PubliCE, (PubliCE) 2006

Monograph

Efecto Inmediato de la Elongación Muscular de Isquiotibiales con Facilitación Neuromuscular Propioceptiva v/s Elongación Pasiva Asistida sobre el Torque Isométrico Máximo

Pablo E Hernández Díaz[1], Luis Vásquez[1], Fabiola Toledo[1] y Anton Escobar[1]

[1]*Kinesiólogos, Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Chile.*

RESUMEN

Propósito: Determinar el efecto inmediato de la elongación muscular de isquiotibiales con Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) y Elongación Pasiva Asistida (EPA) sobre el torque isométrico máximo (TIM) de flexión de rodilla y secundariamente de rango articular (ROM) de flexión de cadera, en sujetos sanos de ambos sexos. *Metodología:* 19 hombres y 5 mujeres entre 18 y 26 años participaron de 3 sesiones, separadas por aproximadamente 48 horas cada una. En cada una de ellas se aplicó una de estas técnicas: 1) EPA 2) FNP 3) Movimiento Terapéutico Básico (MTB). En forma previa e inmediatamente posterior a la aplicación de cada técnica se realizó la medición del TIM y el ROM. *Resultados:* El TIM disminuyó en forma significativa ($p<0.05$) en ambos sexos con la FNP (-14,7% hombres, -17,8% mujeres) y la EPA (-14,1% hombres, -16,6% mujeres), no existiendo diferencia significativa entre ambas técnicas. A pesar que el ROM aumentó significativamente ($p<0.05$) con ambas técnicas de elongación, no existió una diferencia significativa entre ellas. *Conclusión:* Con ambas técnicas de elongación se obtuvieron resultados significativos en la disminución del TIM de isquiotibiales con flexión de rodilla y en el aumento del ROM de flexión de cadera, no existiendo diferencias significativas entre ambas técnicas.

Palabras Clave: torque isométrico máximo, facilitación neuromuscular propioceptiva, elongación pasiva asistida, isqu

INTRODUCCION

Durante mucho tiempo las elongaciones musculares han sido de gran popularidad en el ámbito deportivo, así como también muy utilizadas dentro del ambiente terapéutico, buscando distintos beneficios tales como mantener o mejorar la flexibilidad, prevenir lesiones y mejorar el rendimiento en la actividad física (Alter, M., 1996; Hidalgo.E.C., 2004).

En torno a estos tópicos se han realizado diversas investigaciones, siendo el de flexibilidad el más estudiado y en el que se

ha logrado mayor consenso sobre sus efectos (Halbertsma, J.P.K., Van Bolhuis, A.I., Goeken, L.N.H. 1996; Magnusson, S.P., et al. 1992; Shellock, F.G., Prentice W.E. 1985). Por otra parte en temas tales como el de prevención de lesiones y el de rendimiento muscular, los resultados de estos estudios no llegan a ser concluyentes. (Pope, R. et al. 2000; Shrier, I.1999).

En la práctica observamos cómo se aplica la elongación muscular en distintas situaciones, por ejemplo en la preparación para la actividad física, esto último inspirándose más en creencias y en costumbres que en conocimientos científicos.

A partir de esto surge la idea de aislar uno de los parámetros del rendimiento muscular como lo es la fuerza, para investigar los efectos inmediatos de la elongación muscular sobre ella.

Existen variadas técnicas de elongación muscular entre las que destacan la elongación muscular pasiva y la elongación con Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP), las más estudiadas y utilizadas a través del tiempo.

