

Article

Área de Sección Cruzada Muscular, Producción de Fuerza y Activación de los Extensores de la Rodilla, durante Acciones Isométricas y Dinámicas en Hombres y Mujeres de Mediana Edad y Ancianos

Force Production, and Activation of Leg Extensors During Isometric and Dynamic Actions in Middle-Aged and Elderly Men and Women

Keijo Häkkinen¹, William J Kraemer⁵, Robert U Newton⁶, Markku Allen², Prof. Mikel Izquierdo³, Mauri Kallinen², Kirsi Jokelainen⁴, Helka Lassila⁴ y Esko Mälkiä⁵

¹Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland and Research Unit for Sport and Physical Fitness, Jyväskylä, Finland.

²Peurunka-Medical Rehabilitation Center, Laukaa, Finlandia.

³Laboratory of Biomechanics, Institute of Physical Education of León, Spain.

⁴Department of Health Sciences, University of Jyväskylä, Finland.

⁵Laboratory for sport Medicine, the Pennsylvania state University, Univ, Park, Pa, Estados Unidos.

⁶School of Exercise Science and Sport Management, Southern Cross University, Lismore, New South Wales, Australia.

RESUMEN

En el presente estudio se examinaron a 42 hombres y mujeres sanos de 2 grupos de edad (40 y 70 años) para determinar las características del área de sección cruzada muscular (AT), la máxima fuerza isométrica voluntaria bilateral, las características de la curva fuerza- tiempo, la fuerza concéntrica máxima en 1RM y la potencia de los extensores de la rodilla, en posición de sentado, en salto desde media sentadilla (*squat jump*) y en el salto en largo sin impulso. Los resultados sugirieron que la disminución de la fuerza máxima con el aumento de la edad esta relacionada con la disminución del AT, sin embargo, particularmente en mujeres mayores, el índice fuerza/AT también podría verse reducido. La fuerza explosiva parece disminuir con el avance de la edad, aun más que la fuerza máxima, lo cual sugiere que la atrofia muscular con el envejecimiento es mayor en las fibras rápidas. En ambos grupos de edad, la activación voluntaria de los músculos agonistas y antagonistas parece variar en relación al tipo de acción muscular y/o de la velocidad y duración de la acción, pero esta variación parece ser mayor en los individuos ancianos. Aparentemente, existe un incremento relacionado con la edad en la co-activación antagonista, especialmente en los movimientos explosivos dinámicos.

Palabras Clave: envejecimiento, atrofia muscular, fuerza muscular fuerza explosiva, activación, agonistas, antagonis

ABSTRACT

Forty-two healthy men and women in two age groups (40 and 70 years) were examined for muscle cross-sectional area (CSA), maximal voluntary bilateral isometric force, force-time characteristics, maximal concentric 1 RM, and power performance of the leg extensors in a sitting position, squat jump, and standing long-jump. The results suggested that the decline in maximal strength with increasing age is related to the decline in muscle CSA; however, particularly in older women, the force/CSA ratio may also be lowered. Explosive force seems to decrease with increasing age even more than maximal strength, suggesting that muscle atrophy with aging is greater in fast-twitch fibers. The voluntary activation of the agonist and antagonist muscles seems to vary depending on the type of muscle action and/or velocity and time duration of the action in both age groups but to a greater extent in older people. There appears to be an age-related increase in antagonist coactivation, especially in dynamic explosive movements.

Keywords: aging, muscle atrophy, muscle strength, explosive force, activation, agonists, antagonists

INTRODUCCION

Esta bien documentado que la masa muscular y la fuerza disminuyen con el avance de la edad, especialmente después de los 50 años (Docherty, Vandervoort, Taylor & Bown, 1993; Frontera, Hughes, Lutz, & Evans, 1991; Häkkinen, Pastinen, Karsikas & Linnamo, 1995; Larson, 1978; Narici, Bordini, & Cerretelli, 1991; Vandervoort & McComas, 1986; Vistasalo, Era, Lesquines, Häkkinen, 1985; Young, Stokes, & Crowe, 1984). Estas disminuciones con la edad no son sorprendentes, ya que el envejecimiento está asociado con alteraciones en el equilibrio hormonal (Häkkinen & Pakarinen, 1993), y a menudo también con una disminución en la cantidad e intensidad de actividad física (Mälkiä, Impivaara, & Maatela, 1994). Se cree que esta reducción en la masa muscular asociada con la edad está mediada por la disminución en el tamaño y/o en el número de fibras musculares individuales especialmente de fibras rápidas (Aniansson, Grimby, Hedberg, & Krotkiewski, 1981; Essen-Gustabsson & Borges, 1986; Larsson, Sjodin, & Karlsson, 1978; Lexell, Henriksson-Larsen, Winblad, & Sjöström, 1993; Lexell, Taylor, & Sjöström, 1988; Porter, Myint, Kramé & Vandervoort, 1995). La tasa de disminución de la fuerza explosiva parece ser aun mayor que la de la fuerza máxima, la que se determina utilizando acciones dinámicas (Bassey & Harries, 1987; Bassey, Fiatarone, O'Neill, Kelly, Evans, & Lipsitz 1992; Bosco & Komi, 1980; Larsson, Grimby, & Karlsson, 1979), o como una disminución en la tasa máxima de producción de fuerza isométrica (Clarkson, Kroll, & Melchionda, 1981; Häkkinen y cols., 1995, 1996b; Vandervoort & McComas, 1986). La fuerza muscular y la capacidad de los músculos extensores de la rodilla para desarrollar fuerza rápidamente son factores importantes que contribuyen al rendimiento satisfactorio de distintas tareas de la vida diaria, tales como subir escaleras, caminar y evitar caídas (Bassey y cols., 1992).

Es difícil de interpretar de manera concluyente si la disminución en la fuerza máxima y/o explosiva asociada con la edad puede explicarse solamente a través de los cambios estructurales en el músculo, o hasta que punto podría relacionarse también con los cambios en el "drive" o impulso neurológico voluntario a los músculos (Häkkinen y cols., 1995; Porter y cols., 1995). Si bien algunos resultados indican que el envejecimiento no necesariamente perjudica la capacidad de una persona de activar en forma máxima algunos grupos musculares (Enoka, Fuglevand & Barreto, 1992; Vandervoort & McComas, 1986), las reducciones en la masa muscular, en la fuerza máxima, o en la fuerza explosiva podrían variar entre los distintos grupos musculares (Häkkinen y cols., 1995). Además la activación muscular podría diferir también en relación al sexo o a la edad, dependiendo del tipo de contracción muscular, complejidad del movimiento y de las características de tiempo o velocidad en que se ejecuta la acción. También sería interesante, tanto para el campo científico como para el práctico, además de estudiar la activación de los agonistas, observar en que grado la co-activación de los antagonistas, durante distintas acciones isométricas y dinámicas, puede estar influenciada por la edad y el sexo.

