

COMUNICACIONES DE FISIOLÓGÍA III

PHYSIOLOGICAL NOTICES III

35. NIVEL DE ACTIVIDAD FÍSICA Y EDAD COMO DETERMINANTES DE LA CAPACIDAD FÍSICA EN PERSONAS MAYORES

Val Ferrer R¹, Jiménez Gutiérrez A², De Paz Fernández JA³, Garatachea Vallejo N¹.

¹Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte. Universidad de Zaragoza. ²Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad Europea de Madrid.

³Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de León.

Introducción: Una de las principales causas que explica la dependencia en las personas mayores es el deterioro de su capacidad física. Está bien aceptado que el propio proceso de envejecimiento conlleva una disminución a nivel general de todas las funciones del organismo reduciendo así la capacidad funcional de la persona (Timiras, 1997). A su vez también está bien aceptado por la comunidad científica que la disminución del nivel de actividad física de las personas contribuye notablemente sobre la disminución de su capacidad funcional (Millar, 2000). Por lo tanto podemos afirmar que dos de las principales causas de la dependencia es la edad y la disminución del nivel de actividad física. Actualmente no existe acuerdo sobre cual de las dos variables tiene un mayor peso sobre la disminución funcional, tal es así que Bortz (1982), se preguntaba si la disminución funcional era consecuencia del paso de los años o de la disminución del nivel de actividad física en los mayores. El objetivo de este estudio fue determinar en qué medida contribuye la edad y el nivel de actividad física sobre la capacidad funcional en mujeres de edad avanzada.

Material y métodos: Para la realización de este estudio participaron 55 mujeres de entre 62 y 91 años (72.8 ± 7.5 años; 65.9 ± 9.9 Kg; 152.2 ± 6.6 cm). A cada sujeto se le realizó dos valoraciones: 1. condición física funcional (Senior Fitness Test, Rikli y Jones, 2001) y 2. Gasto energético. Se calculó mediante acelerómetro biaxial (Caltrac, USA). Con el objetivo de comparar grupos específicos de edad en relación con condición física y energía gastada los sujetos se dividieron en 4 categorías (G1: 62-66; G2: 67-72; G3: 73-78; G4: 79 y más años).

Resultados: El efecto de la variable grupo de edad es significativo tanto sobre el gasto energético debido

solamente a la actividad física (GEAF) y sobre el gasto total (GETOT). Los dos grupos de edad más jóvenes difieren significativamente con los dos grupos de edad más avanzada ($p < 0.05$). Existe una relación positiva entre la CALAF y CALTOT ($r = 0.766$). El gasto energético se correlaciona negativamente con la edad lo que indica que disminuye progresivamente con el avance de los años (GEAF: $r = -0.582$; GETOT: $r = -0.556$). El rendimiento de todas las pruebas de condición física se relaciona negativamente con la edad, lo que indica una pérdida de capacidad funcional a medida que pasan los años. El rendimiento en las pruebas de condición física también se correlaciona significativamente y de forma positiva con GEAF a excepción de la flexibilidad de brazo. La GETOT se correlaciona también significativamente con todas las pruebas menos con la de fuerza y flexibilidad de brazo. Tras realizar un análisis multivariante para cada componente de la condición física en el que se incluían como variables independientes GEAF, GETOT, edad, peso, talla y BMI, se muestra que el mejor ajuste de regresión seleccionado mediante análisis de regresión lineal por pasos sucesivos siempre incluye la edad y/o GEAF a excepción de la flexibilidad de brazo que incluye solamente la talla.

Conclusiones: La edad y el gasto energético son dos variables que explican en gran medida la capacidad física de las personas mayores, por lo tanto se debe hacer hincapié en aquella que podemos modificar fácilmente.

36. EFECTO DEL PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN SOBRE EL RENDIMIENTO MOTOR

Layús F, Aragonés M.

Centro de Medicina del Deporte del Gobierno de Aragón.

Introducción: El enfoque cronométrico del tratamiento de la información constituye un marco conceptual y metodológico para el análisis del funcionamiento cognitivo implicado en el control de las habilidades motrices deportivas que tradicionalmente se ha dirigido a estudiar las variables que influyen en los tiempos de respuesta (TR), siendo los factores que afectan al tiempo de movimiento (TM) menos estu-

diados. La opinión general se decanta hacia una no modificabilidad del TM por los factores relacionados con la presentación o las características de los estímulos, y ser una dimensión sólo modificable a nivel biológico.