Con respecto a la elongación muscular pasiva, los primeros indicios relacionados con estas actitudes de extensión muscular o de flexibilidad se pueden datar hacia el año 2500 A.C. en Egipto. Ya en nuestra cultura occidental, el precursor de estas ideas y su desarrollo, fue el sueco P.H. Ling y los seguidores de esta escuela. (Ibáñez, A. 1993)

Por otra parte la FNP es un método usado más recientemente, desde que Herman Kabat, el año 1950, crea una serie de técnicas en base a los trabajos neurofisiológicos de Sherrington. Algunas de ellas utilizadas en el ambiente terapéutico y deportivo para la relajación muscular. (Voss, D.E. 1998)

Ambas técnicas de elongación y su relación con la fuerza muscular post aplicación han sido estudiadas, coincidiendo las últimas investigaciones con el criterio de que las elongaciones musculares reducen la fuerza máxima. (Cramer, J., et al. 2004; Evetovich, T., Nauman, N., Conley, D., Todd, J. 2003; Fowles, J.R., Sale, D.G., MacDougall, J.D. 2000)

Nuestro propósito con esta investigación es determinar el efecto inmediato de estas técnicas de elongación sobre el torque isométrico máximo de isquiotibiales con flexión de rodilla, y comparar el efecto logrado con cada técnica aplicada sobre un mismo individuo.

MATERIALES Y METODOS

1. Tipo de estudio

Descriptivo, Transversal, Prospectivo.

2. Grupo en estudio

El grupo (Tabla 1) se conformó por 19 hombres sanos (promedio de edad, 23,5 ± 1,84 años; promedio de peso, 72,89 ± 9,82 Kg.; promedio de talla, 1,73 ± 0,06 m) y 5 mujeres sanas (promedio de edad, 21,4 ± 2,41 años; promedio de peso, 56,08 ± 7,34 Kg.; promedio de talla, 1,63 ± 0,08 mt.) todos accedieron voluntariamente, a través de la firma de un consentimiento informado. El marco de muestreo fue la Región de Valparaíso, Chile, durante los meses de septiembre y octubre del año 2004.

	Hombres	Mujeres
Tamaño de la muestra	19	5
Edad (años)	23,5 ± 1,84	21,4 ± 2,41
Talla (mt.)	1,73 ± 0,06	1,63 ± 0,08
Peso (Kg.)	72,89 ± 9,82	56,08 ± 7,34

Tabla 1. *Características de los sujetos. Los datos son presentados como valores medios ± desviación estándar.*

Los criterios de inclusión para la muestra fueron:

- Ausencia de alteraciones neurológicas y músculo esqueléticas de extremidades inferiores.

- Ausencia de patologías cardiovasculares o pulmonares.
- Sin actividad física estructurada o que realicen actividad física no - estructurada (no más de 2 veces por semana).
- Sin hiperlaxitud ligamentosa.
- Sin obesidad, según Índice de Masa Corporal (IMC).
- Mujeres nulíparas y que no presente embarazo.

3. Variables operacionalizadas

V. Dependientes	Conceptualización	Dimensión	Indicador
Torque isométrico máximo (TIM) de isquiotibiales	Es la medida de la mayor fuerza rotacional que el sistema neuromuscular es capaz de ejercer en una sola contracción isométrica de isquiotibiales a través de una flexión de rodilla.	TIM basal TIM aumentado TIM disminuido	Newton × metro
Rango Articular (ROM) de flexión de cadera	Capacidad de amplitud de movimiento de flexión de cadera.	Estándar Aumenta Disminuye	Grados

Tabla 2. *Variables dependientes operacionalizadas.*

V. Independiente	Conceptualización	Dimensión	Indicador
Elongación de isquiotibiales	Forma de trabajo submáximo, en el cual se ejerce una fuerza externa sobre la musculatura isquiotibial previamente relajada, que busca aumentar o mantener los niveles de flexibilidad.	- FNP (mantener – relajar): 10 seg. de contracción isométrica y 5 seg. de latencia antes de la próxima elongación. Por 3 repeticiones. - EPA: 30 seg. de mantención. Por 3 repeticiones.	Sensación subjetiva de tensión muscular del individuo.

Tabla 3. *Variables independientes operacionalizadas.*

4. Instrumentos

Este estudio se realizó en las dependencias del laboratorio de kinesiología de la Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Chile (PUCV).

Para dar a conocer los objetivos y el protocolo de estudio, durante el proceso de incorporación de sujetos al estudio, se entregó un documento de consentimiento informado.

