

Article

Inicio de EMG Después de una Intervención de Estiramiento de 10 Semanas: una Comparación entre Adultos Mayores y Adultos Jóvenes

Thomas Haab^{1,2}, Matthias Massing¹ y Georg Wydra¹¹Instituto de Ciencias del Deporte, Universidad de Saarland, Saarbruecken, Alemania²Universidad LUNEX, Differdange, Luxemburgo

RESUMEN

El propósito de este estudio fue investigar el efecto de un programa de entrenamiento de estiramiento estandarizado de 10 semanas sobre la flexibilidad y la aparición de EMG en adultos mayores y adultos jóvenes. Los sujetos realizaron entrenamiento de estiramiento estático de los músculos isquiotibiales. Los datos se recolectaron usando una prueba de elevación de pierna recta. Se registró el rango máximo de movimiento (RoM_{máx}) y el inicio de EMG absoluto (EMG_{inicio}) y el inicio de EMG relativo (EMG_{inicio}-%). Después del entrenamiento, ambos grupos de edad mostraron un aumento del RoM_{máx} (°) (RoM_{máx}-mayores: $86,70 \pm 14,90$ vs. $94,72 \pm 15,65$, RoM_{máx}-jóvenes: $93,00 \pm 15,44$ vs. $101,40 \pm 13,01$). El EMG_{inicio} absoluto (°) permaneció prácticamente sin cambios durante el período de tiempo (EMG_{inicio}-mayores: $69,19 \pm 5,21$ vs. $70,67 \pm 4,83$, EMG_{inicio}-jóvenes: $68,66 \pm 17,86$ vs. $68,84 \pm 18,13$). El EMG_{inicio}-% relativo (%) disminuyó en ambos grupos de edad (EMG_{inicio}-% - mayores: $77,30 \pm 11,64$ vs. $71,79 \pm 6,07$, EMG_{inicio}-% - jóvenes: $74,33 \pm 16,57$ vs. $68,24 \pm 17,03$). En general, los resultados no mostraron diferencias en función de la edad en el cambio de flexibilidad o inicio de EMG después de un entrenamiento de estiramiento a largo plazo. Tanto el grupo de edad más joven como el de mayor edad se beneficiaron en la misma medida de la intervención de estiramiento de 10 semanas. Aunque la flexibilidad sí aumentó, el inicio de EMG absoluto se mantuvo relativamente similar durante el período de intervención. Por lo tanto, se puede suponer que el inicio de EMG no tiene ningún efecto sobre la flexibilidad.

Palabras Clave: Edad, Inicio de EMG, Músculo Esquelético, Estiramiento

INTRODUCCIÓN

La flexibilidad mejora después de un programa de entrenamiento con estiramiento tanto en personas jóvenes como mayores (7,31). El rango de movimiento (RoM) depende en gran medida de la capacidad del músculo para estirarse (2,17). Varios aspectos diferentes de la flexibilidad muscular son responsables de lograr el RoM máximo. Estos aspectos parecen ser más factores mecánicos asociados con una tolerancia de estiramiento subjetiva que limita el RoM máximo (25,34). El factor mecánico principal incluye el parámetro de "tensión de estiramiento", como la rigidez. Cuando un músculo se estira, hay un aumento exponencial en la curva de tensión-deformación, donde la rigidez refleja la respuesta fisiológica del músculo durante un estiramiento (6). Además de los factores mecánicos, estudios previos también han investigado

aspectos neurofisiológicos de la flexibilidad muscular.

Cuando se estira un músculo, puede haber un reflejo de respuesta fisiológica que se puede medir usando una señal electromiográfica (actividad EMG). La actividad EMG se desencadena durante un estiramiento muscular por los husos musculares que representan una porción del sistema neuromuscular. Los husos musculares son los principales receptores de estiramiento de los músculos esqueléticos y están dispuestos paralelos a las fibras musculares (2,24). La actividad EMG durante un estiramiento se desencadena por impulsos de las fibras intrafusales de los husos musculares. El estiramiento de las fibras intrafusales activa las terminaciones nerviosas principales y da como resultado potenciales de acción dentro del músculo. Un estiramiento muscular se puede considerar pasivo (sin actividad EMG) cuando la señal EMG no se mueve significativamente desde su valor basal. El inicio de EMG se define como la actividad EMG que se desvía significativamente de su línea de base (5,15). Blazeovich et al. (3) describieron un mecanismo de retroalimentación reflejo de estiramiento que subyace a la actividad de EMG durante un estiramiento muscular con el fin de evitar el estiramiento excesivo y la lesión del músculo.