Por lo tanto, el propósito de la presente investigación fue estudiar los cambios asociados con la edad en el área de sección cruzada muscular, y en las características de producción de fuerza máxima y explosiva de los extensores de la rodilla, durante distintas acciones isométricas y dinámicas en hombres y mujeres de mediana edad y en ancianos. En segundo lugar estuvimos especialmente interesados en examinar las posibles diferencias en la activación muscular durante la realización de diferentes acciones máximas y explosivas, registrando la actividad electromiográfica no solo de los músculos agonistas, sino también de los antagonistas.

MÉTODOS

Sujetos

Cuarenta y cuatro sujetos se ofrecieron voluntariamente para participar en este estudio. Estos fueron divididos en cuatro grupos diferentes de acuerdo a la edad y al sexo: 10 hombres de mediana edad en el grupo de 40 años (H40) (edad promedio: 42 años, rango: 39-45), 11 mujeres de mediana edad en el grupo de los 40 años (M40), 11 hombres ancianos en el grupo de 70 años (H70) (edad promedio: 72 años, rango: 69-78), y 10 mujeres ancianas en grupo de 70 años (M70) (edad promedio: 67 años, rango: 62-71). En la Tabla 1 se presentan las características físicas de los cuatro grupos de sujetos, cada sujeto firmo una forma consentimiento escrito antes de la participación en el estudio. El estudio se llevo a cabo de acuerdo a la declaración de Helsinki y fue aprobado con el comité de Ética de la Universidad de Jyväskylä, Finlandia.

Todos los sujetos eran sanos y realizaban actividad física con regularidad. Para estar en buena forma física, los sujetos realizaban distintas actividades recreativas tales como caminar, esquí *cross country*, aeróbicos y ciclismo, 2 a 3 veces por semana. Los cuatro grupos exhibieron diferencias respecto a la cantidad de actividad física que desarrollaban. No se registraron datos acerca de la calidad del ejercicio, por ejemplo la intensidad de actividades. Sin embargo ningún sujeto tenía antecedentes de entrenamiento regular de sobrecarga o de deporte competitivos. Ninguno de los sujetos estaba tomando medicamentos que pudiesen afectar el rendimiento físico.

Variable		Hombres 40 años (n=10)	Hombres 70 años (n=10)	Mujeres 40 años (n=11)	Mujeres 70 años (n=10)	Significancia de las diferencias
Edad (años)	media	42	72	39	67	
	DS	2	3	3	3	
Estatura (cm)	Media	178	172	163	159	M40/H40 *** M70/H70** H40/H70 *
	DS	7	7	5	6	
Peso corporal (kg)	Media	83	80	62	66	M40/H40*** M70/H70***
	DS	15	10	8	7	
Grasa Corporal (%)	Media	19	24	26	34	M40/H40*** M70/H70*** H40/M70* M40/H70*
	DS	4	5	6	3	

Tabla 1. Características físicas de hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años). (*) $p < 0.05$, (**) $p < 0.01$, (***) $p < 0.001$.

Evaluación

Algunos días antes de las evaluaciones, los sujetos fueron familiarizados con los procedimientos de evaluación de producción voluntaria de fuerza de los músculos de la pierna mediante la realización de varias repeticiones submáximas y máximas.

Las características de las fuerzas explosiva dinámica de los músculos de la pierna fueron medidas en una plataforma de fuerza utilizado el salto vertical desde posición de media sentadilla (SS) (desde una posición inicial de flexión de rodilla en 90°) y un salto en largo de posición parado (sin carrera) (SLP). Para el SS, se calculo la altura y se analizo la potencia a partir de la curva fuerza vertical-tiempo. Bosco y Komi (1980) utilizaron satisfactoriamente este test para examinar a hombres y mujeres ancianos. Para el SL, se calculó la distancia, utilizando una cinta métrica. En ambos casos se registraron 3 saltos máximos y se utilizo el mejor registro para los análisis posteriores. Si era necesario (lo cual ocurrió en raras ocasiones), se registraban 1 o 2 saltos mas hasta que el sujeto fuese incapaz de mejorar su rendimiento.

Las curvas de fuerza isométricas-tiempo, la fuerza isométrica máxima (FIM), y la tasa máxima de desarrollo de la fuerza (TDF) de los músculos extensores de ambas piernas fueron medidas utilizando un dinamómetro electromecánico similar al utilizado en estudios previos por Komi (1973). Para este test, los sujetos se colocaban en posición de sentado, de tal modo que los ángulos de rodilla y de cadera fueran de 107 y 110°, respectivamente. Se les pidió a los sujetos que ejercieran la máxima fuerza lo más rápido que pudiesen, durante un periodo de 2.5 a 4.0 segundos. Cada sujeto completo un mínimo de

3 series, y para los análisis estadísticos posteriores se utilizó la serie con el mejor rendimiento con respecto a la fuerza máximas. Sin embargo si era necesario (en raras ocasiones), se registraban 1 o 2 contracciones más, hasta que el sujeto no pudiera mejorar su rendimiento, tal como se describió previamente (Häkkinen & Häkkinen 1991; Häkkinen y cols. 1995). Para medir la producción máxima de fuerza dinámica bilateral de los extensores de la rodilla se utilizó un dinamómetro David 210 (David Fitness and Medical Ltd). El sujeto se colocaba en posición de sentado, con un ángulo de cadera de 110°. Al escuchar un comando verbal, el sujeto realizaba una extensión concéntrica de la rodilla, comenzando desde una posición de flexión (aproximadamente 70°), intentando alcanzar la extensión total de 180° con las diferentes cargas seleccionadas. Para la evaluación de la fuerza máxima en 1RM (repetición máxima) los sujetos realizaron varias repeticiones con cargas progresivamente mayores. Luego de cada repetición, se aumenta la carga hasta que el sujeto fuera incapaz de extender las piernas hasta la posición requerida. La última posición aceptable, con la mayor carga posible, era considerada la fuerza máxima en 1RM (Häkkinen y cols, 1996b).

Las características de la fuerza explosiva de los extensores de la rodilla también fueron evaluadas con un dinamómetro David 210 utilizando una carga del 50% de 1RM. En este caso, se les pidió a los sujetos que movieran la carga tan rápido como fuera posible. Se registraron los resultados de dos intentos (pero si era necesario se registraba un tercer intento), y se utilizaba el mejor registro (con la mayor velocidad) para los análisis estadísticos posteriores. En todos los test de rendimiento neuromuscular, los sujetos fueron estimulados verbalmente. En todas las condiciones experimentales, el tiempo entre las contracciones máximas siempre fue de 1.5 minutos.