Se utilizó una ficha personal donde se registraron los datos de cada sesión. El peso se midió con una balanza (Detecto, Estados Unidos), la talla se midió con una cinta métrica adosada a la pared, y el rango articular de cadera se midió con un goniómetro digital (Guymon Goniometer, Lafayette).

En el calentamiento previo se utilizó una cinta rodante (Life fitness 9500 RH, Estados Unidos).

Para la obtención de los torques se utilizó una Mesa de cuadríceps (Medlinne, Chile), la cual se conectó a través de un sistema de palancas a un dinamómetro isométrico (Back Strengh Dinamometer, Takei Scientific Instrument, Japón) con el que se registró el torque isométrico máximo de la musculatura isquiotibial. La longitud del brazo de palanca se midió con una cinta métrica adosada a la misma.

Además se utilizaron los siguientes instrumentos: para el control de los tiempos un cronómetro (Timex, Rush VO_2), una

estufa a gas para mantener la temperatura ambiente dentro de los márgenes adecuados, y una camilla donde se efectuaron las elongaciones y mediciones de rango articular.

Por último, para que el orden de las sesiones fuera aleatorio, se utilizaron tres cartas marcadas con las técnicas a aplicar al reverso.

5. Método

5.1. Diseño

Se realizaron tres sesiones para la toma de datos, separadas por +/- 48 hrs. con el objetivo de que se produjera una recuperación fisiológica de la musculatura isquiotibial. El horario de toma de datos fluctuó entre las 8:15 am y las 10:30 pm, dada la disponibilidad del laboratorio. Cada sesión tuvo una duración aproximada de 35 min. En cada sesión se realizó una de las siguientes técnicas: elongación con FNP, EPA, y el MTB. El orden de aplicación de estas técnicas fue determinado en forma aleatoria por medio de la elección de una de las cartas marcadas, al inicio de cada sesión.

La toma de datos fue realizada por evaluadores previamente estandarizados.

5.2. Técnica

Elongaciones

1. Elongación muscular pasiva asistida (EPA):

Se posicionó al sujeto en decúbito supino sobre la camilla, con la extremidad inferior contralateral extendida y pelvis estabilizada en retroversión. El ejecutor de la técnica se posicionó, sobre la camilla, al costado de la extremidad a elongar (Se eligió la extremidad inferior derecha para todos los sujetos, por convención del grupo investigador), se elevó el segmento pasivamente desde el tobillo con la rodilla en extensión completa, y se posicionó sobre el hombro del ejecutante. La flexión de cadera se realizó hasta el punto en que el paciente relatara su primera sensación de tensión muscular de los isquiotibiales en ausencia de dolor. En ese punto el ejecutante mantuvo la posición de la extremidad durante un tiempo de 30 segundos. A continuación se eliminó la tensión aplicada al músculo durante 8 segundos, por medio del descenso de la extremidad, pasado este tiempo se volvió a elevar la extremidad hasta el nuevo punto de sensibilidad del paciente. Esta secuencia se realizó 3 veces consecutivas.

2. Elongación con Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) (mantener – relajar):

Se posicionó al paciente en decúbito supino sobre la camilla, con la extremidad inferior contralateral extendida y pelvis estabilizada en retroversión. El ejecutante de la técnica se posicionó, sobre la camilla, al costado de la extremidad a elongar (extremidad inferior derecha), se elevó el segmento pasivamente desde el tobillo con la rodilla en extensión completa, y se posicionó sobre el hombro del ejecutante. La flexión de cadera se realizó hasta el punto en que el paciente relatara su primera sensación de tensión muscular de isquiotibiales en ausencia de dolor. A continuación se instruyó al sujeto con voz de mando fuerte y motivante, para realizar una contracción máxima contra el hombro del ejecutante durante 10 segundos. Luego de esta contracción le siguieron 5 segundos de latencia para luego continuar con la flexión de cadera hasta el nuevo punto de sensibilidad del paciente. Esta secuencia se realizó 3 veces consecutivas.