Aunque estudios previos informaron que la actividad EMG no representa un factor limitante para la flexibilidad (20,21,25), una investigación más reciente (3) ha demostrado que hay una actividad EMG más temprana en adultos jóvenes con menor flexibilidad que en individuos con mayor flexibilidad. De manera similar, en una comparación de adultos jóvenes y mayores, Ryan et al. (27) demostraron que hubo un inicio EMG más temprano en individuos mayores con menos flexibilidad en comparación con adultos jóvenes.

Basado en el conocimiento de que hay cambios en el sistema neuromuscular en los adultos mayores, así como flexibilidad reducida (10, 16, 26), el propósito de este estudio fue investigar el cambio en el rango máximo de movimiento y el inicio de EMG después de un programa de entrenamiento de estiramiento de 10-sem.

MÉTODOS

Sujetos

Este estudio cumplió con la Declaración de Helsinki. Fue revisado y aprobado por el Comité de Ética de la Facultad 5, Ciencias Humanas Empíricas de la Universidad de Saarland (Solicitud 15-5). Los sujetos firmaron una declaración de consentimiento informado después de haber sido informados de los detalles del estudio.

El tamaño de muestra requerido se determinó *a priori* usando el programa G*Power (8). La determinación del tamaño de la muestra se basó en otros estudios experimentales similares y los tamaños del efecto anticipados en este caso para el cambio en el RoM máximo (11,30). El cálculo del tamaño de la muestra se basó en un nivel alfa de $P \leq 0.05$ y una potencia ($1-\beta$) de 0,8. Se requirió un total de 10 sujetos por grupo experimental (un grupo de adultos mayores y un grupo de adultos jóvenes). Doce sujetos mayores (edad: $65,1 \pm 7,9$ años) y 13 jóvenes (edad: $24,0 \pm 4,0$ años) fueron incluidos en los análisis estadísticos. Ambos grupos experimentales estaban libres de trastornos degenerativos diagnosticados del sistema músculo-esquelético y no tenían lesiones pasadas en los músculos isquiotibiales. Además, ninguno de los sujetos había llevado a cabo un programa regular de estiramiento en el pasado. Los sujetos eran todos atletas recreativos que estaban involucrados en actividad física en no más de 3 días·sem⁻¹ y por no más de 60 min·d⁻¹.

Procedimientos

El estudio se llevó a cabo durante un total de 12 semanas. Los sujetos se habituaron con la situación de prueba en dos ocasiones de familiarización separadas durante las primeras 2 semanas, que fueron seguidas por la fase de entrenamiento. Los sujetos realizaron un entrenamiento de autoestiramiento estático de 10 semanas (3 veces·sem⁻¹, 3 repeticiones de 60 segundos por pierna) de los músculos isquiotibiales. Los parámetros de estrés se basaron en la recomendación de entrenamiento para personas mayores (9,12). Los sujetos realizaron los estiramientos parándose frente a una silla y colocando la pierna para estirar sobre la silla. Luego debían doblar la parte superior del cuerpo hacia adelante hasta que se sienta un intenso dolor en la parte posterior del muslo que se clasificaría entre 7 y 8 en una escala de dolor de 0 a 10 (0 = sin dolor de estiramiento, 10 = dolor de estiramiento intolerable). Durante todo el período de intervención, los sujetos mantuvieron un registro de su entrenamiento de estiramiento. Este registro se utilizó como verificación de cumplimiento. Ambos grupos experimentales realizaron estiramientos una o dos veces por semana bajo supervisión y al menos una vez en casa. Los datos se registraron usando un autoestiramiento pasivo de los músculos isquiotibiales por medio de una Prueba de Elevación de la Pierna Recta Instrumentada (ISLRT) especialmente diseñada, que estaba equipada con un electromotor para la variación continua de la velocidad (Figura 1).