Las señales generadas durante los test de fuerza fueron registradas en una computadora (486 DX-100) y posteriormente fueron digitalizadas y analizadas con un sistema de computadoras Cudas TM (Data Instruments, inc). El pico de fuerza fue definido como el valor más alto de fuerza (Newton: N) registrado durante las contracciones isométricas bilaterales. Los análisis fuerza-tiempo en la escala absoluta incluyeron el cálculo de la fuerza promedio (N) producida en intervalos de 100 ms de duración, a partir del comienzo de la contracción y hasta los 500ms (Häkkinen, Komi, & Alen, 1985). También se incluyó el análisis de la tasa máxima de desarrollo de la fuerza (TDF; N/seg) (Viitasalo, Saukkonen & Komi, 1980). Todas estas variables han sido utilizadas anteriormente para evaluar las características fuerza-tiempo en sujetos de mediana edad y ancianos (Häkkinen & Häkkinen, 1991; Häkkinen y cols. 1995, 1996b).

Para evaluar el grado de activación neural se registró la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos antagonistas extensores de la rodilla, vasto lateral (VL) y vasto medio (VM), y del músculo antagonista bíceps femoral (BF) de las piernas derechas e izquierdas, lo cual se llevó a cabo separadamente durante todas las acciones bilaterales. Se emplearon electrodos bipolares (20 mm de distancia Inter-electrodos) para el registro de EMG de superficie (Electrodos Beckman 650437 tamaño miniatura, Illinois). Los electrodos fueron colocados longitudinalmente en las áreas de puntos motores determinadas por un estimulador eléctrico (Disa). Las señales de EMG fueron registradas teleméricamente (Glonner, Biomes 2000). De allí en adelante la señal EMG fue amplificada (por un factor de multiplicación de 200, frecuencia de corte 360 Hz 3 dB) y digitalizada con una frecuencia de muestreo de 1.000 Hz, utilizando para esto un sistema computarizado *on-line*. Se registraron los valores de EMG total e integrado (EMGint), en 1 segundo para cada músculo, en forma separada, utilizando un programa de computación. También se registró la EMG integrada (EMG en 1 segundo) durante las acciones isométricas, en periodos de 100 ms y hasta los 500 ms, para obtener la curva EMG Int - tiempo, desde el comienzo de la contracción y durante la fase de fuerza pico de la contracción isométrica (500-1.500 ms) y de esta manera calcular la EMGint máxima (Häkkinen y cols, 1985). Durante la evaluación de la fuerza máxima en 1RM y con la carga al 50%, así como en ambos saltos, la integración de la electromiografía (EMG por 1 seg) se llevó a cabo en todo el rango de movimiento. Los valores promedios de la EMGint de los músculos agonistas y antagonistas fueron calculados separadamente para cada músculo, tanto para la pierna derecha como la izquierda. Para registrar la EMGint voluntaria máxima del bíceps femoral actuando como agonista, se evaluó la flexión isométrica máxima de la rodilla para ambas piernas. Se registraron un mínimo de 2 flexiones isométricas máximas, y se registró, para su utilización en posteriores análisis, el mayor valor de las EMGint del bíceps derecho e izquierdo.

Utilizando un escáner ultrasónico compuesto (Aloka FANSONIC, SSD- 190) y un transductor convexo de 5 MHz, se midió el área de sección cruzada (AT) del grupo muscular del cuádriceps femoral (CF) (recto femoral, vasto lateral, vasto medio y vasto intermedio). El AT fue medida en la tercer porción inferior, entre el trocánter mayor y la interlínea lateral de la articulación de la rodilla. Se realizaron 2 mediciones consecutivas en el músculo derecho y se registró el promedio de las dos mediciones para los análisis posteriores. Luego se calculó el AT del cuádriceps femoral (Ryushi, Kauhanen, & Komi, 1988). El porcentaje de grasa corporal fue estimado a partir de la medición de pliegues cutáneos (Durnin & Womersley, 1967).

Métodos Estadísticos

Se utilizaron métodos estadísticos estándar para calcular las medias, desvíos estándar (DE), errores estándar (EE), y coeficientes de correlación Pearson. Los datos fueron analizados utilizando análisis de la variancia (ANOVA). Cuando se consideraba apropiado, se utilizaron Tests t de ajuste de probabilidad para comparaciones apareadas. Se utilizó el criterio

de $p < 0.05$ para establecer significancia estadística.

RESULTADOS

El valor medio ($\pm$ DE) del área de sección cruzada del CF, $53.6 \pm 4.7 \text{ cm}^2$, en el grupo H40 fue significativamente mayor que el valor registrado en los grupos H70 y M40 (ambos, $p < 0.001$), mientras que el valor de $33.7 \pm 3.3 \text{ cm}^2$ en M70 fue significativamente el menor ($p < 0.001$) (Figura 1).

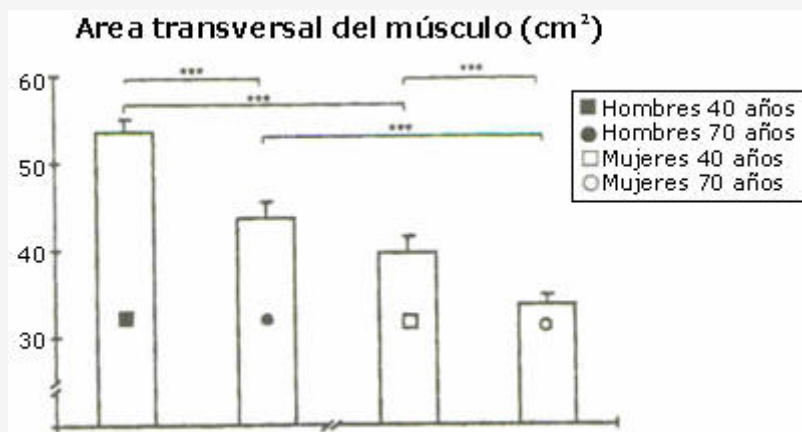


Figura 1. Área de sección cruzada (media $\pm$ EE) del cuádriceps femoral de la pierna derecha, en hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años) (** $p < 0.001$)

La máxima fuerza isométrica voluntaria durante la extensión de rodillas en el grupo H40, $2387 \pm 353 \text{ N}$, fue mayor ($p < 0.01$) que la registrada por el grupo H70 y mayor que la registrada por el grupo M40 ($p < 0.01$) (Figura 2a). El valor más bajo de fuerza isométrica voluntaria máxima, $997 \pm 437 \text{ N}$, fue el registrado por el grupo M70.

