse a que las condiciones en nuestro estudio no fueron las necesarias para calcular el GE en reposo. El objetivo de dicha actividad no era obtener el GE en reposo sino obtener los METs en una de las actividades más comunes en la vida diaria de las personas. En este sentido, la actividad estar tumbado mostró un valor de 1,2 METs en un compendio publicado en el que se incluyen los METs que se consumen

### *Resultados y desarrollo argumental*

---

de forma aproximada en una gran cantidad de actividades de la vida diaria y físico-deportivas (145, 146).

Por lo que respecta al resto de actividades se han encontrado similitudes entre los valores proporcionados en dicho compendio y las obtenidas de forma experimental en este estudio. En primer lugar, nos centraremos en las actividades sedentarias o ligeras. En la actividad de fregar los platos obtuvimos un valor promedio de 2,03 METs mientras que en el compendio de actividades se le asignó un valor de 2,3 METs (145, 146). Por otro lado, al ver la televisión los sujetos de este estudio mostraron una actividad de 1,29 METs mientras que en el compendio se le asignó un valor de 1,2 METs (145, 146). Una actividad con una intensidad muy similar fue trabajar en el ordenador, en la que se obtuvo un valor de 1,43 y 1,5 METs en nuestro estudio y en el compendio de actividades respectivamente (145, 146).

Limpiar los cristales fue la única actividad que debería clasificarse de forma diferente en función de su intensidad atendiendo a los METs que se han obtenido en este estudio o en el mencionado compendio. Concretamente, en este estudio se obtuvo un valor de 2,93 METs. Por tanto esta tarea sería considerada como una actividad de intensidad ligera. Sin embargo, en el compendio de actividades se le asignó un valor de 3,5 METs, y por tanto sería considerada como una actividad de intensidad moderada (145, 146). A pesar de ello, cabe destacar que las diferencias existentes entre ambos valores no son muy elevadas.

Finalmente, analizaremos los valores alcanzados en actividades de intensidad moderada. La actividad caminar despacio fue una de las que más diferencia mostró en nuestro estudio (4,63 METs) respecto al compendio de actividades (3 METs) (145, 146). Estas diferencias

pueden deberse a una menor velocidad considerada como caminar lento en el compendio con respecto a la velocidad empleada en este estudio (diferencia de 0,3 km/h). También puede deberse a las características específicas del grupo de adultos que participó en este estudio. Sin embargo, la actividad caminar rápido obtuvo una intensidad de 5,54 METs, similar a la intensidad asignada en el compendio de actividades que fue de 6 METs (145, 146). También se obtuvieron valores similares en la actividad pasar la mopa en nuestro estudio con respecto al compendio de actividades (3,02 y 3,5 METs respectivamente) (145, 146). En la actividad traslado de cajas obtuvimos un valor de 3,9 METs frente al valor de 3 METs propuesto en el compendio (145, 146). Por lo que respecta a la actividad de subir y bajar escaleras aparecieron diferencias moderadas entre el valor de nuestro estudio (i.e., 6,19 METs) y el valor del compendio (i.e., 5,5 METs) (145). Estas diferencias pueden deberse al ritmo de ejecución de la actividad. Por último, la actividad que mostró valores más similares entre los obtenidos experimentalmente y los del compendio fue la de ir en bicicleta (i.e., 5,54 y 5,5 METs respectivamente) (145, 146).

Por lo que respecta a los datos de aceleración, lamentablemente no existen estudios de investigación que proporcionen datos sobre las variables que se han calculado en este estudio. Debido a que no se dispone de datos con los que comparar los obtenidos durante la realización de este trabajo creemos importante poner a disposición de los lectores los estadísticos descriptivos básicos de las variables de aceleración calculadas para cada una de las actividades (Anexo 2)

A continuación pasaremos a describir la contribución de nuestro estudio a la mejora de la metodología de estimación de la AF mediante

acelerómetros. Los primeros estudios de validación de acelerómetros surgieron como consecuencia de un estudio en el que se intentaron establecer cuáles eran las fuerzas verticales que se producían durante la realización de un trabajo industrial. Concretamente se observó una correlación entre la integral de la curva fuerza-tiempo y el GE (147). A partir de ese momento se han seguido diversas estrategias para mejorar la estimación de la AF con estos instrumentos.

Una de ellas ha sido mejorar el *hardware* con el que se adquieren las aceleraciones. Los primeros prototipos fueron acelerómetros piezo-eléctricos uniaxiales. En consecuencia, tan sólo eran capaces de registrar las aceleraciones en una única dirección (148). La dirección que fue más empleada en las investigaciones de aquella época fue la vertical. Sin embargo los modelos obtenidos tenían ciertas limitaciones derivadas del *hardware* empleado. Pronto se empezaron a desarrollar acelerómetros triaxiales y que empleaban diferentes magnitudes electrónicas para realizar la adquisición de los datos (i.e., acelerómetros piezo-resistivos y acelerómetros de condensadores variables). La posibilidad de registrar las aceleraciones en los tres ejes del espacio ayudó a mejorar en gran medida los modelos de estimación de la AF ya que se disponía de más información relacionada con el movimiento que estaban realizando los sujetos (149).

En este trabajo no se han realizado contribuciones relacionadas con la mejora del *hardware*. Sin embargo, además de realizar la validación de un acelerómetro comercial que ha sido ampliamente empleado en estudios de esta índole, se realizó por primera vez la validación de un dispositivo biomédico comercializado recientemente y que dispone de un acelerómetro integrado. Por tanto, aunque no se ha contribuido a la

mejora del *hardware*, se han diseñado los primeros modelos de estimación de la AF para el acelerómetro integrado en el dispositivo *nECG minder*.

Por otro lado, se ha mejorado la extracción de información de las señales de aceleración. Este aspecto ha sido abordado por diversos trabajos. Hasta hace relativamente poco tiempo, la mayoría de estudios de estimación de GE utilizaba como unidad de medida de las aceleraciones los *counts* (104-110). Un *count* es la diferencia existente entre dos niveles contiguos en la cuantización. Además, los *counts* eran integrados en bloques temporales de un minuto. Es decir, la salida final del acelerómetro estaba compuesta por un dato cada minuto que representa el sumatorio de *counts* (i.e., la integral en señales discretas) durante dicho minuto. Sin embargo, en diversos trabajos se ha recomendado obtener las aceleraciones brutas (en  $m \cdot s^2$  o cualquier otra unidad de medida de aceleración) para cada instante de tiempo muestreado. Al disponer de esta información, se puede realizar un procesamiento digital de señales para extraer características de la señal de aceleración de cada uno de los minutos adquiridos. Recientemente Liu et al., propusieron la utilización de variables del dominio temporal, del dominio frecuencial, variables sobre la estructura temporal de la señal así como variables demográficas y antropométricas en los modelos de estimación (120). La mayoría de artículos publicados hasta la fecha se han limitado al uso de variables del dominio temporal (74, 114, 119-121, 150-158).

De hecho, una de las más utilizadas ha sido los  $counts \cdot min^{-1}$  (114, 151-154). Sin embargo, el número de estudios que han utilizado variables del dominio frecuencial (74, 120) y variables sobre la estructura temporal de

la señal (119, 120) es muy reducido. Por tanto, es relativamente difícil conocer la importancia de cada tipo de variable para generar modelos de estimación del GE de gran exactitud.

Sin embargo, sí se han desarrollado estudios que han comprobado la importancia de diferentes tipos de variables de aceleración en clasificadores de actividades. Li et al., (2010) comprobaron que con la inclusión de variables temporales y frecuenciales se conseguía aumentar la exactitud de los clasificadores con respecto a aquellos diseñados con la inclusión de un solo tipo de variable (159). Preece et al., (2009) comprobaron que, en personas sanas, las variables del dominio frecuencial eran las más importantes para mejorar la exactitud de los clasificadores de actividades (141). Sin embargo, en función de la población de estudio y la posición/número de acelerómetros (así como del objetivo del estudio) es necesario comprobar que tipo de variables contienen más información.

Los datos de nuestro estudio evidencian la gran importancia de los tres tipos de variables contemplados en este estudio para aumentar la exactitud de los modelos de regresión del acelerómetro *GT3X*. Aunque se ha observado que de forma individual las variables que poseen una mayor cantidad de información relacionada con el GE son las del dominio temporal y frecuencial, parece que las variables que informan sobre la estructura temporal de la señal disponen de información complementaria que puede ayudar a mejorar los modelos de estimación. Sin embargo, para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* se ha encontrado que empleando únicamente las variables de dominio temporal se consiguen modelos de estimación de una exactitud similar a los modelos de regresión en los que también se incluyen variables del

dominio temporal y frecuencial. Por tanto, por eficiencia computacional, los modelos de regresión para este último dispositivo deben incluir tan sólo variables del dominio temporal.

Por último, se han realizado diversos avances en las técnicas de modelización empleadas. Desde la primera ecuación de regresión lineal propuesta por Montoye et al., (1983) se han realizado numerosos estudios sobre este tema (103).

Al principio, existió un gran interés por establecer ecuaciones lineales o lineales múltiples para los diferentes acelerómetros que comenzaban a comercializarse. Bouten et al., (149) fueron los primeros en cuestionar la linealidad de la relación existente entre las aceleraciones y el GE. Tras obtener un modelo lineal y otro cuadrático, se observó que la relación lineal proporcionaba una mejor explicación del problema.

Una de las contribuciones más importantes fueron las de Crouter et al., (114-118). En estos trabajos se empleó una función exponencial (en actividades con un bajo coeficiente de variación en las aceleraciones) y un polinomio de grado tres (en las actividades con un alto coeficiente de variación en las aceleraciones). 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 el *two-regression model* empleando diferentes acelerómetros comerciales.