Figura 1. Prueba de Elevación de Pierna Recta Instrumentada (ISLRT).

Antes de la recolección de datos, se colocaron los electrodos de EMG en los sujetos siguiendo los métodos de De Luca (19) y Hermens et al. (14). Antes de que los electrodos se fijaran a la piel, se eliminó el vello del sujeto del área con una maquinilla de afeitar desechable. El área afeitada de la piel se frotó con una pasta abrasiva (Everi, Spec Medica) y luego se limpió con un antiséptico para la piel a base de alcohol (Kodan Tinktur Forte, Schülke y Mayr). Los conductores EMG incluyeron dos electrodos desechables (Ambu, Blue Sensor N) colocados en la dirección de las fibras musculares en el vientre de la cabeza larga del bíceps femoral. Otro electrodo desechable se unió al reborde tibial y se utilizó como electrodo de referencia. La distancia entre los electrodos en el bíceps femoral fue de 20 mm. Una vez que los electrodos EMG se fijaron al músculo, se verificó la señal EMG mediante el análisis de frecuencia para detectar señales interferentes y verificar visualmente la EMG pura. Hubo entonces un calentamiento de 3 minutos en un ergómetro de bicicleta (Ergo-Fit, Ergo 1500 Cycle) a una cadencia con 70 rev·min⁻¹ (RPM) y un Watt por kilogramo de peso corporal (1 W·kg⁻¹ PC). La intensidad se basó en el nivel de rendimiento del grupo mayor.

Los sujetos mayores se sometieron a un examen médico anual en el que se realizó un ECG de esfuerzo. En algunos sujetos, una intensidad superior a 1 W·kg⁻¹ de peso corporal fue suficiente para plantear un estrés crítico para el sistema cardiovascular. El calentamiento fue para proceder de forma consistente para cada sujeto, por lo que se seleccionó la intensidad para los grupos experimentales más viejos y los más jóvenes. Después del calentamiento, los sujetos realizaron un estiramiento previo (6 x 10 segundos por pierna de autoestiramiento estático). El estiramiento previo consistió en el mismo ejercicio que el entrenamiento de estiramiento durante la fase de tratamiento. De acuerdo con Gajdosik et al. (11), el objetivo de este estiramiento previo fue reducir la "relajación-fuerza del tejido". Inmediatamente después del estiramiento previo, el sujeto se colocó en el ISLRT. Cada sujeto fue colocado en una posición estandarizada sobre la espalda. La pierna derecha se colocó en un dispositivo de bastidor con la rodilla flexionada, y la pierna izquierda se colocó en una construcción de pie en forma de U en la palanca con la rodilla en la posición extendida (13). La parte superior del cuerpo y la pelvis se fijaron en su lugar utilizando correas de tensión.

Finalmente, la pierna posicionada se fijó en la inгле para evitar la retroversión de la pelvis durante el procedimiento de estiramiento. Para evitar distracciones visuales, los ojos de los sujetos fueron cubiertos con una máscara para dormir durante el procedimiento de estiramiento (Figura 1). La pierna izquierda se probó en un autoestiramiento pasivo de los músculos isquiotibiales usando una velocidad de 1,5 grados·seg⁻¹. El objetivo de esta baja velocidad era evitar que los reflejos musculares se dispararan debido a una velocidad que era demasiado alta (24). Cada sujeto controlaba el electromotor con un joystick de 1 dirección (Saia-Burgess Electronics, Suiza). A los sujetos se les pidió que estiraran la pierna hasta que ya no fuera posible debido al umbral del dolor. Posteriormente, el sujeto bajó el brazo de palanca a una

velocidad de 3,75 grados·seg⁻¹ hasta que alcanzó la posición original. Este procedimiento se realizó dos veces, y se calculó la media de los dos valores.