Los valores de fuerza máxima en 1 RM durante la extensión de rodillas también difirieron en forma similar entre los grupos de sujetos, de manera que las cargas en H40 fueron mayores ($p < 0.01$) que en H70; y en M40 fueron mayores ($p < 0.01$) que en M70 (Figura 2b). Asimismo, el valor máximo de 1 RM en el grupo H40 fue mucho mayor ($p < 0.001$) que en M40, y en H70 mucho mayor ($p < 0.001$) que en M70. Los valores individuales del AT CF tuvieron una correlación significativa ($p < 0.05$) con los correspondientes valores individuales de 1RM durante la extensión máxima de rodilla, tanto en mujeres ($r = 0.64$ y 0.56 para M40 y M70), y en hombres ($r = 0.56$ y 0.76 para H40 y H70). Estos valores individuales están graficados juntos, para toda la muestra de mujeres (M40 + M70, $r = 0.73$, $p < 0.001$) y para toda la muestra de hombres (H40 + H70, $r = 0.80$, $p < 0.001$), en las Figuras 3a y 3b, respectivamente. En la muestra de hombres, ambos grupos combinados, los valores individuales del AT se correlacionaron, de un modo similar, con los valores individuales de la fuerza isométrica máxima en la extensión de rodillas ($r = 0.75$, $p < 0.001$), mientras que el correspondiente coeficiente de correlación para todas las mujeres fue menor ($r = 0.36$, NS). Los valores máximos de 1 RM por AT fueron de 3.19 ± 0.41 , 2.87 ± 0.45 , 3.02 ± 0.46 , y $2.61 \pm 0.42 \text{ kg/cm}^2$ para los grupos H40, M40, H70, y M70, respectivamente ($p < 0.05$ para H70 vs. M70). Los valores máximos de fuerza isométrica bilateral por AT del CF fueron de 44.6 ± 5.95 , 30.71 ± 14.44 , 40.55 ± 10.56 y $29.84 \pm 13.10 \text{ N/cm}^2$ para H40, M40, H70 y M70, respectivamente ($p < 0.01$ para H40 vs. M40, y $p < 0.05$ para H70 vs. M70). La altura del salto en SS y la distancia en SLP fue diferente entre los grupos, de tal manera que ambos valores fueron significativamente mayores ($p < 0.001$) en H40 que en H70, y significativamente mayores ($p < 0.001$) en M40 que en M70 (Figura 4). Estos valores también fueron mayores ($p < 0.001$) en el grupo H40 en comparación con los de M40, y mayores ($p < 0.05$ y 0.001) en H70 que en M70. Las formas de las curvas promedio de fuerza isométrica bilateral-tiempo, en valores absolutos, también fueron diferentes entre los grupos. Tanto la TDF como la fuerza producida durante las primeras partes (hasta 500ms) de la curva fueron mayores en H40 ($p < 0.05$ y 0.01) que en H70, y ligeramente mayores en M40 (NS) que en M70 (Figura 5). Las diferencias en estos valores entre H40 y M40, así como entre los grupos H70 y M70, también fueron significativas ($p < 0.05$ y 0.001). En los dos grupos de sujetos ancianos, la fuerza máxima, tuvo una correlación significativa ($p < 0.05 - 0.01$) con la fuerza explosiva dinámica (correlación 1RM vs SLP en M70, $r = 0.58$ y en H70, $r = 0.75$; correlación 1RM vs SS en H70, $r = 0.70$, $r = 0.54$). Además, en ambos grupos de ancianos, la fuerza máxima tuvo una correlación

significativa ($p < 0.05$ - 0.001) con la fuerza isométrica explosiva (correlación FIM vs TDF en H70 y M70, $r = 0.67$ y $r = 0.79$, respectivamente; correlación 1RM vs TDF en H70 y M70, $r = 0.59$ y $r = 0.65$, respectivamente; correlación FIM vs F500 y 1RM vs F500 en H70, $r = 0.80$ y 0.95 y $r = 0.67$ y 0.69 , respectivamente). En la muestra total de sujetos, la fuerza isométrica explosiva tuvo una correlación significativa (desde $r = 0.55$ hasta 0.71 , $p < 0.001$) con los valores de producción de fuerza dinámica explosiva. La Figura 6 presenta la máxima actividad EMGInt del vasto lateral durante la realización de los saltos SS y SLP, durante las acciones de 1RM isométricas bilateral máximas y concéntricas máximas, durante la acción de fuerza isométrica explosiva producida en 500 ms, y durante el rendimiento de potencia concéntrica con la carga de 50% de 1RM. En M40 + H40, los valores de la EMGInt no fueron significativamente diferentes entre las primeras 5 acciones, mientras que la EMGInt durante el rendimiento de potencia durante la carga al 50% fue mucho menor ($p < 0.001$) que el registrado durante las otras acciones, tanto en la pierna derecha como en la izquierda. Los valores correspondientes de EMGInt en M40 + H40 durante el rendimiento de potencia también fueron los más bajos ($p < 0.001$), para el vasto medio de ambas piernas. En M70 + H70, la EMGInt del vasto lateral durante la performance de potencia también fue la más baja ($p < 0.01$ y 0.001), para ambas piernas. Sin embargo las EMGInt en los SLP, 1RM isométrico máximo, 1RM concéntrico máximo, y la acción isométrica explosiva, también fueron menores ($p < 0.05$ - 0.001) que en los SS de la pierna derecha y/o izquierda. Los resultados correspondientes de EMG Int del vasto medio en M70 + H70 fueron similares a los registrados para el vasto lateral, tanto para la pierna derecha como izquierda. La EMGInt en el músculo antagonista del bíceps femoral durante las acciones agonistas fueron del 20 al 40% de la EMGInt voluntaria máxima del bíceps femoral, registrada durante la máxima flexión isométrica de rodillas (Figura 7). Los valores antagonistas de EMG int durante 1RM y el máximo rendimiento de potencia fueron mayores ($p < 0.05$ - 0.001) que la correspondiente activación antagonista registrada durante las acciones isométricas, tanto en M40+H40 como en M70 + H70.

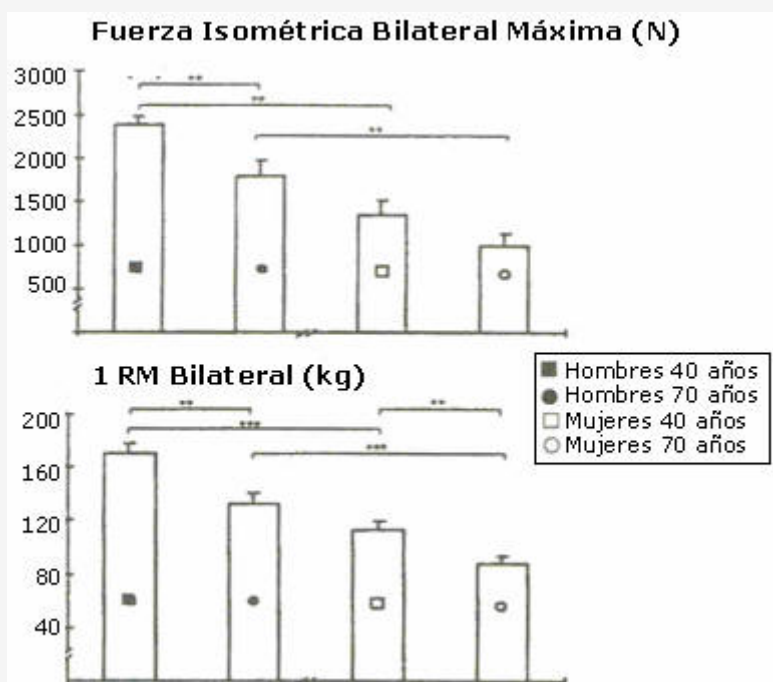


Figura 2. Máxima fuerza isométrica bilateral voluntaria (media $\pm$ EE) (a), y 1 RM concéntrica bilateral (b) de los músculos extensores de la pierna, en hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años) (** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$).