Durante los últimos años se han publicado trabajos empleando herramientas de auto-aprendizaje que han ayudado a obtener modelos matemáticos flexibles que producen un menor error en la estimación del GE (119, 121). Por ejemplo, Staudenmayer et al. (119) emplearon una

red neural artificial y Su et al., (160) emplearon regresión de apoyo vectorial. Finalmente, otros autores han diseñado estimadores híbridos basados en el empleo de un clasificador de actividades y modelos de regresión específicos para cada tipo de actividad (161).

En el presente trabajo sólo se han incluido modelos lineales múltiples dejando de lado técnicas de modelización más avanzadas. No obstante, se ha hecho un esfuerzo por abordar problemas relacionados con el tipo de datos a incluir en las técnicas de modelización. Concretamente se han abordado dos problemas que han sido poco o nada estudiados hasta la fecha. El primero hace referencia a la inclusión de datos de transición entre actividades. Habitualmente se obtienen los modelos de estimación empleando sólo los minutos durante los cuales los sujetos realizan una determinada actividad de forma constante. Además, del total de minutos durante los que se realiza una actividad, sólo se seleccionan los minutos centrales (en los que el  $VO_2$  se ha estabilizado). Sin embargo, cuando los modelos de estimación se aplican sobre datos de la vida diaria, se incluyen datos de transición entre actividades así como los primeros minutos de realización de una actividad en los que el  $VO_2$  no se ha estabilizado. En nuestro estudio se ha realizado una comparación entre modelos obtenidos con matrices de datos en las que se incluían y no se incluían datos de transiciones. Los modelos sin datos de transición entre actividades proporcionan estimaciones de gran exactitud cuando se aplican sobre datos del mismo estilo. No obstante, cuando los datos sobre los que se aplican estos modelos incluyen transiciones se produce un descenso de su rendimiento. En consecuencia los modelos ajustados y validados sin minutos de transición obtienen una exactitud sobreestimada en comparación con la exactitud que van a mostrar al ser aplicados sobre datos cotidianos.

En segundo lugar, se ha valorado la inclusión, en los modelos de estimación, de un desfase entre las aceleraciones y el  $VO_2$  (y por tanto la AF expresada en METs). La cinética del  $VO_2$  que se observa cuando una persona pasa de una situación de reposo a una actividad de intensidad moderada y constante (e.g., carrera continua) sigue una función creciente con asíntota horizontal (figura 3.8).

$$MET(t) = (MET_{final} - 1) \cdot (1 - \exp(-t)) + 1$$

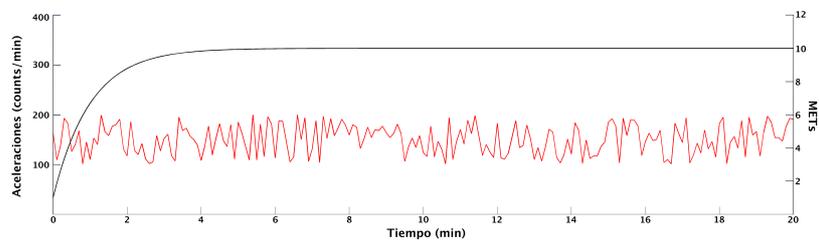


Figura 3.8. Ejemplo de la dinámica de los METs y las aceleraciones cuando una persona comienza a realizar una actividad.

Por tanto, las aceleraciones serán las mismas durante todo el tiempo que dure la actividad mientras que los METs aumentarán de forma progresiva hasta estabilizarse. Además, al finalizar la actividad, si vuelve a un estado de reposo, las aceleraciones serán nulas mientras que los METs seguirán siendo más elevados hasta que se salde la deuda de oxígeno contraída (126). Por tanto parece lógico pensar que para estimar los METs en un instante determinado deben emplearse las aceleraciones de los instantes anteriores. No obstante, nuestros resultados muestran que la inclusión de dicho desfase disminuye la exactitud de los modelos de estimación. Es posible que los modelos sin desfase hayan sido los de mayor exactitud por las condiciones experimentales empleadas. En el estudio se pedía a los sujetos realizar

cada una de las actividades durante 10 minutos de forma ininterrumpida. El hecho de incluir periodos de tiempo tan largos ha podido influir ya que los modelos podrían haber intentado aumentar la exactitud durante los minutos de realización de las actividades a costa de un descenso del rendimiento durante los minutos de transición. Otro factor que deberá tenerse en cuenta en futuros estudios es la variabilidad intersujetos en el tiempo que necesitan para estabilizar su  $VO_2$  para atender a las demandas de la actividad (127).

Dugas et al., (2005) obtuvieron modelos de estimación del GE mediante la FC (127). En su estudio demuestran que la inclusión de la FC durante el minuto anterior es importante para mejorar la exactitud de la estimación. Estos resultados son contradictorios con respecto a los encontrados en el presente estudio. De entre toda la bibliografía consultada para abordar este trabajo, no se encontraron trabajos previos que hayan intentado abordar este problema empleando acelerómetros. En consecuencia, en futuros estudios deberían contrastarse los resultados encontrados en el presente trabajo relacionados con la inclusión de un desfase entre las aceleraciones y los METs.

La ecuación lineal múltiple obtenida para el acelerómetro *Actigraph GT3X* mostró una exactitud similar o incluso mejor que la mayoría de ecuaciones lineales simples y múltiples publicadas hasta ahora para dicho acelerómetro (157). Freedson et al., (1998) obtuvieron una ecuación lineal simple con un coeficiente de correlación de 0,82 y un error estándar de la estimación de 1,12 METs (108). Por otro lado, Leenders et al., (2003) obtuvieron un modelo lineal simple con un valor-r de 0,74 y un error estándar de la estimación de 0,53 METs para la actividad de marcha sobre tapiz rodante (107). Utilizando tan sólo las

actividades de andar y correr Yngve et al., (2003) obtuvo una exactitud similar a la de nuestros modelos, con un valor-r de 0,86 y un error estándar de la estimación de 1,1 METs (108). Brooks et al., (2005) obtuvieron un coeficiente de correlación de 0,61 y un error estándar de la estimación de 0,4 METs (110). Sin embargo, su ecuación fue diseñada únicamente incluyendo una actividad, caminar. Todos estos estudios tienen una fuerte debilidad. Al incluir sólo una o dos actividades diferentes la variabilidad de patrones de aceleración incluida en los datos con los que diseñar los modelos es muy escasa, y por tanto estas ecuaciones mostrarán un rendimiento muy inferior cuando se apliquen sobre datos en los que se realicen actividades diferentes a las que fueron utilizadas en su diseño (113).

Otros autores obtuvieron modelos de estimación conseguidos con datos de aceleración y  $VO_2$  procedentes de la realización de una rutina amplia de actividades de la vida diaria. Hendelman et al., (2000), realizando 7 actividades diferentes, obtuvieron un modelo de estimación con un coeficiente de correlación de 0,35 y un error estándar de la estimación de 0,96 METs (106). Como puede observarse, el error de estimación fue similar al de nuestro modelo, sin embargo el coeficiente de correlación fue mucho más bajo. Por último, Swartz et al., (2000) realizaron una rutina de 27 actividades y obtuvieron una ecuación de regresión que mostró un valor-r de 0,32 y un error estándar de estimación de 1,16 METs (105).

No obstante, la exactitud del modelo planteado en este estudio (ecuación 3.1) fue inferior a modelos de estimación obtenidos previamente que utilizan técnicas de ajuste de datos más avanzadas (115, 119, 120, 161–163). En consecuencia, es importante que las innovaciones

metodológicas incluidas en este estudio (i.e., incluir minutos de transición de actividades, incluir todos los tipos de variables e incluso analizar el efecto de la inclusión de un desfase entre aceleraciones y METs) se apliquen en trabajos que empleen otras técnicas de ajuste de datos además de los modelos lineales múltiples (e.g., redes neuronales, regresión con vectores de soporte ...).

Por lo que respecta al modelo de estimación obtenido para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* obtuvo una exactitud ligeramente inferior a la del acelerómetro *GT3X*. Estas diferencias pueden ser debidas a la colocación del acelerómetro. Mientras que el dispositivo *GT3X* se colocó en la cadera derecha, el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* se colocó en el centro del pecho (i.e., apófisis xifoides). Esta diferencia de posición puede provocar que algunas de las variables de aceleración contengan menos importancia para estimar la AF. De hecho, si un acelerómetro se coloca en el centro del plano frontal corporal, tendrá dificultades para registrar las aceleraciones rotacionales producidas en el plano transversal. Esto podría ser responsable de la no inclusión de variables del dominio frecuencial y variables que informan sobre la estructura temporal de la señal en el modelo de estimación de la AF del acelerómetro *nECG minder*. Por tanto, esta limitación puede ser la responsable de la menor exactitud del modelo del acelerómetro *nECG minder*. En el futuro sería recomendable que se produjera una adaptación de dicho dispositivo para cambiar la colocación del acelerómetro en una zona más próxima a una de las caderas.