El ángulo articular se midió usando un potenciómetro integrado en el eje rotatorio del brazo de palanca (Biovision, Wehrheim). La señal EMG y el ángulo articular se registraron simultáneamente usando un convertidor A/D (Biovision, Wehrheim) a 1000 Hz. Los datos se registraron y almacenaron en formato ASCII utilizando DasyLab (National Instruments Ireland Resources Limited, Versión 10) y luego se procesaron utilizando MatLab (MathWorks Inc., Versión R2014a).

Las señales EMG se filtraron con un filtro de paso alto de 10 Hz y un filtro de paso bajo de 500 Hz, así como un filtro Butterworth de cuarto orden. Siguiendo los métodos de Blazeovich et al. (3) y Hodges et al. (15), el inicio de EMG se definió como la actividad de EMG que se desvió de la línea base en al menos tres desviaciones estándar durante 100 ms.

Análisis Estadísticos

Las variables dependientes son el rango de movimiento máximo (RoM_{máx}), el inicio de EMG absoluto (EMG_{inicio}) y el inicio de EMG relativo (EMG_{inicio}-%), que se calculó como un porcentaje del RoM_{máx}. (Figura 2). La confiabilidad de las variables dependientes se calculó utilizando los coeficientes de correlación de Pearson durante los ensayos de familiarización en dos citas espaciadas por 1 semana de diferencia para ambos grupos de edad: RoM_{máx}-jóvenes ($r(13) = 0,95, P < 0,001$); RoM_{máx}-mayores ($r(12) = 0,83, P < 0,001$); EMG_{inicio}-jóvenes ($r(10) = 0,88, P < 0,001$); EMG_{inicio}-mayores ($r(9) = 0,77, P < 0,05$); EMG_{inicio}-%-jóvenes ($r(10) = 0,79, P < 0,001$); EMG_{inicio}-%-mayores ($r(9) = 0,73, P < 0,05$). Los diversos grados de libertad de los coeficientes de correlación se explicaron porque tres de los sujetos jóvenes y tres de los mayores no mostraron EMG durante el estiramiento muscular.