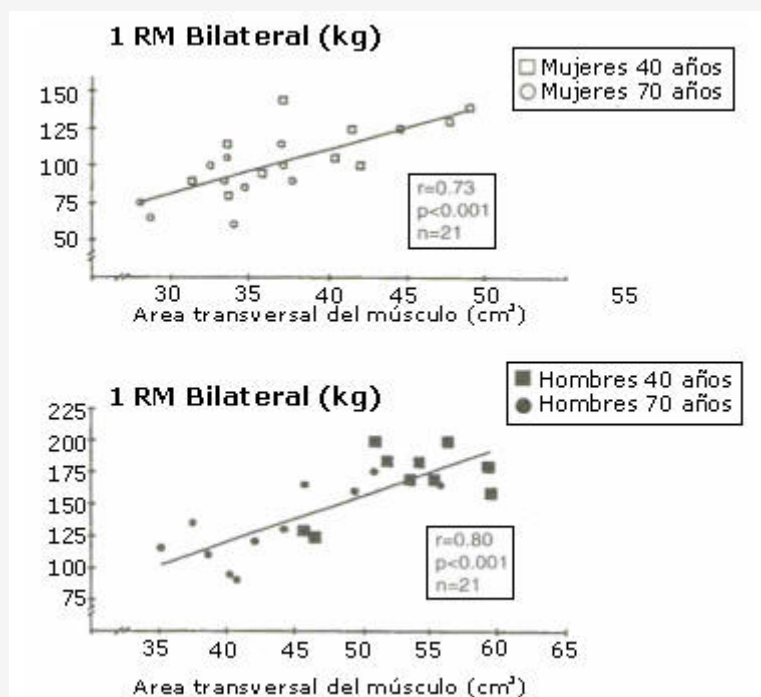


Figura 3. Relación entre el área transversal del cuádriceps femoral (pierna derecha) y 1RM concéntrica bilateral voluntaria máxima de los músculos extensores de la rodilla, en el grupo total de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años), para mujeres(a) y hombres (b).

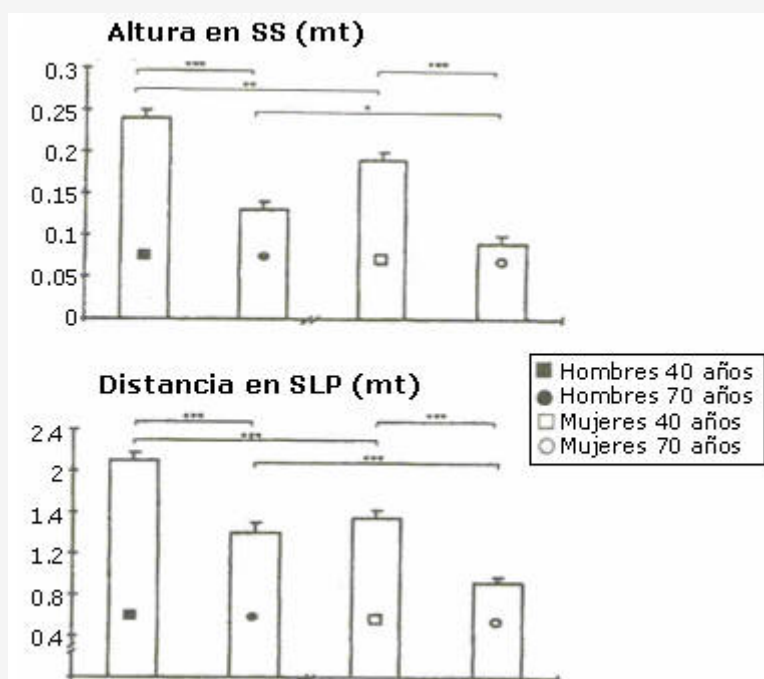


Figura4. Fuerza explosiva dinámica (media $\pm$ EE) representada como la altura en SS y la distancia en SLP, en hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años) (* $p<0.05$; ** $p<0.01$; *** $p<0.001$)

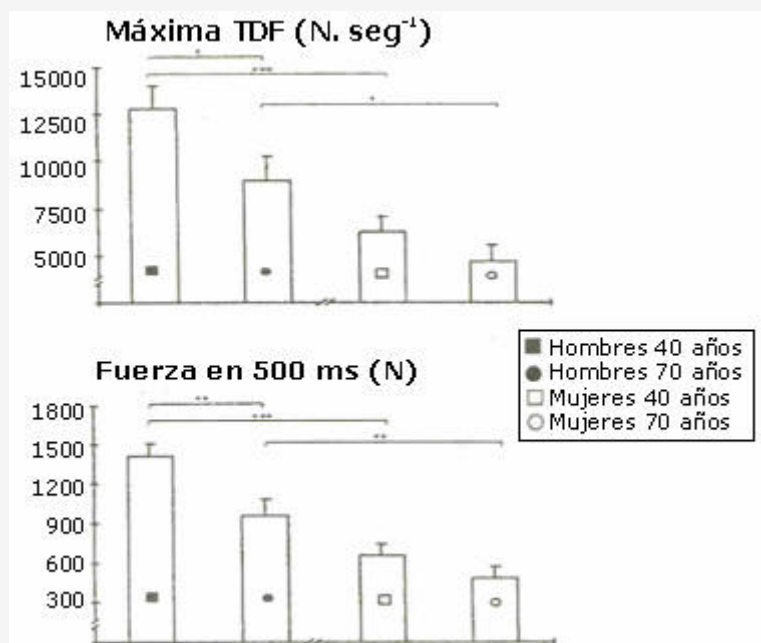


Figura 5. Tasa voluntaria máxima de desarrollo de fuerza (media $\pm$ EE), y fuerza explosiva voluntaria producida en 500 ms (media $\pm$ EE), de la extensión isométrica bilateral de rodillas, en hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años) (* $p < 0.05$; ** 0.01 ; *** $p < 0.001$).