Hipótesis experimental: el TM varía en función de la cantidad de información que debe procesar el sujeto mientras está realizando el movimiento.

La muestra empleada se compone de 80 deportistas varones de 11 especialidades deportivas con 22.6 ± 5.1 años de edad, 9.7 ± 4.6 años de práctica en su especialidad y 13.5 ± 6.8 horas de entrenamiento/semana.

Diseño: intrasujeto con dos condiciones experimentales de dificultad procesual creciente.

Tarea experimental:

- Condición 1 (C1): el sujeto permanece de pie en la plataforma inferior, cuando aparece una luz roja debe subir lo más rápido posible una escalera y apretar el botón rojo situado en la plataforma superior.
- Condición 2 (C2): aparece una luz entre tres posibilidades (roja, amarilla, azul), el sujeto debe subir las escaleras lo más rápido posible y apretar el botón (entre tres posibilidades: rojo, amarillo, azul) del mismo color que la luz aparecida.
- Variables dependientes: TR, TM y Tiempo Total medidos en milésimas de segundo.

Resultados: con ANOVA para series apareadas ($p < 0.05$) (Tablas 1 y 2).

Conclusiones:

- Encontramos deportistas en los que los procesos cognitivos y el rendimiento motor interactúan negativamente.
- Es posible categorizar a los deportistas según su pericia en el procesamiento de la información.

C36. TABLA 1.-

N=80		C1	C2	DS
Tiempo Total (seg)	☒	2,082	2,099	*
	σ	0,133	0,136	
Tiempo de movimiento (seg)	☒	1,528	1,537	*
	σ	0,110	0,118	
Tiempo de reacción (seg)	☒	0,553	0,562	*
	σ	0,06	0,06	

C36. TABLA 2.-

			C1	C2	DS
Tiempo Total	D. Fondo	N=24	2,181	2,205	*
	D. Equipo	N=45	2,036	2,047	
Tiempo de movimiento	D. Fondo	N=24	1,601	1,616	
	D. Equipo	N=45	1,493	1,498	
Tiempo de reacción	D. Fondo	N=24	0,580	0,589	
	D. Equipo	N=45	0,543	0,548	

- Es posible preparar programas individualizados de mejora (motora o cognitiva)

37. RELACIÓN ENTRE LA INTENSIDAD SOPORTADA DURANTE ELECTROESTIMULACIÓN MUSCULAR Y LA FUERZA MÁXIMA ISOMÉTRICA DEL CUÁDRICEPS FEMORAL

Gallach Lazcorreta JE, González Moreno LM, Aguado Berenguer S, Gomis Bataller M.

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Valencia.

Introducción: La electroestimulación muscular (EEM) ha sido usada para mejorar la fuerza en sujetos sanos (McKinen, *et al.* 1979; Selkowitz 1985), reducir la espasticidad y la atrofia muscular (Eriksson & Haggmark 1979; Scheker, *et al.* 1999), disminuir el dolor (Repperger, *et al.* 1997), también se ha utilizado en investigaciones básicas para estudiar el control motor (Petrofsky & Phillips 1983), respuesta cardiovascular al ejercicio (Coote, *et al.* 1971) y la fatiga muscular (Petrofsky 1980).

El objetivo de nuestro estudio es averiguar si existe relación entre la intensidad máxima que los sujetos pueden soportar mientras son estimulados eléctricamente en el cuádriceps femoral y la fuerza máxima isométrica que pueden generar con este músculo.