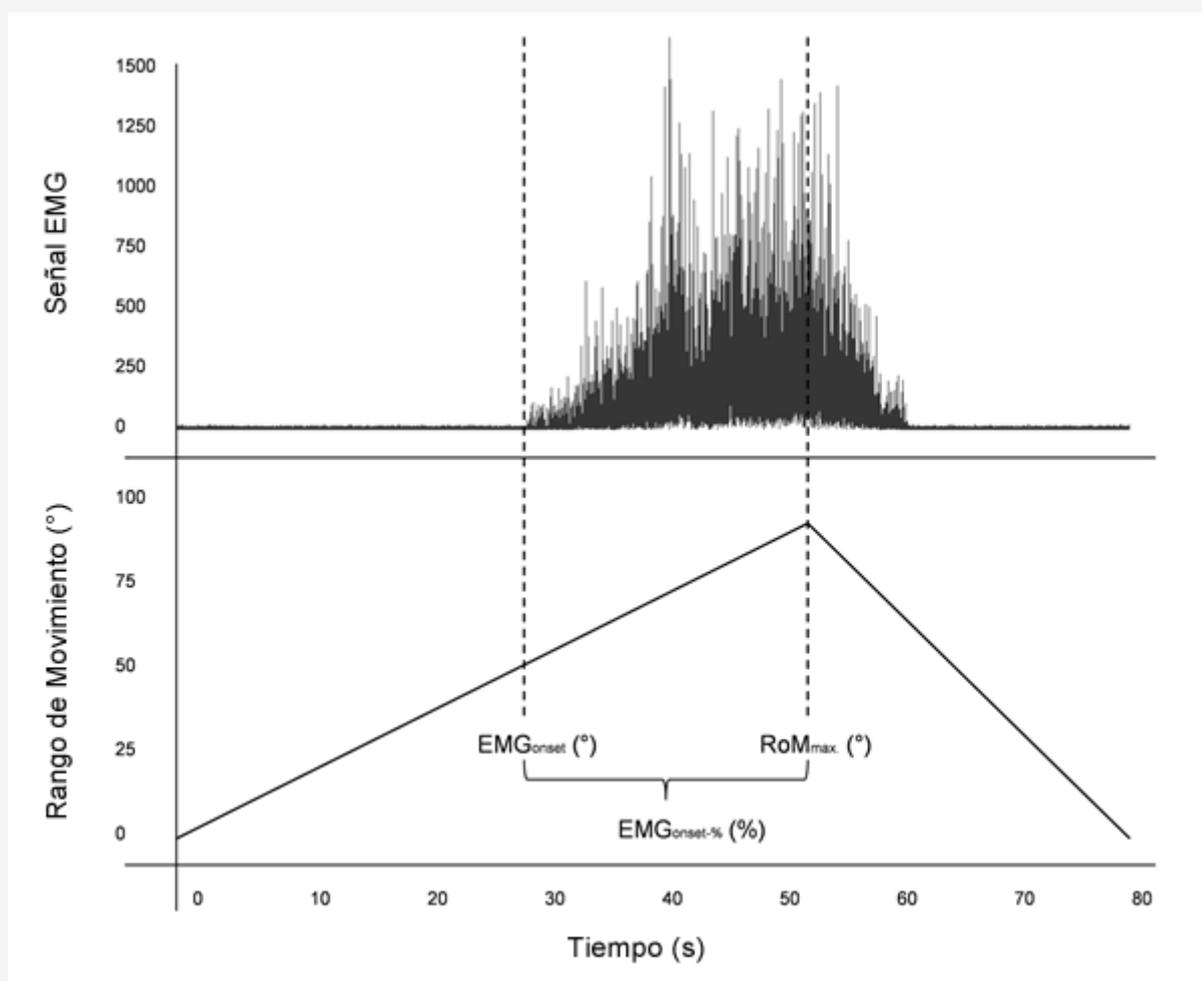


Figura 2. Ejemplo de las Variables Dependientes para Un Sujeto.

Los cálculos estadísticos se llevaron a cabo utilizando SPSS (IBM Corp., Versión 23). Las diferencias en las variables dependientes entre los grupos de edad se probaron inicialmente utilizando *t*-tests independientes. Las variaciones en las variables para ambos grupos se analizaron con análisis de varianza de medidas repetidas. El nivel de significancia se estableció en un nivel alfa de $P \leq 0,05$. Los resultados se presentan como media \pm desviación estándar.

RESULTADOS

Las variables dependientes no difirieron significativamente entre los grupos de edad en los datos previos a la prueba: RoM_{máx} ($t(23) = 1,04$, $P = 0,31$); EMG_{inicio} ($t(16) = -0,09$, $P = 0,93$); EMG_{inicio}-% ($t(16) = -0,43$, $P = 0,67$). Los resultados del ANOVA separados por grupo de edad se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1. Resultados del ANOVA y Datos Descriptivos para Pre y Post-Prueba.

	Jóvenes	Mayores	ANOVA	F	P
RoM_{máx.} (°)	(n = 13)	(n = 12)	Grupo de Edad	1,3	0,3
Pre	93,0 \pm 15,4	86,7 \pm 14,9	Tiempo	56,3	< 0,001
Post	101,4 \pm 13,0	94,7 \pm 15,7	Grupo de Edad x Tiempo	< 1,0	0,9
EMG_{inicio} (°)*	(n = 10)	(n = 8)	Grupo de Edad	< 1,0	0,9
Pre	68,7 \pm 17,9	69,2 \pm 5,2	Tiempo	< 1,0	0,7
Post	68,8 \pm 18,1	70,7 \pm 4,8	Grupo de Edad x Tiempo	< 1,0	0,7
EMG_{inicio}-% (%)*	(n = 10)	(n = 8)	Grupo de Edad	< 1,0	0,6
Pre	74,3 \pm 16,6	77,3 \pm 11,6	Tiempo	8,8	< 0,01
Post	68,2 \pm 17,0	71,8 \pm 6,1	Grupo de Edad x Tiempo	< 1,0	0,9

RoM_{máx} = Rango máximo de movimiento; **EMG_{inicio}** = Ángulo Articular en Inicio de EMG; **EMG_{inicio}-%** = Inicio de EMG Expresado como un Porcentaje de RoM_{máx}. *Resultados estadísticos solo para sujetos que mostraron actividad EMG durante el estiramiento muscular en pre y post prueba