De este trabajo se desprenden importantes implicaciones metodológicas que pueden ayudar a mejorar los futuros trabajos cuyo propósito sea diseñar modelos de estimación de la AF mediante acelerómetros. En

primer lugar parece indispensable incluir minutos de transición entre actividades a la hora de obtener las ecuaciones de estimación. Hasta ahora en la mayor parte de estudios los modelos han sido obtenidos empleando solo los minutos en los que se realizaba una actividad determinada. Además, de entre esos minutos se seleccionaban solo aquellos que mostraban una mayor estabilidad de  $VO_2$ , es decir, los primeros minutos se desechaban ya que en ellos el  $VO_2$  se adapta progresivamente a las nuevas necesidades energéticas. Como hemos podido comprobar, los modelos que no incluyen estos minutos obtienen una buena exactitud, que disminuye de forma considerable cuando son validados con datos que si incluyen minutos de transición.

Por otro lado parece conveniente que en los modelos de estimación del acelerómetro *GT3X* se incluyan variables del dominio temporal, frecuencial y aquellas que informan sobre la estructura temporal de la señal. Además, consideramos que podría ser recomendable para cualquier acelerómetro que se colocase en una de las caderas. Hasta ahora la mayoría de estudios se ha limitado a utilizar la variable  $\text{counts}\cdot\text{min}^{-1}$  para obtener los modelos de estimación. Los estudios que han aumentado el número de variables calculadas e incluidas en sus modelos han conseguido que éstos muestren una mayor exactitud (115, 119, 120, 159, 161, 162).

Por otro lado, una de las limitaciones más importantes de este trabajo es que no se han empleado técnicas de modelización avanzadas como por ejemplo las redes neuronales artificiales o regresión mediante vectores de soporte. No obstante, se tomó esta decisión para disponer de modelos de regresión más sencillos que puedan llegar a ser utilizados más fácilmente y por una mayor cantidad de usuarios. Sin embargo,

sería interesante que futuros estudios incluyeran un mayor número de técnicas de modelización. Por otro lado, podría haber resultado interesante obtener modelos de estimación híbridos (i.e., clasificador de actividades y un modelo de estimación específico para cada tipo de actividad). Es posible que este tipo de estimadores proporcionen una mayor exactitud aunque por contra requieren de un mayor tiempo de computación. Finalmente, aunque se ha intentado incluir un número relativamente grande de sujetos y actividades la base de datos debería de ampliarse con el objetivo de incluir la mayor variabilidad posible de sujetos y actividades. De esta forma se conseguirían modelos de estimación más robustos y que sean capaces de mantener un buen rendimiento ante una gran variedad de datos.

Las limitaciones expuestas arriba avanzan algunos de los retos que es necesario afrontar en los próximos años. El primero de ellos es mejorar los modelos obtenidos aquí utilizando herramientas más avanzadas. Por otro lado, no sólo resulta interesante conocer la intensidad y duración de las AF realizadas (mediante la cuantificación de los METs) sino que también es necesario que se desarrollen estudios en los que se obtengan clasificadores de actividades. De esta forma se podrá hacer un análisis más completo de la AF que realizan las personas adultas de edad avanzada.

Por lo que respecta a la muestra y población de estudio. Sería recomendable seguir aumentando el tamaño de la muestra e incluso ampliar las características de la misma para poder extrapolar los resultados a una población más amplia. Por ejemplo se podría aumentar el rango de edad para que los modelos diseñados puedan emplearse en personas jóvenes o mayores (incluso esta variable podría introducirse

como un predictor más en los modelos de estimación). Relacionado con lo anterior, es necesario que la base de datos también se amplíe con la realización de más actividades comunes en la vida diaria de las personas (e.g., leer, conducir, jugar a juegos de mesa, practicar deportes...).

Por último, esta línea de trabajo finalizaría con la realización de estudios epidemiológicos en los que se consiga conocer los hábitos de práctica de la AF (mediante el empleo de acelerómetros y los modelos de estimación pertinentes) y cómo estos hábitos se relacionan con la salud de las personas.



---

## **4. CONCLUSIONES**

---



## 4. CONCLUSIONES

Las conclusiones que se extraen de los resultados obtenidos en este estudio son:

- Las ecuaciones diseñadas sin emplear los minutos de transición sobrestiman su exactitud, ya que cuando se aplican sobre datos con transiciones su rendimiento disminuye. En consecuencia es necesario que los modelos lineales múltiples que se obtengan para estimar la AF incluyan minutos de transición entre actividades.
- Aunque desde un punto de vista fisiológico se asume que existe un desfase entre el movimiento y el GE, los datos adquiridos no apoyan esta hipótesis. Los modelos de estimación que proporcionaron una mayor exactitud fueron aquellos que no incluyeron desfase entre las aceleraciones y los METs.
- Deben incluirse las variables temporales, frecuenciales y aquellas que informan sobre la estructura temporal de la señal en los modelos diseñados para el acelerómetro *GT3X* (y presumiblemente para todos aquellos que se coloquen en una cadera). Sin embargo, para el acelerómetro *nECG minder* (y probablemente para todos los acelerómetros colocados en la apófisis xifoides) es suficiente con incluir variables del dominio temporal.
- Se ha obtenido una ecuación de estimación de los METs para el dispositivo *GT3X*. Este modelo ha obtenido un coeficiente de correlación de 0,87, un error absoluto medio de 0,65 METs y un error cuadrático medio de 2,71 METs<sup>2</sup> para el conjunto de validación.

## *Conclusiones*

---

- El modelo diseñado para el acelerómetro del dispositivo *nECG minder* obtuvo un coeficiente de correlación de 0,83, un error absoluto medio de 0,69 METs y un error cuadrático medio de 3,32 METs<sup>2</sup>.

---

## **5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---



## **5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Caspersen CJ, Powell KE, Christensen GM: Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. Public Health Reports. 1985; 100(2): 126-131.
2. Montoye H, Kemper H, Saris W, Washburn R: Measuring Physical Activity and Energy Expenditure. Human Kinetics. Champaign, Illinois. 1996.
3. Sallis J, Owen N . Physical Activity and Behavioral Medicine. Sage publications, California.1999.
4. Bouchard C, Shephard R, Stephens T. Physical activity, Fitness and health: International Proceedings and Consensus Statement. Champaign. Human Kinetics, Illinois. 1994.
5. CDC/ACSM. Physical activity and public health. A recommendation from the centers for disease control and the American College of Sports Medicine. JAMA. 1995; 273(5): 402-407.
6. Kohl HW, Fulton JE, Caspersen CJ. Assessment of Physical activity among children and adolescents: a review and synthesis. Preventive Medicine. 2000; 31(2): S54–S76.
7. Laporte RE, Montoye HJ, Caspersen CJ. Assessment of Physical Activity in Epidemiologic Research: Problems and prospects. Public Health Reports. 1985; 100(2): 131-146.
8. Pate RR, Long BJ, Heath G. Descriptive Epidemiology of Physical Activity in Adolescents. Pediatric Exercise Science. 1994; 6(4): 434-447.
9. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano. Guanabara Koogan S.A., Rio de Janeiro.1992.
10. Bouchard C, Malina R, Pérusse L, Genetics of fitness and physical performance. Champaign. Human Kinetics, Illinois.1997.
11. Dantas EHM. A Prática Da Preparação Física - 6ª Ed. Phorte Editora 2014.
12. Dogra S, Stathokostas L. Sedentary Behavior and Physical Activity Are Independent Predictors of Successful Aging in Middle-Aged and Older Adults. Journal of Aging Research Volume 2012 (2012), Article ID 190654, 8 pages

### *Referencias bibliográficas*

---

13. US Department of Health and Human Services. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report. Washington (DC). 2008.
14. Puetz TW. Physical activity and feelings of energy and fatigue: epidemiological evidence. *Sports medicine*. 2006; 36(9): 767-780.
15. Bartholomew JB, Morrison D, Ciccolo JT. Effects of acute exercise on mood and well-being in patients with major depressive disorder. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005; 37(12): 2032-2037.
16. Conn VS, Hafdahl AR, Brown LM. Meta-analysis of quality-of-life outcomes from physical activity interventions. *Nursing research*. 2009; 58(3): 175-183.
17. Gillison FB, Skevington SM, Sato A, Standage M, Evangelidou S. The effects of exercise interventions on quality of life in clinical and healthy populations; a meta-analysis. *Social science and medicine*. 2009; 68(9): 1700-1710.
18. American College of Sports Medicine. Guidelines for Graded Exercise Testing and Exercise Prescription. 1st edition Philadelphia (PA). 1975; 1–99.
19. Pate RR, Pratt M, Blair SN, Haskell WL, Macera CA, Bouchard C, et al. Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA: the journal of the American Medical Association*. 1995; 273(5): 402-407.
20. World Health Organization. Global recommendations on physical activity for health. Geneva. 2010.
21. 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. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011; 43(7): 1334-1359.
22. Hu F B, Li T Y, Colditz GA, Willett WC, Manson, JE. Television watching and other sedentary behaviors in relation to risk of obesity and type 2 diabetes mellitus in women. *JAMA: the journal of the American Medical Association*; 2003; 289(14): 1785-1791.
23. Katzmarzky PT, Church TS, Cora C, Craig L, Bouchard C. Sitting Time and Mortality from All Causes, Cardiovascular Disease, and Cancer. *American college of sports medicine*. 2009; 41(5): 998-1005.
24. United States Department of Health and Human Services. Physical activity and health: a report from the Surgeon General. In: Atlanta: United States

Department of Health and Human Services National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion. Ed. 1996.

25. Katzmarzyk PT, Janssen I, Ardern CI. Physical inactivity, excess adiposity and premature mortality. *Obes Rev.* 2003; 4: 257-90.

26. Centers for Disease Control and Prevention. Prevalence of no leisure-time physical activity: 35 States and the District of Columbia, 1988-2002. *MMWR Morbidity and Mortality Weekly Report.* 2004; 53: 82-6.