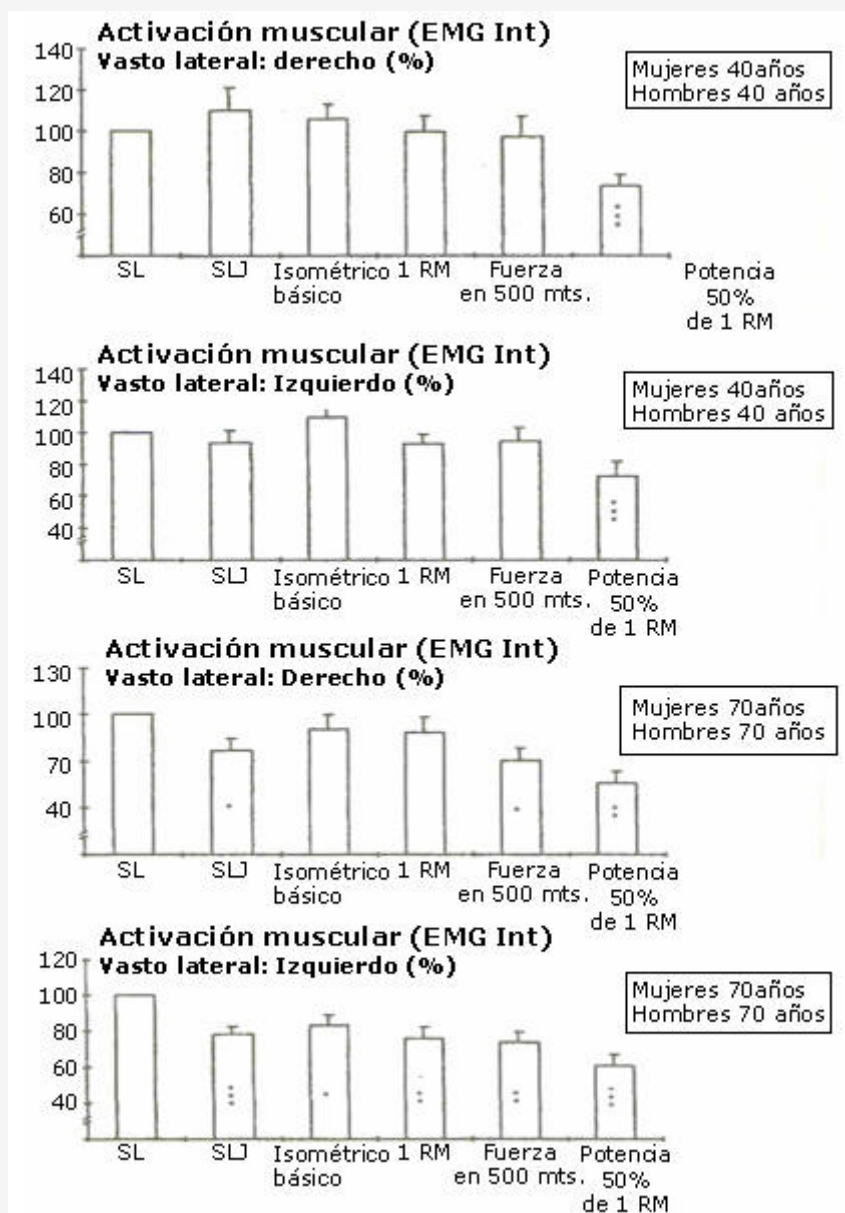


Figura 6. Actividad electromiográfica integrada (EMG int en valores relativos (%)) (media $\pm$ EE) para el vasto lateral de la pierna derecha e izquierda, durante la realización de SS y SLP, fuerza bilateral voluntaria máxima isométrica, fuerza en 1RM durante la realización de contracciones concéntricas, acción isométrica bilateral explosiva voluntaria máxima (fuerza producida en 500ms), y rendimiento de potencia con una carga al 50% de 1RM, en el grupo total de hombres y mujeres de mediana edad (40 años), y en el grupo total de varones y mujeres ancianos (70años), (* $p < 0.05$; ** $p < 0.001$).

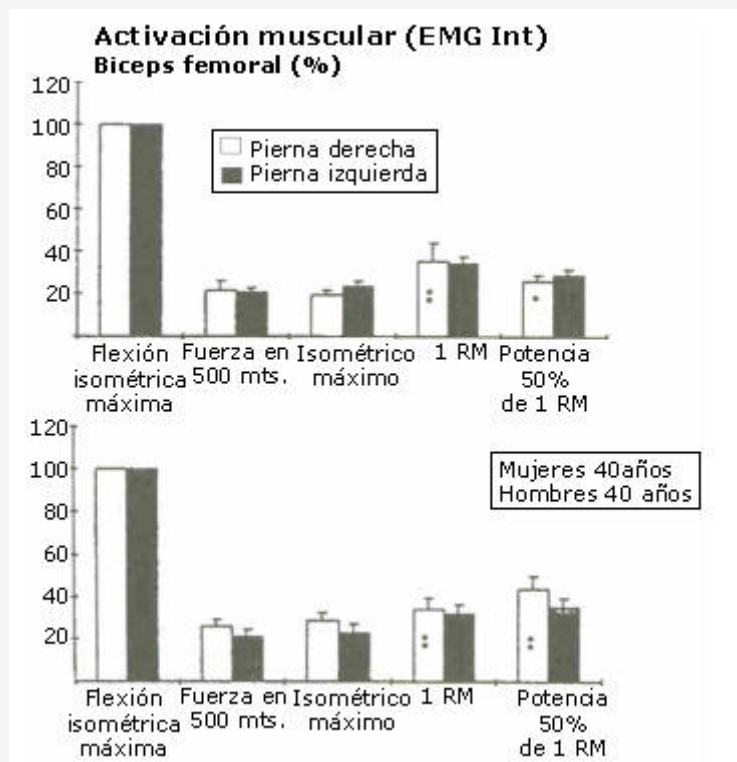


Figura 7. actividad electromiografica, integrada (EMG int en valores relativos % para el bíceps femoral) (pierna derecha e izquierda) (media $\pm$ EE), durante la máxima flexión isométrica voluntaria de la rodilla, durante la acción bilateral explosiva voluntaria máxima (fuerza producida en 500ms), 1 RM concéntrica e isométrica bilateral voluntaria máxima, y rendimiento de potencia con una carga del 50% de 1RM de los extensores de la pierna en grupo total de hombres y mujeres de mediana edad (40 años) y ancianos (70 años) (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$).

DISCUSION

El presente estudio se llevo a cavo utilizando un numero limitado de sujetos, pero los datos de fuerza, en las figuras 2 a y 2b, respaldan el concepto de una disminución en la fuerza máxima relacionada con la edad. La máxima fuerza isométrica bilateral de los músculos extensores de la pierna en H7 fue 25% menor que en H40, y en M70 fue 26 % menor que en M40. Las diferencias en la performanse de 1RM con la máxima extensión concéntrica bilateral de pierna también fueron casi de la misma magnitud. Como seria de esperar, los dos grupos de hombres se diferenciaron claramente de los dos de mujeres con respecto de la fuerza absoluta, tanto en las acciones isométricas como concéntricas , siendo los valores de fuerza bilateral para M40 de 57 % y 66% de H40, y M70 mostrando 56% y 67% de los valores de fuerza registrados para H70, respectivamente. Estos valores son muy consistentes con las comparaciones varones y mujeres de fuerzas reportadas en sujetos mas jóvenes (Laubach, 1976), de mediana edad y en ancianos (Hakkinen y cols., 1996b; Malkia, 1993), indicando que el envejecimiento no parece alertar esta relación.