Movimiento terapéutico básico (MTB)

Se posicionó al paciente en decúbito supino sobre la camilla, con la extremidad inferior contralateral extendida y pelvis estabilizada en retroversión. El ejecutante de la técnica se posicionó al costado de la extremidad derecha, movilizando pasivamente las articulaciones de cadera y rodilla, a una velocidad mantenida durante tres minutos. Esta técnica se utilizó con la intención de inducir un efecto de placebo en el paciente.

Evaluación del rango articular (ROM)

Se midió el rango articular de flexión de cadera con el sujeto en decúbito supino, cuyo movimiento fue realizado pasivamente por uno de los evaluadores, mientras que el segundo evaluador medía con el goniómetro digital. Para posicionar el goniómetro se marcaron, previa palpación, los siguientes puntos de referencia anatómicos: trocánter mayor, línea media del tronco y punto medio del cóndilo lateral del fémur. Estas marcas se realizaron con un plumón. El fulcro del goniómetro digital se ubicó sobre el trocánter mayor (proyección superficial del eje de flexo – extensión de la articulación coxofemoral), previa confirmación de la marca realizada. El brazo fijo se ubicó siguiendo la línea media del tronco, y el brazo móvil en dirección al punto medio del cóndilo lateral del fémur.

Se registraron dos datos de rango articular, uno por cada evaluador de manera independiente registrándose el promedio

de ambas mediciones, con la finalidad de mejorar la objetividad de la medición.

Evaluación del torque isométrico máximo (TIM)

Se posicionó al sujeto en decúbito prono sobre la mesa de cuadríceps con el respaldo reclinado en 180º, con un cojín bajo la zona abdominal, correa ajustable a nivel de cadera, y fijación por parte de uno de los evaluadores, con el fin de estabilizar la zona lumbo – pélvica. El brazo de palanca se ubicó a 26º por sobre la horizontal (ángulo que se encuentra entre los 20º y 30º de flexión de rodilla, donde se presenta la mejor eficiencia biomecánica de los isquiotibiales). El apoyo del brazo de palanca fue ubicado en la cara posterior de la pierna a 7 centímetros del maléolo lateral medido con una cinta métrica. La longitud del brazo de palanca resultante se registró por medio de una segunda cinta métrica, adosada al brazo de palanca. La ubicación del apoyo se mantuvo inalterable para cada sujeto durante las tres sesiones, con la finalidad de reproducir la misma longitud del brazo de palanca. (Figura 1).

A continuación se instruyó al sujeto para flectar la rodilla realizando una contracción máxima isométrica contra el brazo de palanca durante 3 segundos, indicándole el inicio y el término de la contracción. Esto se repitió 3 veces con intervalos de 1 minuto entre cada uno de los intentos.

El torque isométrico máximo quedó registrado en el dinamómetro acoplado al extremo del brazo de resistencia de la mesa de cuadríceps, registrándose el valor en la ficha.

El cálculo del torque fue obtenido a través de la siguiente formula:

$$Bp * Fp = Br * Fr$$

Bp = Brazo potencia, Fp = Fuerza potencia Br = brazo resistencia, Fr = fuerza resistencia

Figura 1. *Evaluación del torque isométrico máximo de isquiotibiales*

Protocolo de Evaluación

Al comienzo de cada sesión, el sujeto se colocaba la indumentaria requerida (Shorts). Sólo en la primera sesión se registró el peso y la talla de cada sujeto.

Con el sujeto de pie se procedía a marcar, con un plumón, las referencias anatómicas. Luego se midió el TIM de isquiotibiales con flexión de rodilla y el ROM de flexión de cadera pre aplicación de la técnica, después de esto se realizó un trote de calentamiento durante 8 minutos a 50 W, en la cinta rodante, se descansó 2 minutos y a continuación se aplicó la técnica correspondiente a la sesión. A continuación se midió primero el ROM, aprovechando su ubicación en la camilla, e inmediatamente se midió el TIM post aplicación de la técnica, en la mesa de cuadriceps (Figura 2).

Durante y después de terminada la sesión, se le consultó al sujeto sí presentaba alguna molestia o sensación de incomodidad que fuera necesario registrar en su ficha y tomar las medidas médicas y/o kinésicas que se requirieran.