27. Satariano WA, Haight TJ, Tager IB. Reasons given by older people for limitation or avoidance of leisure time physical activity. *J Am Geriatr Soc.* 2000; 48: 505-12.

28. Wilcox S, Castro C, King AC, Housemann R, Brownson RC. Determinants of leisure time physical activity in rural compared with urban older and ethnically diverse women in the United States. *J Epidemiol Community Health.* 2000; 54: 667-72.

29. Matsudo S, Matsudo V, Neto T. Atividade física e envelhecimento: aspectos epidemiológicos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte.* 2001; 7: 2-13.

30. Morris JN, Heady JA, Raffle PA, Roberts CG, Parks JW. Coronary heartdisease and physical activity of work. *Lancet.* 1953; 265: 1053-7.

31. Heady JA, Morris JN, Raffle PA. Physique of London busmen; epidemiology of uniforms. *Lancet.* 1956; 271: 569-70.

32. Paffenbarger RS, Jr, Hyde RT, Wing AL, Hsieh CC. Physical activity, allcause mortality, and longevity of college alumni. *N Engl J Med.* 1986; 314: 605-13.

33. Stampfer MJ, Hu FB, Manson JE, Rimm EB, Willett WC. Primary prevention of coronary heart disease in women through diet and lifestyle. *N Engl J Med.* 2000; 343: 16-22.

34. Manson JE, Greenland P, LaCroix AZ, Stefanick ML, Mouton CP, Oberman A, et al. Walking compared with vigorous exercise for the prevention of cardiovascular events in women. *N Engl J Med.* 2002; 347: 716-25.

35. Mora S, Cook N, Buring JE, Ridker PM, Lee IM. Physical activity and reduced risk of cardiovascular events: potential mediating mechanisms. *Circulation.* 2007; 116: 2110-8.

## *Referencias bibliográficas*

---

36. Hakim AA, Curb JD, Petrovitch H, Rodriguez BL, Yano K, Ross GW, et al. Effects of walking on coronary heart disease in elderly men: the Honolulu Heart Program. *Circulation*. 1999; 100: 9-13.
37. Kassai B, Boissel JP, Cucherat M, Boutitie F, Gueyffier F. Treatment of high blood pressure and gain in event-free life expectancy. *Vasc Health Risk Manag*. 2005; 1: 163-9.
38. Redon J, Cea-Calvo L, Lozano JV, Marti-Canales JC, Llisterri JL, Aznar J, et al. Differences in Blood Pressure Control and Stroke Mortality Across Spain. The Prevencion de Riesgo de Ictus (PREV-ICTUS) Study. *Hypertension*. 2007.
39. Blair SN, Goodyear NN, Gibbons LW, Cooper KH. Physical fitness and incidence of hypertension in healthy normotensive men and women. *JAMA*. 1984; (252): 487-90.72
40. Nakanishi N, Suzuki K. Daily life activity and the risk of developing hypertension in middle-aged Japanese men. *Arch Intern Med*. 2005; (165): 214-20.
41. Dunn AL, Marcus BH, Kampert JB, Garcia ME, Kohl HW, Blair SN. Comparison of lifestyle and structured interventions to increase physical activity and cardiorespiratory fitness: a randomized trial. *JAMA* 1999; 281(4): 327-334.
41. American College of Sports Medicine. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
42. Whelton SP, Chin A, Xin X, He J. Effect of aerobic exercise on blood pressure: a meta-analysis of randomized, controlled trials. *Ann Intern Med*. 2002; 136: 493-503.
43. Stewart KJ, Bacher AC, Turner KL, Fleg JL, Hees PS, Shapiro EP, et al. Effect of exercise on blood pressure in older persons: a randomized controlled trial. *Arch Intern Med*. 2005; 165: 756-62.
44. Consensus conference. Lowering blood cholesterol to prevent heart disease. *JAMA*. 1985; 253: 2080-6.
45. Coronary heart disease mortality trends among whites and blacks—Appalachia and United States, 1980-1993. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep*. 1998; 47: 1005-8, 15.

46. Hokanson JE, Austin MA. Plasma triglyceride level is a risk factor for cardiovascular disease independent of high-density lipoprotein cholesterol level: a meta-analysis of population-based prospective studies. *J Cardiovasc Risk*. 1996; 3: 213-9.
47. Moriguchi E, Michelon E, Vieira J. Dislipidemia em idosos. In: Freitas E, Py L, Neri A, Cancado F, Gorzoni M, Rocha S, eds. *Tratado de geriatria e gerontologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan AS 2002: 239-48.
48. Durstine JL, Haskell WL. Effects of exercise training on plasma lipids and lipoproteins. *Exerc Sport Sci Rev*. 1994; 22: 477-521.
49. Stefanick ML, Mackey S, Sheehan M, Ellsworth N, Haskell WL, Wood PD. Effects of diet and exercise in men and postmenopausal women with low levels of HDL cholesterol and high levels of LDL cholesterol. *N Engl J Med*. 1998; 339:12-20.
50. Duncan GE, Anton SD, Sydemann SJ, Newton RL, Jr., Corsica JA, Durning PE, et al. Prescribing exercise at varied levels of intensity and frequency: a randomized trial. *Arch Intern Med*. 2005; 165: 2362-9.
51. Kraus WE, Houmard JA, Duscha BD, Knetzger KJ, Wharton MB, McCartney JS, et al. Effects of the amount and intensity of exercise on plasma lipoproteins. *N Engl J Med*. 2002; 347: 1483-92.
52. Stefanick ML. Physical activity for preventing and treating obesity-related dyslipoproteinemias. *Med Sci Sports Exerc*. 1999; 31: S609-18.
53. Mokdad AH, Bowman BA, Ford ES, Vinicor F, Marks JS, Koplan JP. The continuing epidemics of obesity and diabetes in the United States. *JAMA*. 2001; 286: 1195-200.
54. Troiano RP, Flegal KM, Kuczmarski RJ, Campbell SM, Johnson CL. Overweight prevalence and trends for children and adolescents. The National Health and Nutrition Examination Surveys, 1963 to 1991. *Arch Pediatr Adolesc Med*. 1995; 149: 1085-91.
55. Frank LD, Andresen MA, Schmid TL. Obesity relationships with community design, physical activity, and time spent in cars. *Am J Prev Med*. 2004; 27: 87-96.
56. Irwin ML, Yasui Y, Ulrich CM, Bowen D, Rudolph RE, Schwartz RS, et al. Effect of exercise on total and intra-abdominal body fat in postmenopausal women: a randomized controlled trial. *JAMA*. 2003; 289: 323-30.

## *Referencias bibliográficas*

---

57. Executive Summary of The Third Report of The National Cholesterol Education Program (NCEP) Expert Panel on Detection, Evaluation, And Treatment of High Blood Cholesterol In Adults (Adult Treatment Panel III). *JAMA*. 2001; 285: 2486-97.
58. Geiss LS, Pan L, Cadwell B, Gregg EW, Benjamin SM, Engelgau MM. Changes in incidence of diabetes in U.S. adults, 1997-2003. *Am J Prev Med*. 2006; 30: 371-7.
59. Centers for Disease Control and Prevention. National Diabetes Fact Sheet: General Information and National Estimates on Diabetes in the United States, 2005. Atlanta, GA: U.S. Dept of Health and Human Services, Centers of Disease Control and Prevention; 2005.
60. Harris MI, Flegal KM, Cowie CC, Eberhardt MS, Goldstein DE, Little RR, et al. Prevalence of diabetes, impaired fasting glucose, and impaired glucose tolerance in U.S. adults. The Third National Health and Nutrition Examination Survey, 1988-1994. *Diabetes Care*. 1998; 21: 518-24.
61. Castaneda C, Layne JE, Munoz-Orians L, Gordon PL, Walsmith J, Foldvari M, et al. A randomized controlled trial of resistance exercise training to improve glycemic control in older adults with type 2 diabetes. *Diabetes Care*. 2002; 25: 2335-41.
62. Swartz AM, Strath SJ, Bassett DR, Moore JB, Redwine BA, Groer M, et al. Increasing daily walking improves glucose tolerance in overweight women. *Prev Med*. 2003; 37: 356-62.
63. Helmrich SP, Ragland DR, Leung RW, Paffenbarger RS, Jr. Physical activity and reduced occurrence of non-insulin-dependent diabetes mellitus. *N Engl J Med*. 1991; 325: 147-52.
64. Lynch J, Helmrich SP, Lakka TA, Kaplan GA, Cohen RD, Salonen R, et al. Moderately intense physical activities and high levels of cardiorespiratory fitness reduce the risk of non-insulin-dependent diabetes mellitus in middle-aged men. *Arch Intern Med*. 1996; 156: 1307-14.
65. Hu FB, Sigal RJ, Rich-Edwards JW, Colditz GA, Solomon CG, Willett WC, et al. Walking compared with vigorous physical activity and risk of type 2 diabetes in women: a prospective study. *JAMA*. 1999; 282: 1433-9.
66. Eriksson KF, Lindgarde F. Prevention of type 2 (non-insulin-dependent) diabetes mellitus by diet and physical exercise. The 6-year Malmo feasibility study. *Diabetologia*. 1991; 34: 891-8.