Los resultados presentados en la Figura 1 indican una perdida de masa muscular relacionada con la edad, con el AT del CF en H70 claramente mas pequeña que en M40. Las diferencias en el AT ente sexos, de los grupos e igual edad, también fueron remarcable. Los valores individuales del AT del CF tuvieron una correlación significativa con los correspondientes valores de la fuerza bilateral máxima en el grupo total de hombres y mujeres (figuras 3 y 3b). Estos resultados respaldan el concepto de que la disminución de la masa muscular con el progreso de la edad esta acompañada por una disminución paralela de la fuerza máxima, tanto en hombres como en mujeres. Sin embargo el coeficiente de relación entre el AT y 1 RM fue de alguna manera menor en el grupo total de mujeres, especialmente en las mujeres mas ancianas. Además, cuando los valores individuales de fuerza máxima fueron correlacionados con los valores individuales del AT, la fuerza por AT en las mujeres fue significativamente menor que en los hombres, mostrando M70 los valores más bajos. Estos resultados indican que además de una disminución en la masa muscular, la disminución de la fuerza máxima, especialmente en mujeres de mayor edad, también podría deberse, en parte, a una reducción en el "input" o aferencia neurológica voluntaria máxima a los músculos y/o en las características "cualitativas" del tejido muscular en si (Hakkinen,

1991; Hakkieçnen y cols., 1996b; Ryushi y cols., 1988). Sin embargo, es posible que la cantidad de grasa intramuscular y de tejido conectivo podrían reducir la validación del cociente entre el AT muscular y la fuerza en mujeres, especialmente en mujeres mayores. En segundo lugar, los resultados presentes deberían ser tratados con cuidado, ya que la fuerza registrada no presento exactamente la contribución de los músculos extensores de la rodilla por si solos, sino además de los otros músculos involucrados con la extensión bilateral de las extremidades inferiores. Además el AT, fue medido solamente para la pierna derecha. De cualquier modo los resultados no excluyen la posibilidad de que además de la atrofia muscular relacionada con la edad, la disminución de la fuerza muscular con el envejecimiento pudiera estar acompañada por una reducción en el “drive” o impulso neurológico voluntario de los músculos (Hakkinen y cols., 1995, 196 b).

Se sabe que el envejecimiento esta asociado con disminuciones en la capacidad del sistema neuromuscular de producir fuerza rápidamente, de modo que la disminución en la fuerza explosiva parece tener lugar aun en mayor grado que la reducción en la fuerza máxima del mismo grupo muscular. Los valores registrados para las alturas en el SS y las distancias en el SLP (mostrados en la figura 4) indican que la producción de la fuerza explosiva dinámica de las extremidades inferiores disminuyen en gran medida en las personas mayores, tanto hombres como mujeres. Los valores medios del SS para M70 fueron un 53% inferior los registrados para M40, y para H70 fueron 46% mas bajos que para H40 maneja similar, en el SLP los valores medios para M70 fueron 41% mas bajos que para M40, y para H70 34% menor que para H40. Estas diferencias en la capacidad de fuerza explosiva dinámica fueron mucho mayor que las diferencia observadas en la fuerza máxima entre los presentes grupos de edad de ambos sexos.

Aunque en el presente estudio no se realizaron biopsias musculares, los resultados apoyan en concepto de que las disminuciones en la fuerza dinámica explosiva y en la fuerza isométrica podrían ser explicadas, especialmente a edades mayores, por atrofia selectiva y/o una perdida de fibras musculares rápidas (Esen_Gustavsson & Borges, 1986; Lexell y Cols., 1983, 1988). Sin embargo, los datos presentes no excluyen la posibilidad de que la tasa máxima de activación neurológica voluntaria de los músculos tan bien pudiese disminuir con el avance de la edad (Hakkinen y cols., 1995). Se han sugerido que este ultimo fenómeno se produce especialmente con respecto a la activación rápida de los extensores de la pierna durante acciones isométricas (Hakkinen y cols., 1995). Los presentes resultados, mostrado en la figura 6, apoyan esta idea, ya que la EMG int en M70 +H70 durante los primeros 500ms de la acción isométrica rápida, fue menor que en la performance de fuerza o en el SS.

Los datos de correlación también sugieren que, en los grupos de mayor edad, un nivel bajo de fuerza máxima (tanto isométrica como concéntrica) podrían estar relacionados con una menor capacidad de producción de fuerza explosiva, ya sea determinada isométrica o dinámicamente. En los grupos de mediana edad, los correspondientes coeficientes de correlación fueron menores que los calculados para los grupos mas añosos. Cuando se confinaron los datos de todos los grupos, los coeficientes de correlación entre las acciones isométricas explosivas y dinámicas explosivas alcanzaron un nivel estadísticamente significativo.

Nosotros estuvimos especialmente interesados en examinar posibles diferencias, relacionadas con la edad y el sexo, en la activación de músculos agonistas y antagonista, durante distintas acciones dinámicas e isométricas. Los datos en la EMG presentados en la figura 6 muestran que los sujetos de mediana edad, la cantidad de activación neurológica de los músculos agonistas fue casi igual en todas las acciones dinámicas e isométricas, excepto para la performance de potencia con la carga del 50% de 1RM, en la cual se registraron valores mas bajos de EMG Int, en comparación con las otras performances. Los grupos de edad mas avanzada tuvieron los valores mas bajos de EMG en esta performance de potencia. No esta claro hasta que punto esta observación en ambos grupos de edad pudiera explicarse, en parte por la carga submaxima en si, o por la posición de sentado “poco natural” utilizada para producir movimientos bilaterales explosivos de extensión de la pierna. La observación podría ser también parcialmente explicadas por las condiciones cambiantes en la relación fuerza/Angulo de la rodilla que contribuyeron a que la carga se volviera más submaxima a lo largo de la atención, en comparación con el comienzo de la misma.

Al contrario de los grupos de mediana edad, ambos grupos de ancianos mostraron los segundos niveles mas bajos de activación muscular en la acción isométrica rápida. Tal como se a sugerido, este resultado indica que la capacidad de reclutamiento rápido de unidades motoras podría disminuir con el avance de edad, al menos durante la acción isométrica bilateral de los músculos extensora de la pierna (Hakkinen y cols, 1995). Los datos en la figura 6 también muestran que, en SLP, los grupos de ancianos tuvieron valores mas bajos de EMG int que los sujetos de mediana edad. Estos resultados indican que la cantidad de destreza y coordinación motora necesarias para realizar el SLP podrían estar influidas también por el proceso de envejecimiento y por posibles diferencia en la historia de actividades físicas entre las personas mayores y mas jóvenes. Por el contrario, todos los grupos de sujetos produjeron una actividad EMG bastante elevada en SS. Este resultado es consistente con observaciones previas en adultos jóvenes (viitasalo, 1984) y en deportistas (Hakkinen, Comí & Kauhanen, 1986), en los cuales fue necesaria una alta contribución de unidades motoras para producir la fuerza suficiente para levantar el cuerpo desde una posición casi de sentado, con posterior producción de fuerza explosiva de los músculos de la extremidad inferior con el fin de lograr la mayor altura de salto posible. Por lo tanto, parece posible lograr una mayor activación muscular durante la performance de SS que durante otras ocasiones isométricas y/o dinámica máximas o

explosivas, independientemente de la edad y el sexo. Debido a que no se registraron los cocientes EMG int/fuerza no podemos determinar el grado en el cual las acciones estudiadas difirieron posiblemente con respecto a la eficiencia de la acción muscular.