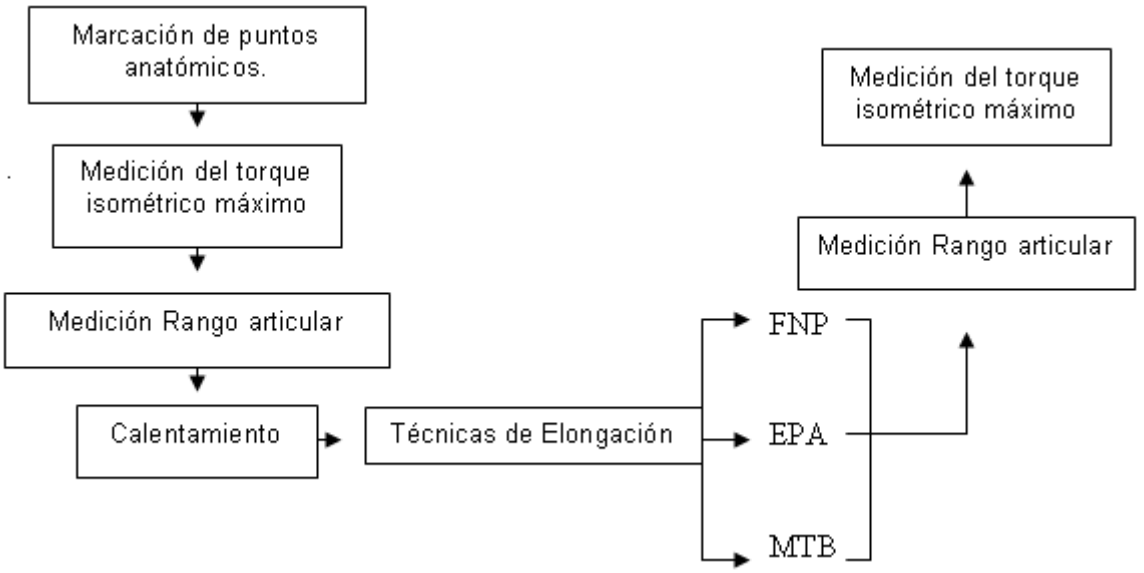

Figura 2. *Diagrama de sesión.*

6. Análisis Estadísticos

Los datos se ordenaron en planillas de cálculo MICROSOFT EXCEL©. Aplicando las siguientes herramientas estadísticas:

- Test de diferencia media ("t" test).
- Correlación.
- Análisis de varianza ("f" test) ($p < 0,05$).
- Test de Comparaciones Múltiples. ($p < 0,05$).

RESULTADOS

Torque isométrico Máximo de Isquiotibiales

Los resultados relativos al torque isométrico máximo (TIM) pre y post intervención, y su porcentaje de diferencia, se muestran para hombres (Tabla 4 y Figura 3), y mujeres (Figura 4).

En hombres, con un n = 19, los resultados para el MTB fueron, en el TIM pre intervención un promedio de 57,97 Nm (±25,52) y un TIM post de 56,74 Nm (±25,29), experimentando una disminución de 1,23 Nm que no fue significativa ($p < 0,1309$). En mujeres, con un n = 5, se obtuvo un promedio del TIM pre intervención de 29,53 Nm (±12,81) y un TIM post de 28,67 Nm (±11,58), con una disminución de 0,86 Nm que no fue significativa ($p < 0,3200$).

En la EPA, para los hombres, el promedio del TIM pre intervención fue de 61,37 Nm (±25,76) y un TIM post de 52,74 Nm (±25,40), disminuyendo significativamente 8,63 Nm ($p < 0,0000$)

	TIM Hombres, n = 19				
	PRE		*POST*		*% Dif.*
	Promedio	*DS*	*Promedio*	*DS*	
MTB	57,97	25,52	56,74	25,29	-2,1
EPA	61,37	25,76	52,74	25,40	-14,1
FNP	62,69	26,18	53,45	22,27	-14,7

Tabla 4. *Promedio y Desviación Estándar (DS) del Torque isométrico máximo de isquiotibiales, y su porcentaje de diferencia, según*

técnica, pre y post intervención en hombres.