67. Knowler WC, Barrett-Connor E, Fowler SE, Hamman RF, Lachin JM, Walker EA, et al. Reduction in the incidence of type 2 diabetes with lifestyle intervention or metformin. *N Engl J Med.* 2002; 346: 393-403.
68. Hu FB, Manson JE, Stampfer MJ, Colditz G, Liu S, Solomon CG, et al. Diet, lifestyle, and the risk of type 2 diabetes mellitus in women. *N Engl J Med.* 2001; 345: 790-7.
69. Rana JS, Li TY, Manson JE, Hu FB. Adiposity compared with Physical inactivity and risk of type 2 diabetes in women. *Diabetes Care.* 2007; 30: 53-8.
70. Rhodes EC, Martin AD, Taunton JE, Donnelly M, Warren J, Elliot J. Effects of one year of resistance training on the relation between muscular strength and bone density in elderly women. *Br J Sports Med.* 2000; 34: 18-22.
71. Warren JM, Ekelund U, Besson H, Mezzani A, Geladas N, Vanhees L. Assessment of physical activity - a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *European journal of cardiovascular prevention and rehabilitation* 2010; 17(2): 127-139.
72. Dantas, EHM. *Psicofisiologia.* Rio de Janeiro: Shape; 2001.
73. Matsudo, VKR. Vida ativa para o novo milênio. *Revista Oxidologia* 1999; 18-24.
74. Bonomi AG, Plasqui G, Goris AHC, Westerterp KR. Improving assessment of daily energy expenditure by identifying types of physical activity with a single accelerometer. *J Appl Physiol.* 2009; 107(3): 655-61.
75. Thompson D, Batterham AM, Bock S, Robson C, Stokes K. Assessment of low-to-moderate intensity physical activity thermogenesis in young adults using synchronized heart rate and accelerometry with branched-equation modeling. *J Nutr.* 2006; 136: 1037-1042.
76. Ridgers N, Fairclough S. Assessing Physical Activity Using Accelerometry: Practical Issues for Researchers and Practitioners. *European Journal of Sports Science.* 2011; 11(3): 205-213.
77. Butte NF, Ekelund U, Westerterp KR. Assessing Physical Activity Using Wearable Monitors: Measures of Physical Activity. *Medicine and science of sports and exercise.* 2012; 44 (1 Suppl): 5-12

### *Referencias bibliográficas*

---

78. Ainslie P, Reilly T, Westerterp K. Estimating human energy expenditure: a review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sports medicine*. 2003; 33(9): 683-698.
79. Jequier E. Direct and indirect calorimetry in man. In: Garrow JS, Halliday D, editors. *Substrate and energy metabolism*. London: Libbey, 1985: 82-91
80. Sun M, Reed GW, Hill JO. Modification of a whole room indirect calorimeter for measurement of rapid changes in energy expenditure. *Journal of applied physiology*. 1994; 76(6): 2686-2691.
81. Bassett DR Jr, Mahar MT, Rowe DA, Morrow JR Jr. Walking and measurement. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008; 40(7 Suppl): S529-536.
82. Melason, E., Knoll, J., Bell, M. et al. Commercially available pedometers: considerations for accurate step counting. *Preventive Medicine* 2004; 39: 361-368.
83. Bassett DR, Ainsworth BE, Leggett SR, Mathien CA, Main JA, Hunter DC, Duncan GE. Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked. *Med Sci Sports Exerc*. 1996; 28(8): 1071-7.
84. Tudor-Locke C, Bassett DR. How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. *Sports Med* 2004; 34: 1-8.
85. Schneider PL, Crouter SE, Lukajic O, Bassett DR Jr. Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003; 35(10): 1779-1784.
86. Tudor-Locke C, Sisson SB, Lee SM, Craig CL, Plotnikoff RC, Bauman A. Evaluation of quality of commercial pedometers. *Canadian journal of public health. Revue canadienne de sante publique*. 2006; 97 (Suppl 1): S10-15, S10-16.
87. Ceesay SM, Prentice AM, Day KC, Murgatroyd PR, Goldberg GR, Scott W, et al. The use of heart-rate monitoring in the estimation of energy-expenditure-a validation-study using indirect whole-body calorimetry. *British journal of nutrition*. 1989; 61: 175-186.
88. Li R., Deurenberg P, Hautvast JG. A critical evaluation of heart rate monitoring to assess energy expenditure in individuals. *The American journal of clinical nutrition*. 1993; 58(5): 602-607.

89. Strath SJ, Swartz AM, Bassett DR, O'Brien WL, King GA, Ainsworth BE. Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000; 32(9 Suppl): S465-70.
90. Sallis JF, Saelens BE. Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future direction. *Research quarterly for exercise and sport*. 2000; 71(2 Suppl): S1-14.
91. Bratteby LE, Sandhagen B, Fan H, Samuelson G. A 7-day activity diary for assessment of daily energy expenditure validated by the doubly labelled water method in adolescents. *European journal of clinical nutrition*. 1997; 51(9): 585-591.
92. Ekelund U, Yngve A, Sjostrom M. Total daily energy expenditure and patterns of physical activity in adolescents assessed by two different methods. *Scandinavian journal of medicine and science in Sports*. 1999; 9(5): 257-264.
93. Bauman A, Phongsavan P, Schoeppe S, Owen N. Physical activity measurements - a primer for health promotion. *International Union For Health Promotion and Education*. 2006; 13(2): 92-103.
94. Malina R, Bouchard C, Bar-Or O. Growth, maturation, and physical activity (2 ed.). Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2004.
95. Davis MG, Fox, KR. Physical activity patterns assessed by accelerometry in older people. *Eur J Appl Physiol*. 2007; 100(5): 581-589.
96. Shephard RJ. Limits to the measurement of habitual physical activity by questionnaires. *British journal of sports medicine*. 2003; 37(3): 197-206.
97. Craig CL, Marshall AL, Sjostrom M, Bauman AE., Booth ML, Ainsworth, BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003; 35(8): 1381-1395.
98. Wendel-Vos GC, Schuit AJ, Saris WH, Kromhout D. Reproducibility and relative validity of the short questionnaire to assess health-enhancing physical activity. *Journal of clinical epidemiology*. 2003; 56(12): 1163-1169.
99. Welk GJ. Use of accelerometry-based activity monitors to assess physical activity. *Physical activity assessments in health-related research*. 2002; 125-141.
100. Trost SG, Ward DS, Moorehead SM, Watson PD, Riner W, Burke JR. Validity of the Computer Science and Applications (CSA) activity monitor in children. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998; 30: 629-633.

### *Referencias bibliográficas*

---

101. Louie L, Eston RG, Rowlands AV, Tong KK, Ingledew DK, FU FH. Validity of Heart Rate, Pedometry, and Accelerometry for Estimating the Energy Cost of Activity in Hong Kong Chinese Boys. *Pediatric Exercise Science*. 1999; 11(3): 229-239.
102. Leenders NY, Sherman WM, Nagaraja HN. Energy expenditure estimated by accelerometry and doubly labeled water: Do they agree? *Medicine and science in sports and exercise*. 2006; 38 (12): 2165-2172.
103. 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.
104. Freedson PS, Melanson E, Sirard J. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1998; 30 (5): 777-781.
105. 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000; 32 (9): 450-456.
106. 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.
107. Leenders NY, Nelson TE, Sherman WM. Ability of diVerent physical activity monitors to detect movement during treadmill walking. *Int J Sports Med*. 2003, 24: 43–50
108. Yngve A, Nilsson A, Sjoström M, Ekelund U. Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2003; 35(2): 320-6.
109. Heil DP, Klippel NJ. Validation of energy expenditure prediction algorithms in adolescents and teens using the Actical activity monitor. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35: S285
110. Brooks AG, Gunn SM, Withers RT, Gore CJ, Plummer JL. Predicting walking METs and energy expenditure from speed or accelerometry. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37: 1216–1223.
111. Rothney MP, Schaefer EV, Neumann MM, Choi L, Chen KY. Validity of Physical Activity Intensity Predictions by ActiGraph, Actical, and RT3 Accelerometers. 2008; 16 (8): 1946-1952.

112. Bray MS, Morrow JR Jr, Pivarnik JM, Bricker JT. Caltrac Validity for Estimating Caloric Expenditure With Children. *Pediatric Exercise Science*. 1992; 4(2): 166-79.
113. 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.
114. 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.
115. 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.
116. Crouter SE, Bassett DR Jr. A new 2-regression model for the Actical accelerometer. *Br J Sports Med*. 2008; 42(3): 217-24.
117. 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.
118. 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.
119. 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.
120. 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.
121. Rothney MP, Neumann M, Béziat A, Chen KY. An artificial neural network model of energy expenditure using non-integrated acceleration signals. *J Appl Physiol*. 2007; 103(4): 1419-27.
122. Lyden K, Kozey SL, Staudenmeyer JW, Freedson PS. A comprehensive evaluation of commonly used accelerometer energy expenditure and MET prediction equations. *Eur J Appl Physiol*. 2011; 111(2): 187-201.