Material y métodos: Un grupo de 10 mujeres y 18 hombres todos ellos sanos (media \pm SD de edad, 25.62 ± 4.23 años; altura, 173.12 ± 7.38 cm; peso, 70.31 ± 7.90 kg), tomaron parte en la investigación, y tras la familiarización con los protocolos realizaron un calentamiento estándar, para posteriormente pasar a realizar las siguientes mediciones por el orden que sigue:

1. Se tomó las medidas de la fuerza isométrica máxima de la extensión de la pierna izquierda, mientras los sujetos permanecían sentados, se colocó la pierna en una posición de flexión de $1,57$ rad y se midieron tres intentos de una duración de 3 s con un descanso de 2 min. Se utilizó una galga extensiométrica marca Isocontrol, la señal fue grabada en un ordenador con una frecuencia de muestreo de 500 Hz y tratada digitalmente para su posterior análisis con un software especializado. El mejor de los tres intentos fue tomado como el pico de fuerza máximo utilizado en los posteriores análisis estadísticos. El máximo pico es definido como el valor más alto de fuerza expresado en Newtons (N).
2. Inmediatamente después los sujetos fueron sometidos durante dos minutos a un protocolo de electroestimulación del cuádriceps de la pierna

izquierda (ancho de impulso de 100 μ s y una frecuencia de 30 Hz, 8 s de contracción y 2 s de reposo) soportando la máxima intensidad posible. Se empleó un electroestimulador de la marca Compex®, modelo Sport Mi-500. La máxima intensidad soportada durante un periodo de contracción fue anotada para su posterior análisis, expresada en miliamperios (mA).

Los datos descriptivos son expresados en media \pm SD. Se realizó un análisis de diferencia de medias y de relación entre variables empleando una *r* de Pearson. Para ambas pruebas se han aceptado como significativas aquellas diferencias, cuya probabilidad de ser debidas al azar, fue inferior al 5% ($p < 0.05$).

Resultados: La variable pico máximo de fuerza isométrica exhibida por los sujetos fue de 593.45 ± 102.73 N, soportando posteriormente una intensidad de EEM máxima de 73 ± 19.77 mA. Las mujeres realizaron un 19.38% ($p < 0.05$) menos de fuerza que los hombres, sin embargo ninguna diferencia de género se halló para la variable intensidad soportada. Entre las dos variables estudiadas se estableció una correlación positiva ($r = 0.43$, $p < 0.05$).

Conclusiones: La intensidad soportada durante EEM del cuádriceps femoral correlaciona positivamente con la fuerza isométrica máxima de dicho grupo muscular. Esta relación, que necesita confirmarse en futuras investigaciones, puede tener una clara aplicación en la determinación de la fuerza muscular en sujetos con la movilidad reducida.

38. DIFERENCIAS EN EL CÁLCULO INDIRECTO DEL CONSUMO MÁXIMO PARA LESIONADOS MEDULARES

Morales A, Medina J, Suárez A, Garrido E, Javierre C, Lizárraga A, Barbany JR, Segura R, Vidal J.

Instituto Guttmann. Departamento de Ciencias Fisiológicas II. Universidad de Barcelona. Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña (INEFC). Barcelona.

Introducción: Diferentes trabajos han mostrado posibles diferencias en la respuesta ventilatoria al ejercicio dependiente de las adaptaciones que se producen tras la lesión o de las características clínicas de la misma. Por ello para evaluar la potencia aeróbica de manera indirecta de los lesionados medulares (LM), deberían usarse ecuaciones específicas para dicha población.

Material y métodos: Se monitorizó la respuesta ventilatoria al ejercicio realizado con ergómetro de brazos de un grupo de: 42 varones jóvenes (21.0 ± 2.0 años) practicantes de actividad física más de 5

horas a la semana: 20 lesionados medulares (77.1 ± 15.1 Kg, 179.1 ± 9.1 cm) y 22 no lesionados (72.0 ± 11.2 Kg, 176.3 ± 7.0 cm). El estudio se realizó en el Departamento de Ciencias Fisiológicas II (Universidad de Barcelona).

Resultados y conclusiones: Se observó una correlación estadísticamente significativa entre el Consumo de Oxígeno (VO_2) y la carga realizada (Watts) para el grupo LM ($R = 0.956$ y $p < 0.001$), resultando la siguiente ecuación para la evaluación teórica del VO_2 : VO_2 teórico = $0.4869 + (0.0132 * \text{Potencia realizada})$

Se observó una correlación estadísticamente significativa entre el Consumo de Oxígeno (VO_2) y la carga realizada (Watts) para el grupo control ($R = 0.946$ y $p < 0.001$), resultando la siguiente ecuación para la evaluación teórica del VO_2 :

VO_2 teórico = $0.409 + (0.0229 * \text{Potencia realizada})$
Realizada con ayuda del Proyecto FIS 98/128911

39. FUERZAS DE REACCIÓN EN PIES CAVOS Y PLANOS EN MOVIMIENTOS CÍCLICOS Y ESFUERZOS MÁXIMOS

Abián Vicén J, Alegre Durán LM, Fernández Rodríguez JM, Sánchez Amador L, Aguado Jodar X.