El rango máximo de movimiento (RoM_{máx}) cambió significativamente durante el período de entrenamiento de estiramiento de 10 semanas, que fue independiente del grupo de edad. Para el análisis estadístico de los parámetros de EMG (EMG_{inicio} y EMG_{inicio}-%), los sujetos se incluyeron solo si se observó un EMG durante las mediciones pre y post-prueba. Hubo tres sujetos jóvenes y cuatro mayores para los que no se registró el inicio de EMG durante el estiramiento muscular durante al menos un punto de medición. Solo el inicio de EMG relativo (EMG_{inicio}-%) mostró un cambio significativo independiente del grupo de edad. En general, no se identificaron interacciones significativas entre el grupo de edad y el tiempo.

DISCUSIÓN

Este estudio investigó el cambio en el rango máximo de movimiento y el inicio de EMG luego del programa de entrenamiento de estiramiento de 10 semanas en adultos jóvenes y mayores. El resultado principal es que el rango máximo de movimiento, el inicio de EMG absoluto y el inicio EMG relativo no difirieron significativamente entre los dos grupos de edad.

Durante el programa de entrenamiento de estiramiento de 10 semanas, el rango máximo de movimiento de los músculos isquiotibiales mejoró como se esperaba en ambos grupos de edad (7,31). El inicio absoluto de EMG no difirió entre los grupos de edad y no cambió significativamente entre las mediciones previas y posteriores a la prueba. Estos resultados son

consistentes con los estudios de los músculos de la pantorrilla (4) y los isquiotibiales (21) después de 3 semanas de entrenamiento de estiramiento. Además, el inicio relativo de EMG disminuyó en ambos grupos de edad entre las mediciones previas y posteriores a la prueba. Un resultado inesperado fue que el grupo de mayor edad mostró un inicio de EMG relativo tardío en comparación con el grupo más joven. En contraste con estos resultados, Ryan et al. (27) mostraron que después de un estiramiento de una sola vez de los músculos de la pantorrilla en un grupo de individuos jóvenes y uno de mayores, el inicio de EMG relativo era más temprano en el grupo de mayores. Estos autores especulan que una mayor rigidez muscular en los sujetos mayores puede haber contribuido a una respuesta refleja temprana por parte de los músculos. A diferencia de Ryan et al. (27), en el presente estudio, se permitió el calentamiento y el pre-estiramiento inmediatamente antes de la recolección de los datos para el inicio de EMG. Es posible que el calentamiento y el pre-estiramiento conduzcan a una reducción aguda de la rigidez en ambos grupos de edad y, por lo tanto, afecten el inicio de EMG. Knudson (18) demostró que el efecto de calentamiento puede cambiar la rigidez de un músculo.

Además, el pre-estiramiento inmediatamente antes de la recolección de los datos podría conducir a una "relajación-fuerza del tejido", en el sentido de Gajdosik et al. (11). Este efecto relajante agudo también se conoce como el "efecto de deslizamiento" (28,29,32). En contraste con los supuestos de Ryan et al. (27), en el presente estudio el inicio de EMG relativo tardío en los sujetos mayores podría explicarse en el sentido de que los sujetos más jóvenes lograron un mayor rango máximo de movimiento en las mediciones previas y posteriores a la prueba. El inicio de EMG relativo depende del rango de movimiento máximo. El grupo de edad más joven logró un mayor rango máximo de movimiento en comparación con el grupo de mayor edad en ambos puntos de medición. Debido al menor rango de movimiento en los adultos mayores, pero con un inicio de EMG absoluto similar en ambos grupos de edad, el inicio de EMG relativo tardío en el grupo de mayor edad no es inesperado.