## *Referencias bibliográficas*

---

123. Trost SG, McIver KL, Pate RR. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2005; 37(11 Suppl): S531-543.
124. Ward DS, Evenson KR, Vaughn A, Rodgers AB, Troiano, RP. Accelerometer use in physical activity: Best practices and research recommendations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2005; 37(11 Suppl): S582-S588.
125. Nilsson A, Ekelund U, Yngve A, Sjostrom M. Assessing physical activity among children with accelerometers using different time sampling intervals and placements. *Pediatric Exercise Science*. 2002; 14: 87-96.
126. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Fundamentos de fisiología del ejercicio*. 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2000.
127. 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.
128. Hallal PC, Dumith Sde C, Bastos JP, Reichert FF, Siqueira FV, Azevedo MR. [Evolution of the epidemiological research on physical activity in Brazil: a systematic review]. *Rev Saude Publica*. 2007; 41(3):453-60.
129. Matsudo, SM; Matsudo, VR; Araújo, T; Andrade, D; Andrade, E; Oliveira, L; Braggion, G. Nível de atividade física da população do Estado de São Paulo: análise de acordo com o gênero, idade, nível socioeconômico, distribuição geográfica e de conhecimento *Revista Brasileira Ciências e Movimento*. 2002; 10(4): 41-50.
130. Capilheira MF, Santos IS, Azevedo MR Jr, Reichert FF. Risk factors for chronic non-communicable diseases and the CARMEN Initiative: a population-based study in the South of Brazil. *Cad Saude Publica*. 2008; 24: 2767-74.
131. Hallal PC, Matsudo SM, Matsudo VK, Araújo TL, Andrade DR, Bertoldi AD. Physical activity in adults from two Brazilian areas: similarities and differences. *Cad Saude Publica*. 2005; 21: 573-80.
132. Hallal PC, Victora CG, Wells JCK, Lima RC. Physical inactivity: prevalence and associated variables in Brazilian adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35: 1894-900.
133. Barreta E, Barreta M, Peres KG. Nível de atividade física e fatores associados em adultos no Município de Joaçaba, Santa Catarina, Brasil. *Cad. Saúde Pública*. 2007; 23: 1595-1602.

134. Elizondo-Armendáriz JJ, Grima FG, Ontoso IA. Prevalencia de actividad física y su relación con variables sociodemográficas y estilos de vida en la población de 18 a 65 años de Pamplona. *Rev Esp Salud Pública*. 2005; 79: 559-567
135. Romero S, Carrasco L, Sañudo B, Chacón F. Actividad física y percepción del estado de salud en adultos sevillanos. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* 2010; 10(39): 380-392.
136. Beltrán-Carrillo VJ, Devís-Devís J, Peiró-Velert C. Actividad física y sedentarismo en adolescentes de la Comunidad Valenciana. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. 2012; 12(45): 122-137
137. Bauman A, Bull F, Chey T, Craig CL, Ainsworth BE, Sallis JF, Bowles HR, Hagstromer M, Sjostrom M, Pratt, M, The IPS Group. The International Prevalence Study on Physical Activity: results from 20 countries. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*. 2009; 6: 21
138. Rütten A, Ziemainz H, Schena F, Stahl T, Stiggelbout M, Auweele YV, Vuillemin A, Welshman J. Using different physical activity measurements in eight European countries. Results of the European Physical Activity Surveillance System (EUPASS) time series survey. *Public Health Nutr*. 2003; 6(4): 371-6.
139. Guthold R, Louazani SA, Riley LM, Cowan MJ, Bovet P, Damasceno A, Sambo BH, Tesfaye F, Armstrong TP. Physical activity in 22 African countries: results from the World Health Organization STEPwise approach to chronic disease risk factor surveillance. *Am J Prev Med*. 2011;41(1): 52-60.
140. Robergs RA, Dwyer D, Astorino T. Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med*. 2010; 40(2): 95–111.
141. 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.
142. García-Massó, X. Metodología para la estimación del gasto energético en lesionados medulares mediante el empleo de acelerómetros [tesis doctoral]. Valencia: Universidad de Valencia; 2012.
143. Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR. Tri-axial accelerometer analysis techniques for evaluating functional use of the extremities. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013; 23: 924–929.

## Referencias bibliográficas

---

144. Janz KF. Physical activity in epidemiology: moving from questionnaire to objective measurement. *British Journal of Sports Medicine*. 2006; 40(3): 191-192.
145. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR Jr, Tudor-Locke C, et al. Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc*. 2011; 43(8): 1575–81.
146. 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.
147. Brouha L. *Physiology in Industry*. New York: Pergamon. 1960.
148. 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.
149. 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.
150. Bassett DR, Rowlands A, Trost SG. Calibration and validation of wearable monitors. *Med Sci Sports Exerc*. 2012; 44: S32–S38.
151. Carter J, Wilkinson D, Blacker S, Rayson M, Bilzon J, Izzard R, Coward A, Wright A, Nevill A, Rennie K. An investigation of a novel three-dimensional activity monitor to predict free-living energy expenditure. *J Sports Sci*. 2008; 26(6): 553–61.
152. Matsumura T, Chemmalil V, Gray M, Keating J, Kieselbach R, Latta S, Occhialini N, Kinnal E, O'Toole S, Peura R. Device for measuring real-time energy expenditure by heart rate and acceleration for diabetic patients. *Proceedings of the Bioengineering Conference, 2009 IEEE 35th Annual Northeast*; 2009; Boston, MA, USA. p. 1-2.
153. Pober DM, Staudenmayer J, Raphael C, Freedson PS. Development of novel techniques to classify physical activity mode using accelerometers. *Med Sci Sports Exerc*. 2006; 38(9): 1626–34.
154. Schmitz KH, Treuth M, Hannan P, McMurray R, Ring KB, Catellier D, Pate R. Predicting energy expenditure from accelerometry counts in adolescent girls. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37(1): 155–61.

155. Liu S, Gao RX, Freedson P. Design of a wearable multi-sensor system for physical activity assessment. Proceedings of IEEE/ASME Int Conf on Advanced Intelligent Mechatronics. 2010. p. 254-9.
156. John D, Freedson P. ActiGraph and actual physical activity monitors: a peek under the hood. Med Sci Sports Exerc. 2012; 44: S86–S89.
157. Sazonova N, Browning RC, Sazonov E. Accurate Prediction of Energy Expenditure Using a Shoe-Based Activity Monitor. Med Sci Sports Exerc. 2011; 43(7): 1312–21.
158. John D, Liu S, Sasaki JE, Howe CA, Staudenmayer J, Gao RX, Freedson PS. Calibrating a novel multi-sensor physical activity measurement system. Physiol Meas. 2011; 32(9): 1473–89.
159. Li M, Rozgica V, Thatte G, Lee S, Emken A, Annavaram M, Mitra U, Spruijt-Metz D, Narayanan S. Multimodal physical activity recognition by fusing temporal and cepstral information. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2010;18(4): 369-80.
160. Su S, Wang L, Celler B, Ambikairajah E, Savkin A. Estimation of walking energy expenditure by using support vector regression. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2005; 4: 3526-9.
161. Liu S, Gao RX, John D, Staudenmayer J, Freedson PS. SVM-based multi-sensor fusion for free-living physical activity assessment. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011. 2011: 3188-91.
162. Ellis K, Kerr J, Godbole S, Lanckriet G, Wing D, Marshall S. A random forest classifier for the prediction of energy expenditure and type of physical activity from wrist and hip accelerometers. Physiol Meas. 2014; 35(11): 2191-203.
163. 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.



---

# **ANEXOS**

---



## ANEXOS

### Anexo 1

Aprobación de la realización del estudio por el Comité ético de la Universidad de Valencia.

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 7 de marzo de 2014, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

*"Estimación del gasto energético y la actividad física mediante el empleo de acelerómetros"*, número de procedimiento H1393501496304,

cuyo investigador responsable es D. Xavier García Massó, 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 ocho de abril de dos mil catorce.

Carrer: Blasco Ibáñez, 13  
VALÈNCIA 46101  
Teléfono: (96) 386 41 09  
Fax: (96) 398 22 21  
e-mail: vicerrec.investigacio@uv.es

## Anexo 2

Tabla A1. Media de las variables del dominio temporal para el vector resultante del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,19	-0,10	-0,01	0,11	0,19	0,21	0,38	0,03	0,15
<b>Caminar rápido</b>	-0,38	-0,23	0,00	0,24	0,38	0,47	0,77	0,09	0,29
<b>Pasar la mopa</b>	-0,16	-0,08	0,00	0,09	0,16	0,17	0,31	0,03	0,13
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,05	-0,02	0,00	0,02	0,05	0,05	0,10	0,00	0,05
<b>Ver la tele</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,16	-0,07	0,00	0,07	0,16	0,13	0,32	0,03	0,13
<b>Limpiar cristales</b>	-0,11	-0,05	0,00	0,05	0,11	0,09	0,22	0,01	0,10
<b>Escaleras</b>	-0,21	-0,10	-0,01	0,09	0,22	0,19	0,43	0,04	0,18

Tabla A2. Media de las variables del dominio temporal para el eje 1 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,02	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,02	-0,01	0,00	0,01	0,02	0,01	0,03	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,18	-0,09	0,00	0,10	0,17	0,19	0,36	0,03	0,14
<b>Caminar rápido</b>	-0,34	-0,20	-0,01	0,21	0,35	0,40	0,69	0,07	0,26
<b>Pasar la mopa</b>	-0,15	-0,08	0,00	0,08	0,15	0,16	0,30	0,03	0,12
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,08	-0,04	0,00	0,04	0,08	0,08	0,16	0,01	0,07
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,15	-0,06	0,00	0,07	0,15	0,13	0,30	0,02	0,12
<b>Limpiar cristales</b>	-0,11	-0,05	0,00	0,05	0,11	0,09	0,22	0,01	0,10
<b>Escaleras</b>	-0,20	-0,09	0,00	0,09	0,20	0,18	0,41	0,04	0,17