Laboratorio de Biomecánica. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Castilla La Mancha.

Introducción: La biomecánica del apoyo en el suelo y consecuentemente las presiones plantares y fuerzas de reacción (GRF) en la realización de una determinada actividad varían en función de diferentes factores, tanto internos de la persona (estructurales, técnica de realización del movimiento y posible fatiga) como externos (calzado y suelo). El objetivo de este trabajo ha sido medir las GRF en diferentes movimientos (marcha, carrera, batida de salto, cambio de dirección y amortiguación de caída) en una población de sujetos sedentarios sanos con pies planos o cavos, sin lesiones, para discutir sobre el riesgo de sufrir impactos asociados a dos estructuras extremas de pie.

Material y métodos: Participaron en el estudio 15 mujeres (edad: 19.40 ± 1.29 años; peso: 57.17 ± 8.98 kg), sin lesiones en las extremidades inferiores en los últimos 2 años. Ninguna practicaba actividad física regular más de 2 días a la semana. De esta población 8 tenían pies planos y 7 cavos, evaluados mediante podoscopio y posterior registro plantar con fotopodograma. Ningún sujeto llevaba en la actualidad plantillas, vendajes, ni ortesis. Todos los ensayos fueron realizados con calzado deportivo de similares características. Todos los sujetos fueron sometidos a una batería de pruebas tras un primer día de

familiarización. En cada sesión (familiarización y medición) se realizó un calentamiento. Las pruebas fueron: marcha (rangos de velocidad entre 1.5 y 1.7 m/s), carrera (rangos de velocidad entre 2.8 y 3.2 m/s), batida de salto vertical, amortiguación de caída y cambio de dirección. Las velocidades se registraron usando 2 barreras fotoeléctricas separadas por 6 metros. En la marcha y la carrera se elaboraron patrones de apoyo a partir de 5 ensayos correctos, en el resto de pruebas se cogió el mejor ensayo de tres realizados correctamente. La amortiguación de caída se tomaba tras dejarse caer el sujeto desde 75 cm de altura. En todas las pruebas se recogieron los apoyos sobre una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler (2812A1-3), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo. Se muestreó a 500 Hz (la marcha, la carrera, la finta y la batida del salto) y a 1000 Hz (la amortiguación de caída). Se estudiaron las GRF verticales anteroposteriores y mediolaterales, así como los tiempos de apoyo, tiempos hasta los picos de fuerza y tiempos de realización del circuito en el caso de la finta.

Resultados: Aparecieron diferencias significativas ($p < 0.01$) entre pies planos y cavos en la duración del apoyo en el cambio de dirección, siendo mayor en los planos (planos = 0.37 ± 0.04 s; cavos = 0.30 ± 0.04 s) y en el primer pico de fuerza de la amortiguación de la caída ($p < 0.05$), con valores superiores en los pies cavos (planos = 4.29 ± 0.84 BW y cavos = 5.78 ± 1.29 BW). El resto de variables estudiadas no mostraron diferencias significativas, aunque en los movimientos máximos todos los picos de fuerza fueron mayores en el grupo con pies cavos. los picos de impacto en marcha y carrera eran ligeramente superiores en los pies planos.

Conclusiones: El grado de significación estadística no tiene porqué ser el límite que marque el mayor o menor riesgo de futura lesión asociada a las GRF. Pequeñas y no significativas diferencias podrían marcar un incremento sustancial del riesgo. En ese sentido cabe destacar los mayores valores registrados en los pies cavos, en los movimientos máximos, en los que existiría un mayor riesgo para ellos. Por otro lado las mínimas o nulas diferencias observadas en los patrones de movimiento podrían explicarse por adaptaciones que realiza el sujeto en el movimiento y así, aun teniendo pies cavos, logra valores en las GRF similares a los de los pies planos y mientras esto suceda le protege de lesiones. No obstante 6 de los 7 sujetos con pies cavos manifestaban tener dolores en sus pies aunque este hecho no les impedían realizar una vida normal, a diferencia de los sujetos con pies planos, en los que ningún sujeto manifestaba padecer dolores.