Los datos de la EMG mostraron que las actividades de los músculos antagonistas (flexores) durante la acción agonista correspondiente (extensores) tubo un rango en ambos grupos de edad, en general, entre el 20 y 40% de la actividad máxima. Este resultado es conciente con la presencia de un mecanismo inhibitorio para proteger el sistema músculo-esquelético de lesiones, cuando los músculos se activan totalmente (Eloranta & Comí, 1981; Westing, Cresswell, & Thorstensson, 1991). Sin embargo, durante las acciones dinámicas estudiadas (1 RM y potencia), los EG int de los antagonistas fueron significativamente mayores que durante las acciones isométricas. En segundo lugar, en la perfoanse de potencia en los grupos de ancianos, la actividad muscular antagonista fue mayor que la registrada para los grupos de mediana edad. Estos resultados indicaban que el grado de coactivación del antagonista podría ser mayor por el envejecimiento, lo cual podría limitar el potencial total de producción de fuerzas de los músculos agonista, especialmente en movimientos explosivos dinámicos que requieren una rápida activación neurológica de los músculos de la extremidad inferior.

En síntesis, los resultados de este estudio indican que la disminución en la fuerza máxima con el progreso de la edad, tanto en hombres como mujeres, podría estar relacionada con la reducción del ATM del músculo, mientras que en mujeres ancianas el cociente fuerza/ATM tan bien podría ser menor. La observación de que la producción de fuerza explosiva del sistema neuromuscular disminuye con el aumento de la edad, aun mas que la fuerza máxima indica que el efecto atrofante del envejecimiento podría ser mayor en las fibras rápidas y/o que la tasa de activación neurológica rápida de los músculos también podría estar influenciada por el envejecimiento. La activación de los músculos agonistas y antagonistas parece variar de acuerdo al tipo de acción muscular, velocidad, duración de la acción en cuestión, tanto en persona como en ancianos de ambos sexos. Finalmente, existe un aumento de la co-activación antagonista relacionado con la edad, especialmente durante movimientos explosivos dinámicos.

Agradecimientos

Este estudio fue apoyado en parte por una beca del Ministerio de Educación de Finlandia.

REFERENCIAS

1. Aniansson, A., Grimby, G., Hedberg, M., & Krotkiewski, M (1981). Muscle morphology, enzyme activity and muscle strength in elderly men and women. *Clinical Physiology*, 1, 73-86
2. Bassey, E.J., & Harries, V (1987). Force velocity characteristics of knee extensor muscles in young and elderly females. *Journal of Physiology*, 384, 32-38
3. Bosco, C., & Komi, P (1980). Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 45, 209-215
4. Clarkson, P., Kroll, W., & Melchionda, A (1981). Age, isometric strength, rate of tension development and fiber type composition. *Journal of Gerontology*, 36, 648-653
5. Doherty, T.J., Vandevoort, A.A., Taylor, A.W., & Brown, W.F (1993). Effect of motor unit losses on strength in the older men and women. *Journal of Applied Physiology*, 74, 868-874
6. Durnin, J., & Womersley, Y (1967). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: Measurement on 481 men and women aged from 16 to 72 ages. *British Journal of Nutrition*, 32, 77-97
7. Eloranta, V., & Komi, P.V (1981). Postural effects on the function of the quadriceps femoris muscle under concentric contraction. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 21, 555-567
8. Enoka, R., Fuglevand, A., & Barreto, P (1992). Age does not impair the voluntary ability to maximally activate muscle. In L. Draganich, R. Wells, & J. Bechtold (Eds.), *Proceedings of the Second North American Congress in Biomechanics* (pp.63-64). Chicago, IL: NACOB
9. Essen-Gustavsson, B., & Borges, O (1986). Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiologica Scandinavica*, 126, 107-114
10. Frontera, W.R., Hughes, V. A., Lutz, K.J., Evans, W.J (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J. Appl. Physiol.*, 71(2):644-50
11. Komi, P.V (1973). A new electromechanical ergometer. In G. Hauser & H. Mellerowicz (Eds.), *3rd Internationales Seminar für Ergometrie* (pp. 173-176). Berlin: Ergon-Verlag
12. Larsson, L (1978). Morphological and functional characteristics of the aging skeletal muscle in man: A cross-sectional study. *Acta Physiologica Scandinavica*, 457 (Suppl.)
13. Larsson, L., Grimby, G., & Karlsson, J (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology*, 46, 451-455

14. Laubach, L (1976). Comparative muscular strength of men and women. *A review of the literature. Aviation Space and Environmental Medicine*, 47, 534-542
15. Narici, M., Bordini, M., & Cerretelli, P (1991). Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 71, 1227-1281
16. Porter, M.M., Myint, A., Kramer, J.F., & Vandervoort, A.A (1995). Concentric and eccentric knee extension strength in older and younger men and women. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 20 (4), 429-439
17. Rice, C., Cunningham, D., Paterson, D., & Rechnitzer, P (1989). Strength in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70, 391-397
18. Vandervoort, A.A., & McComas, A.J (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61, 361-367
19. Viitasalo, J.T (1984). Electromechanical behavior of the knee extensor musculature in maximal isometric and concentric contractions and jumping. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 24, 293-303
20. Viitasalo, J.T., Era, P., Leskinen, A.L., & Heikkinen, E (1985). Muscular strength profiles and anthropometry in random samples of men aged 31 to 35, 51 to 55 and 71 to 75 years. *Ergonomics*, 28, 1503-1574
21. Viitasalo, J.T., Saukkonen, S., & Komi, P.V (1980). Reproducibility of measurements of selected neuromuscular performance variables in man. *Electromyography and Clinical Neuro physiology*, 20, 487-501
22. Westing, S.H., Cresswell, A.G., & Thorstensson, A (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology*, 62, 104-108
23. Young, A., Stokes, m., & Crowe, M (1984). Size and strength of quadriceps muscle of old and young women. *European Journal of Clinical Investigations*, 14, 282-287

Cita Original

Häkkinen K, Allen M, Kallinen M, Izquierdo M, Jokelainen K, Lassila H, Mälkiä E, Kraemer W, and Newton RU. Muscle CSA, Force Production, and Activation of Leg Extensors During Isometric and Dynamic Actions in Middle-Aged and Elderly Men and Wome. *Journal of Aging and Physical Activity*. 6(3): 232-247 (1998)