## Anexos

---

Tabla A3. Media de las variables del dominio temporal para el eje 2 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,03	-0,01	0,00	0,01	0,03	0,02	0,05	0,00	0,03
<b>Caminar despacio</b>	-0,14	-0,07	-0,01	0,06	0,16	0,13	0,30	0,02	0,12
<b>Caminar rápido</b>	-0,24	-0,14	-0,02	0,12	0,29	0,25	0,53	0,04	0,20
<b>Pasar la mopa</b>	-0,14	-0,07	-0,01	0,07	0,15	0,14	0,29	0,02	0,12
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,08	-0,04	0,00	0,04	0,08	0,08	0,16	0,00	0,06
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,11	-0,05	0,00	0,05	0,11	0,10	0,22	0,01	0,09
<b>Limpiar cristales</b>	-0,12	-0,06	0,00	0,05	0,12	0,11	0,24	0,01	0,10
<b>Escaleras</b>	-0,15	-0,07	-0,01	0,07	0,16	0,14	0,30	0,02	0,13

Tabla A4. Media de las variables del dominio temporal para el eje 3 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,02	-0,01	0,00	0,01	0,02	0,02	0,04	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,12	-0,07	-0,01	0,06	0,15	0,13	0,27	0,01	0,11
<b>Caminar rápido</b>	-0,18	-0,11	-0,02	0,09	0,22	0,20	0,41	0,03	0,16
<b>Pasar la mopa</b>	-0,12	-0,06	-0,01	0,05	0,13	0,12	0,24	0,01	0,10
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,10	-0,06	0,00	0,06	0,11	0,11	0,21	0,01	0,08
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,09	-0,05	-0,01	0,04	0,10	0,09	0,20	0,01	0,08
<b>Limpiar cristales</b>	-0,09	-0,05	0,00	0,04	0,10	0,09	0,19	0,01	0,08
<b>Escaleras</b>	-0,14	-0,07	-0,01	0,06	0,14	0,14	0,28	0,02	0,12

## Anexos

---

Tabla A5. Media de las variables del dominio frecuencial para el vector resultante del acelerómetro *GT3X*.

<b>Actividad</b>	<b>NA<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>2</sub></b>
<b>Estar tumbado</b>	0,40	0,23	0,14
<b>Fregar platos</b>	0,46	0,39	0,25
<b>Caminar despacio</b>	5,15	3,20	1,89
<b>Caminar rápido</b>	10,76	5,35	3,09
<b>Pasar la mopa</b>	4,73	2,71	1,59
<b>Ir en bicicleta</b>	1,50	1,07	0,65
<b>Ver la tele</b>	0,40	0,23	0,15
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,16	0,14	0,09
<b>Trasladar cajas</b>	4,40	2,62	1,56
<b>Limpiar cristales</b>	3,24	2,15	1,29
<b>Escaleras</b>	6,33	3,71	2,15

Tabla A6. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 1 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	NA <sub>1</sub>	ND <sub>1</sub>	ND <sub>2</sub>
<b>Estar tumbado</b>	0,40	0,20	0,13
<b>Fregar platos</b>	0,58	0,41	0,25
<b>Caminar despacio</b>	4,70	3,04	1,77
<b>Caminar rápido</b>	9,36	5,09	2,91
<b>Pasar la mopa</b>	4,37	2,56	1,49
<b>Ir en bicicleta</b>	2,45	1,09	0,64
<b>Ver la tele</b>	0,44	0,22	0,15
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,26	0,15	0,09
<b>Trasladar cajas</b>	4,10	2,59	1,53
<b>Limpiar cristales</b>	3,20	2,13	1,27
<b>Escaleras</b>	5,88	3,61	2,09

## Anexos

---

Tabla A7. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 2 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	<b>NA<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>2</sub></b>
<b>Estar tumbado</b>	0,33	0,18	0,11
<b>Fregar platos</b>	0,90	0,54	0,28
<b>Caminar despacio</b>	3,76	2,71	1,69
<b>Caminar rápido</b>	6,58	4,38	2,76
<b>Pasar la mopa</b>	4,08	2,42	1,46
<b>Ir en bicicleta</b>	2,35	1,19	0,66
<b>Ver la tele</b>	0,34	0,19	0,11
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,36	0,18	0,10
<b>Trasladar cajas</b>	3,02	2,02	1,33
<b>Limpiar cristales</b>	3,49	1,97	1,16
<b>Escaleras</b>	4,36	2,59	1,52

Tabla A8. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 3 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	NA <sub>1</sub>	ND <sub>1</sub>	ND <sub>2</sub>
<b>Estar tumbado</b>	0,37	0,17	0,12
<b>Fregar platos</b>	0,78	0,31	0,19
<b>Caminar despacio</b>	3,70	2,03	1,34
<b>Caminar rápido</b>	5,25	3,44	2,42
<b>Pasar la mopa</b>	3,51	1,73	1,16
<b>Ir en bicicleta</b>	3,26	0,91	0,49
<b>Ver la tele</b>	0,42	0,19	0,12
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,37	0,16	0,09
<b>Trasladar cajas</b>	2,81	1,64	1,16
<b>Limpiar cristales</b>	2,93	1,38	0,94
<b>Escaleras</b>	4,21	2,05	1,32

## Anexos

---

Tabla A9. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el vector resultante del acelerómetro *GT3X*.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,51	1,34
<b>Fregar platos</b>	0,51	1,17
<b>Caminar despacio</b>	0,68	0,82
<b>Caminar rápido</b>	0,78	0,74
<b>Pasar la mopa</b>	0,70	0,70
<b>Ir en bicicleta</b>	0,67	1,11
<b>Ver la tele</b>	0,54	0,98
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,51	1,17
<b>Trasladar cajas</b>	0,65	0,72
<b>Limpiar cristales</b>	0,66	0,69
<b>Escaleras</b>	0,71	0,75

Tabla A10. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 1 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,62	0,85
<b>Fregar platos</b>	0,62	0,97
<b>Caminar despacio</b>	0,70	0,84
<b>Caminar rápido</b>	0,76	0,79
<b>Pasar la mopa</b>	0,72	0,76
<b>Ir en bicicleta</b>	0,77	0,98
<b>Ver la tele</b>	0,65	0,70
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,68	0,88
<b>Trasladar cajas</b>	0,70	0,68
<b>Limpiar cristales</b>	0,69	0,73
<b>Escaleras</b>	0,72	0,78

## Anexos

---

Tabla A11. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 2 del acelerómetro *GT3X*.

<b>Actividad</b>	<b>Auto-correlación</b>	<b>Entropía</b>
<b>Estar tumbado</b>	0,65	0,74
<b>Fregar platos</b>	0,73	0,86
<b>Caminar despacio</b>	0,70	0,95
<b>Caminar rápido</b>	0,69	0,94
<b>Pasar la mopa</b>	0,76	0,85
<b>Ir en bicicleta</b>	0,80	1,05
<b>Ver la tele</b>	0,68	0,72
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,74	0,79
<b>Trasladar cajas</b>	0,70	0,85
<b>Limpiar cristales</b>	0,77	0,86
<b>Escaleras</b>	0,76	0,93

Tabla A12. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 3 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,59	1,09
<b>Fregar platos</b>	0,77	0,95
<b>Caminar despacio</b>	0,77	0,85
<b>Caminar rápido</b>	0,66	0,94
<b>Pasar la mopa</b>	0,81	0,78
<b>Ir en bicicleta</b>	0,91	0,83
<b>Ver la tele</b>	0,71	0,90
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,76	0,96
<b>Trasladar cajas</b>	0,73	0,88
<b>Limpiar cristales</b>	0,81	0,81
<b>Escaleras</b>	0,80	0,86

## Anexos

Tabla A13. Media de las variables del dominio temporal para el vector resultante del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,02	-0,01	0,00	0,01	0,02	0,02	0,04	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,19	-0,11	-0,02	0,12	0,20	0,23	0,40	0,03	0,15
<b>Caminar rápido</b>	-0,37	-0,24	-0,04	0,26	0,41	0,50	0,78	0,09	0,29
<b>Pasar la mopa</b>	-0,15	-0,09	-0,01	0,09	0,16	0,18	0,32	0,03	0,13
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,05	-0,02	0,00	0,02	0,05	0,05	0,10	0,00	0,04
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,16	-0,08	0,00	0,07	0,17	0,14	0,33	0,02	0,13
<b>Limpiar cristales</b>	-0,11	-0,05	0,00	0,05	0,11	0,10	0,22	0,01	0,09
<b>Escaleras</b>	-0,22	-0,12	-0,01	0,10	0,24	0,22	0,46	0,04	0,18

Tabla A14. Media de las variables del dominio temporal para el eje 1 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,03	-0,01	0,00	0,01	0,03	0,03	0,06	0,00	0,03
<b>Caminar despacio</b>	-0,09	-0,04	0,00	0,04	0,09	0,09	0,18	0,01	0,07
<b>Caminar rápido</b>	-0,13	-0,06	0,00	0,06	0,13	0,12	0,26	0,01	0,10
<b>Pasar la mopa</b>	-0,12	-0,06	0,00	0,06	0,12	0,13	0,25	0,01	0,10
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,11	-0,07	0,00	0,07	0,11	0,13	0,22	0,01	0,08
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,09	-0,04	0,00	0,04	0,09	0,09	0,18	0,01	0,07
<b>Limpiar cristales</b>	-0,12	-0,06	0,00	0,06	0,12	0,12	0,24	0,01	0,10
<b>Escaleras</b>	-0,13	-0,07	0,00	0,06	0,13	0,13	0,26	0,01	0,11