Al igual que en otros estudios, no todos los sujetos mostraron un inicio de EMG durante el estiramiento muscular (3,25,27,30). Este fue el caso para el grupo de edad más joven y el grupo mayor. A 1,5 grados-seg-1, la velocidad de estiramiento durante el estiramiento pasivo en el dispositivo de prueba de elevación de pierna recta puede haber sido demasiado lenta y, en consecuencia, no produjo respuesta refleja muscular en algunos casos debido a sensibilidades de velocidad variables de las terminaciones principales de los husos musculares. Durante un estiramiento, las terminaciones principales de los husos musculares son sensibles a la velocidad del cambio de longitud (22,23). Por ejemplo, Toft et al. (33, p.490) señaló: "Los reflejos de estiramiento no se produjeron ya que la velocidad de estiramiento era baja (<2 grados-seg-1)". Otra posibilidad es que los sujetos con menos rigidez muscular también mostraron una actividad EMG menor o incluso nula. Abellaneda et al. (1) documentaron una mayor actividad EMG en individuos con mayor rigidez del músculo de la pantorrilla en comparación con individuos con menor rigidez. Curiosamente, sin embargo, Magnusson et al. (20) encontraron que ninguno de los sujetos con mayor o menor rigidez de los músculos isquiotibiales exhibía el inicio de EMG durante una prueba pasiva de extensión de la rodilla. Sobre la base del presente estudio, no es posible determinar inequívocamente por qué algunos sujetos no muestran actividad muscular durante un estiramiento. De acuerdo con Magnusson et al. (20,21) y McHugh et al. (25) para adultos jóvenes, este estudio identifica que el inicio de EMG no influye en el rango máximo de movimiento en adultos jóvenes y mayores.

CONCLUSIONES

En general, los adultos jóvenes y adultos mayores no mostraron diferencias significativas ni en el rango máximo de movimiento ni en el inicio de EMG después del programa de entrenamiento de estiramiento de 10 semanas de los músculos isquiotibiales. El rango máximo de movimiento aumentó en los sujetos jóvenes y mayores. El inicio de EMG absoluto fue similar en ambos grupos y se mantuvo prácticamente sin cambios durante el período de intervención. Hubo una reducción no significativa en el inicio de EMG relativo en ambos grupos de edad y el inicio de EMG apareció más tarde en las mediciones pre y post prueba en el grupo de mayor edad. Dado que el inicio de EMG relativo depende del rango máximo de movimiento y el grupo de edad más joven logró un RoM mayor en todas las mediciones, esto dio lugar a un inicio de EMG relativo más temprano para el grupo de edad más joven.

Futuros estudios deben abordar por qué algunos sujetos no muestran un inicio de EMG durante un estiramiento muscular. Este estudio involucró a atletas recreativos sin restricciones aparentes en flexibilidad. Trabajos posteriores también deben enfocarse en individuos con condiciones iniciales más débiles.

AGRADECIMIENTOS

Nos gustaría agradecer al Dr. Markus Schwarz y Christian Kaczmarek por su apoyo con el grupo experimental mayor.

Dirección de correo: Thomas Haab, Sport Science Institute, Saarland University, Geb. B 8.1, 66041 Saarbruecken, Germany, Email: thomas.haab@uni-saarland.de.