40. VARIABILIDAD EN LA CAPACIDAD DE AMORTIGUACIÓN DE CAÍDAS DESPUÉS DE EJERCICIOS INTENSOS

Abián Vicén J, Alegre Durán LM, Fernández Rodríguez JM, Jiménez Linares L, Sánchez Amador L, Aguado Jodar X

Laboratorio de Biomecánica. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Castilla La Mancha.

Introducción: Hay muchos deportes donde tienen especial importancia los saltos. Por ejemplo, en un partido de voleibol pueden llegar a producirse hasta 269 (Iglesias, 1994). Pequeñas variaciones en la capacidad de amortiguación en las caídas producidas por la fatiga conllevarían impactos más bruscos, que podrían producir lesiones. El objetivo de este estudio ha sido observar la variabilidad en la capacidad de amortiguación de la caída después de realizar ejercicio intenso.

Material y métodos: Participaron en el estudio 5 sujetos físicamente activos (edad = 29.4 ± 9.01 años y peso 72.09 ± 10.12). Se llevó a cabo un día de familiarización y después unas pruebas de reproducibilidad. Las caídas se realizaban desde una altura de 75 cm, dándole al sujeto la premisa de que debía de amortiguar todo lo que pudiera.

Se llevaron a cabo dos sesiones tras ejercicio de 30 minutos; una pedaleando sobre un cicloergómetro a 175 W y otra de pliometría (con un total de 80 saltos máximos). En cada una de las sesiones se tomó la amortiguación de la caída antes (tres ensayos metodológicamente correctos con una separación entre ellos de 2 min) y después de realizar los ejercicios (seis ensayos metodológicamente correctos con una separación de 2 min).

En todas las pruebas se recogieron las caídas sobre una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler (2812A1-3), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo. Se muestreó a 1000 Hz. Se estudiaron las fuerzas de reacción verticales y se tuvieron en cuenta las siguientes variables: picos de fuerza F1 y F2 (BW), duración hasta esos picos T1 y T2 (s) y duración de la amortiguación DA (s).

Resultados: En la reproducibilidad los coeficientes de variación de las variables seleccionadas fueron (F1 = 14.63%, F2 = 6.80%, T1 = 14.43%, T2 = 7.18%, DA = 6.20%).

Del conjunto de todas las pruebas se obtuvo una correlación de -0.92 ($p < 0.01$) entre F2 y T2.

La diferencia entre la suma de los 3 ensayos realizados antes del ejercicio y la suma de los tres primeros realizados después se citan en la Tabla 1:

Después del ejercicio de cicloergómetro se observó una correlación de 0.99 ($p < 0.01$) entre el segundo

Tipo de ejercicio	F1 (BW)	F2 (BW)	DA (s)
Cicloergómetro	1.13	0.48	0.07
Saltos	-0.05	-2.42	0.06

C40. TABLA 1.-

pico de fuerza y el orden del ensayo. El promedio de los tres primeros ensayos después del ejercicio en cicloergómetro fue: 4.77 BW, 6.01 BW, 7.05 BW.

En ambos ejercicios a partir del cuarto ensayo (6 min) se recuperaban los valores de fuerza en la amortiguación.

Conclusiones: Después del ejercicio intenso en cicloergómetro se produce un descenso en el segundo pico de amortiguación. En principio podríamos considerar este hecho como positivo, pero este des-

censo puede ser peligroso debido a que posiblemente se produce una mayor flexión de rodilla, llegando a frenar prácticamente por la limitación articular más que por la acción controlada de los músculos.

El ejercicio pliométrico modifica en mayor medida la amortiguación que el ejercicio en cicloergómetro; este empeoramiento se refleja en el registro de mayores fuerzas de reacción, que acumuladas, pueden llevar a que la articulación al final esté sometida a un volumen de carga mucho mayor, pudiendo desembocar a largo plazo en lesiones.

La recuperación de los registros normales de fuerza se consigue en un tiempo más o menos breve, este tiempo puede ser utilizado para ajustar los intervalos de recuperación en los entrenamientos.

Estudio realizado gracias al proyecto BIMOCCLUS.