## Anexos

---

Tabla A15. Media de las variables del dominio temporal para el eje 2 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	0,02	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,02	-0,01	0,00	0,01	0,02	0,03	0,04	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,19	-0,10	-0,02	0,12	0,20	0,09	0,39	0,03	0,15
<b>Caminar rápido</b>	-0,36	-0,23	-0,04	0,25	0,40	0,12	0,76	0,08	0,28
<b>Pasar la mopa</b>	-0,15	-0,09	-0,01	0,09	0,16	0,13	0,32	0,03	0,13
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,05	-0,03	0,00	0,03	0,05	0,13	0,11	0,00	0,05
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,16	-0,07	0,00	0,06	0,17	0,09	0,33	0,02	0,12
<b>Limpiar cristales</b>	-0,11	-0,05	0,00	0,05	0,12	0,12	0,23	0,01	0,09
<b>Escaleras</b>	-0,22	-0,12	-0,01	0,10	0,24	0,13	0,46	0,04	0,18

Tabla A16. Media de las variables del dominio temporal para el eje 3 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	P10	P25	P50	P75	P90	R <sub>25/75</sub>	R <sub>10/90</sub>	s <sup>2</sup>	s
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Fregar platos</b>	-0,03	-0,01	0,00	0,01	0,03	0,02	0,05	0,00	0,02
<b>Caminar despacio</b>	-0,10	-0,07	-0,02	0,04	0,16	0,11	0,26	0,01	0,10
<b>Caminar rápido</b>	-0,16	-0,12	-0,05	0,05	0,30	0,17	0,46	0,03	0,17
<b>Pasar la mopa</b>	-0,11	-0,07	-0,02	0,04	0,15	0,11	0,27	0,01	0,10
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,07	-0,04	0,00	0,04	0,07	0,07	0,14	0,00	0,06
<b>Ver la tele</b>	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,01	0,00	0,00	0,01	0,01	0,01	0,02	0,00	0,01
<b>Trasladar cajas</b>	-0,09	-0,06	-0,01	0,04	0,12	0,09	0,21	0,01	0,09
<b>Limpiar cristales</b>	-0,09	-0,05	-0,01	0,04	0,10	0,09	0,19	0,01	0,08
<b>Escaleras</b>	-0,12	-0,07	-0,01	0,05	0,14	0,12	0,26	0,01	0,11

## Anexos

---

Tabla A17. Media de las variables del dominio frecuencial para el vector resultante del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	<b>NA<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>2</sub></b>
<b>Estar tumbado</b>	0,67	0,17	0,08
<b>Fregar platos</b>	0,96	0,40	0,15
<b>Caminar despacio</b>	7,88	2,07	0,69
<b>Caminar rápido</b>	15,39	3,23	1,07
<b>Pasar la mopa</b>	6,75	1,64	0,56
<b>Ir en bicicleta</b>	2,22	0,74	0,25
<b>Ver la tele</b>	0,73	0,20	0,09
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,39	0,17	0,06
<b>Trasladar cajas</b>	6,58	1,82	0,63
<b>Limpiar cristales</b>	4,68	1,47	0,50
<b>Escaleras</b>	9,80	2,31	0,76

Tabla A18. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 1 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	<b>NA<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>1</sub></b>	<b>ND<sub>2</sub></b>
<b>Estar tumbado</b>	0,54	0,15	0,06
<b>Fregar platos</b>	1,52	0,41	0,15
<b>Caminar despacio</b>	3,71	1,13	0,41
<b>Caminar rápido</b>	5,38	1,88	0,66
<b>Pasar la mopa</b>	5,21	1,10	0,38
<b>Ir en bicicleta</b>	4,57	0,61	0,20
<b>Ver la tele</b>	0,52	0,12	0,05
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,62	0,15	0,05
<b>Trasladar cajas</b>	3,93	1,03	0,37
<b>Limpiar cristales</b>	5,16	1,08	0,37
<b>Escaleras</b>	5,78	1,28	0,44

## Anexos

---

Tabla A19. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 2 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	NA <sub>1</sub>	ND <sub>1</sub>	ND <sub>2</sub>
<b>Estar tumbado</b>	0,66	0,16	0,07
<b>Fregar platos</b>	1,06	0,40	0,15
<b>Caminar despacio</b>	7,72	2,09	0,70
<b>Caminar rápido</b>	14,95	3,31	1,12
<b>Pasar la mopa</b>	6,69	1,67	0,57
<b>Ir en bicicleta</b>	2,38	0,74	0,25
<b>Ver la tele</b>	0,75	0,19	0,08
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,44	0,17	0,06
<b>Trasladar cajas</b>	6,42	1,80	0,63
<b>Limpiar cristales</b>	4,70	1,46	0,50
<b>Escaleras</b>	9,71	2,32	0,77

Tabla A20. Media de las variables del dominio frecuencial para el eje 3 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	NA <sub>1</sub>	ND <sub>1</sub>	ND <sub>2</sub>
<b>Estar tumbado</b>	0,61	0,14	0,06
<b>Fregar platos</b>	1,29	0,33	0,13
<b>Caminar despacio</b>	5,12	1,90	0,70
<b>Caminar rápido</b>	8,55	3,60	1,37
<b>Pasar la mopa</b>	5,44	1,60	0,60
<b>Ir en bicicleta</b>	3,04	0,59	0,21
<b>Ver la tele</b>	0,73	0,15	0,06
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,77	0,15	0,06
<b>Trasladar cajas</b>	4,65	1,45	0,55
<b>Limpiar cristales</b>	4,14	1,09	0,41
<b>Escaleras</b>	5,56	1,51	0,56

## Anexos

---

Tabla A21. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el vector resultante del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,81	0,70
<b>Fregar platos</b>	0,83	0,62
<b>Caminar despacio</b>	0,91	0,45
<b>Caminar rápido</b>	0,95	0,40
<b>Pasar la mopa</b>	0,92	0,45
<b>Ir en bicicleta</b>	0,90	0,58
<b>Ver la tele</b>	0,85	0,45
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,84	0,53
<b>Trasladar cajas</b>	0,90	0,43
<b>Limpiar cristales</b>	0,90	0,47
<b>Escaleras</b>	0,93	0,42

Tabla A22. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 1 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,83	0,65
<b>Fregar platos</b>	0,90	0,56
<b>Caminar despacio</b>	0,92	0,56
<b>Caminar rápido</b>	0,91	0,57
<b>Pasar la mopa</b>	0,96	0,43
<b>Ir en bicicleta</b>	0,98	0,42
<b>Ver la tele</b>	0,92	0,45
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,93	0,45
<b>Trasladar cajas</b>	0,94	0,46
<b>Limpiar cristales</b>	0,96	0,46
<b>Escaleras</b>	0,95	0,46

## Anexos

---

Tabla A23. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 2 del acelerómetro *nECG Minder*.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,88	0,62
<b>Fregar platos</b>	0,87	0,60
<b>Caminar despacio</b>	0,91	0,46
<b>Caminar rápido</b>	0,94	0,42
<b>Pasar la mopa</b>	0,93	0,46
<b>Ir en bicicleta</b>	0,92	0,57
<b>Ver la tele</b>	0,87	0,44
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,86	0,53
<b>Trasladar cajas</b>	0,91	0,44
<b>Limpiar cristales</b>	0,91	0,48
<b>Escaleras</b>	0,93	0,42

Tabla A24. Media de las variables de la estructura temporal de la señal para el eje 3 del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	Auto-correlación	Entropía
<b>Estar tumbado</b>	0,88	0,66
<b>Fregar platos</b>	0,92	0,55
<b>Caminar despacio</b>	0,91	0,46
<b>Caminar rápido</b>	0,88	0,46
<b>Pasar la mopa</b>	0,94	0,41
<b>Ir en bicicleta</b>	0,96	0,51
<b>Ver la tele</b>	0,93	0,43
<b>Trabajar con el ordenador</b>	0,94	0,45
<b>Trasladar cajas</b>	0,93	0,43
<b>Limpiar cristales</b>	0,95	0,45
<b>Escaleras</b>	0,94	0,45

## Anexos

---

Tabla A25. Media de la correlación cruzada entre ejes del acelerómetro GT3X.

<b>Actividad</b>	<b>Eje 1-Eje 2</b>	<b>Eje 2- Eje 3</b>	<b>Eje 1- Eje 3</b>
<b>Estar tumbado</b>	-0,16	-0,11	0,16
<b>Fregar platos</b>	-0,31	-0,07	0,20
<b>Caminar despacio</b>	0,07	0,02	0,22
<b>Caminar rápido</b>	0,38	0,09	0,28
<b>Pasar la mopa</b>	0,06	0,04	0,10
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,14	0,19	-0,01
<b>Ver la tele</b>	-0,03	0,08	0,02
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,07	0,05	0,02
<b>Trasladar cajas</b>	0,13	0,08	0,12
<b>Limpiar cristales</b>	-0,05	0,03	0,10
<b>Escaleras</b>	0,14	0,12	0,10

Tabla A26. Media de la correlación cruzada entre ejes del acelerómetro *nECG Minder*

<b>Actividad</b>	<b>Eje 1-Eje 2</b>	<b>Eje 2- Eje 3</b>	<b>Eje 1- Eje 3</b>
<b>Estar tumbado</b>	-0,01	0,10	-0,32
<b>Fregar platos</b>	-0,01	0,06	0,02
<b>Caminar despacio</b>	0,04	0,02	-0,07
<b>Caminar rápido</b>	0,07	0,04	0,03
<b>Pasar la mopa</b>	0,05	-0,02	0,02
<b>Ir en bicicleta</b>	-0,06	0,02	-0,03
<b>Ver la tele</b>	0,05	0,02	0,00
<b>Trabajar con el ordenador</b>	-0,05	0,02	0,06
<b>Trasladar cajas</b>	0,02	0,01	-0,03
<b>Limpiar cristales</b>	0,00	-0,06	-0,02
<b>Escaleras</b>	0,05	0,00	-0,07