REFERENCIAS

1. Abellaneda S, Guissard N, Duchateau J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol.* 2009;106:169-177.
2. Alter MJ. (2004). *Science of Flexibility. (3rd Edition). Champaign, IL: Human Kinetics*
3. Blazeovich AJ, Cannavan D, Waugh CM, Fath F, Miller SC, Kay AD. (2012). Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *J Appl Physiol.* 2012;113:1446-1455.
4. Blazeovich AJ, Cannavan D, Waugh CM, Miller SC, Thorlund JB, Aagaard P, Kay AD. (2014). Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. *J Appl Physiol.* 2014;117:452-462.
5. Cabido C, Pessali-Marques B, Pereira B, Magalhaes F, Reis M, Santos T, Rodrigues S, Andrade A, Peixoto G, Chagas, M. (2016). EMG onset during passive stretching of hamstring. In: *22nd Congress of the European Society of Biomechanics.*
6. Curwin S. (2005). Joint Structure and Function. In: *Levangie PK, Norkin CC. (Editors). Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company, 2005, p. 69-111.*
7. Decoster LC, Cleland J, Altieri C, Russell P. (2005). The effects of hamstring stretching on range of motion: A systematic literature review. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2005; 35:377-387.
8. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3. 1: *Tests for correlation and regression analyses. Behav Res Methods.* 2009;41: 1149-1160.
9. Feland JB, Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW, Measom GW. (2001). The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group increasing range of motion in people aged 65 years or older. *Phys Ther.* 2001;81:1110-1117.
10. Frankel JE, Bean JF, Frontera WR. (2006). Exercise in the elderly: Research and clinical practice. *Clin Geriatr Med.* 2006;22:239-256.
11. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggin TJ. (2005). Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clin Biomech.* 2005;20:973-983.
12. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Nieman DC, Swain DP. (2011). American College of Sports Medicine position stand. *Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise. Med Sci Sports Exerc.* 2011;43:1334-1359.
13. Haab T, Schmid S, Sahner D, Fröhlich M, Ludwig O, Wydra G. (2015). Ausgleich einer Longitudinalverschiebung des Beines an einem apparativen Straight-Leg-Raise-Test. In: *Könecke T, Preuß H, Schöllhorn WI. (Editors). Moving Minds - Crossing Boundaries in Sport Science. Hamburg: Feldhaus, 2015, p. 326.*
14. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy Results of the SENIAM project. *Enschede: Roessingh Research and Development.*
15. Hodges PW, Bui BH. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996;101:511-519.
16. Holland GJ, Tanaka K, Shigematsu R, Nakagaichi M. (2002). Flexibility and physical functions of older adults: A review. *J Aging Phys Act.* 2002;10:169-206.
17. Klee A, Wiemann K. (2005). *Beweglichkeit / Dehnfähigkeit. Schorndorf: Hofmann.*
18. Knudson D. (2006). The biomechanics of stretching. *J Exerc Sci Physiother.*;2:3-12.
19. De Luca CI. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-163.
20. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M. (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: Viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7:195-202.
21. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* 1996;497:291-298.
22. Matthews PB. (1981). Evolving views on the internal operation and functional role of the muscle spindle. *J Physiol.* 1981;320:1-30.
23. Matthews PB. (1964). Muscle spindles and their motor control. *Physiol Rev.* 1964;44:219-288.
24. Matthews PB. (1972). *Mammalian Muscle Receptors and Their Central Actions. Baltimore, MD: Williams and Wilkins.*
25. McHugh MP, Kremenich IJ, Fox MB, Gleim GW. (1998). The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30:928-932.
26. Nonaka H, Mita K, Watakabe M, Akataki K, Suzuki N, Okuwa T, Yabe K. (2002). Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: A geometrical analysis. *Gait Posture.* 2002;15:236-243.
27. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Herda AA, Cramer JT. (2014). Acute effects of passive stretching of the plantarflexor muscles on neuromuscular function: The influence of age. *Age.* 2014;36:9672.

28. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Cramer JT. (2012). Dynamics of viscoelastic creep during repeated stretches. *Scand J Med Sci Sports*. 2012;22:179-184.
29. Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Hoge KM, Stout JR, Cramer JT. (2010). Viscoelastic creep in the human skeletal muscle-tendon unit. *Eur J Appl Physiol*. 2010;108:207-211.
30. Schönthaler SR, Ohlendorf K. (2002). Biomechanische und neurophysiologische Veränderungen nach ein- und mehrfach seriellem passiv-statischem Beweglichkeitstraining. (1. Auflage). Köln: Sport und Buch Strauss.
31. Stathokostas L, Little RMD, Vandervoort AA, Paterson DH. (2012). Flexibility training and functional ability in older adults: A systematic review. *J Aging Res*. 2012;2012: 306818.
32. Taylor DC, Dalton JD, Seaber A V, Garrett WE. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. *The biomechanical effects of stretching*. *Am J Sports Med*. 1990;18: 300-309.
33. Toft E, Espersen GT, Kålund S, Sinkjaer T, Hornemann BC. (1989). Passive tension of the ankle before and after stretching. *Am J Sports Med*. 1989;17:489-494.
34. Weppeler CH, Magnusson SP. (2010). Increasing muscle extensibility: A matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90:438-449.