	TIM Mujeres, n = 5				
	PRE		*POST*		*% Dif.*
	Promedio	*DS*	*Promedio*	*DS*	
MTB	29,53	12,81	28,67	11,58	-2,9
EPA	35,05	8,38	29,21	11,24	-16,6
FNP	35,05	9,25	28,82	8,83	-17,8

Tabla 5. *Promedio y Desviación Estándar (DS) del Torque isométrico máximo de isquiotibiales, y su porcentaje de diferencia, según técnica, pre y post intervención en mujeres. MTB: Movimiento Terapéutico Básico, EPA: Elongación Pasiva Asistida, FNP: Facilitación Neuromuscular Propioceptiva.*

En mujeres, el promedio del TIM pre intervención fue de 35,05 Nm (±8,38) y un TIM post de 29,21 Nm (±11,24), disminuyendo significativamente 5,84 Nm (p< 0,0139).

Con la elongación con FNP, los hombres promediaron un TIM pre intervención de 62,69 Nm (±26,18) y un TIM post de 53,45 Nm (±22,27), disminuyendo significativamente 9,24 Nm (p< 0,0003). En mujeres, el promedio del TIM pre intervención fue de 35,05 Nm (±9,25) y un TIM post de 28,82 Nm (±8,83), disminuyendo significativamente 6,23 Nm (p<0,0024).

Rango articular de flexión de cadera

Los resultados relativos al rango articular (ROM) pre y post intervención, y su porcentaje de diferencia, se muestran para hombres (Tabla 6 y Figura 4) y mujeres (Tabla 7).

Para el MTB en hombres, con un n=19, el promedio del ROM pre intervención fue de 67,95° (±12,17) y un ROM post de 68° (±13,06) experimentando un aumento de 0,05º que no fue significativo (p<0,4767) entre cada medición.

	ROM Hombres n = 19				
	PRE		*POST*		*% Dif.*
	Promedio	*DS*	*Promedio*	*DS*	
MTB	67,95	12,17	68	13,06	0,1
EPA	69,32	13,63	79,79	13,53	15,1
FNP	69,16	11,45	81,63	12,98	18

Tabla 6. *Promedio y Desviación Estándar (DS) del rango articular de flexión de cadera, y su porcentaje de diferencia, según técnica, pre y post intervención en hombres.*

	ROM Mujeres, n = 5				
	PRE		*POST*		*% Dif.*
	Promedio	*DS*	*Promedio*	*DS*	
MTB	78	14,58	76,8	16,87	-1,5
EPA	73	12,29	81,8	15,25	12,1
FNP	75,2	12,87	87,2	18,10	16

Tabla 7. *Promedio y Desviación Estándar (DS) del rango articular de flexión de cadera, y su porcentaje de diferencia, según técnica, pre y post intervención en mujeres. MTB: Movimiento Terapéutico Básico, EPA: Elongación Pasiva Asistida, FNP: Facilitación Neuromuscular Propioceptiva.*

En mujeres, con un n = 5, el promedio para el ROM pre intervención fue de 78° (±14,58) y un ROM post de 76,8° (±16,87),

con una disminución de 1,2º que no fue significativa (p < 0,2009).

En la EPA, para los hombres, el promedio del ROM pre intervención fue de 69,32° (±13,63) y un ROM post de 79,79° (±13,53), aumentando significativamente 10,47º (p < 0,0000). En mujeres el promedio para el ROM pre intervención fue de 73° (±12,29) y un ROM post de 81,8° (±15,25), aumentando significativamente 8,8º (p< 0,0147).

Para la elongación con FNP, los hombres promediaron un ROM pre intervención de 69,16° (±11,45) y un ROM post de 81,63° (±12,98), aumentando significativamente 12,47º (p<0,0000). En mujeres el promedio para el ROM pre intervención fue de 75,2° (±12,87) y un ROM post de 87,2° (±18,10), teniendo un aumento significativo de 12º (p < 0,0172) entre ambas mediciones.

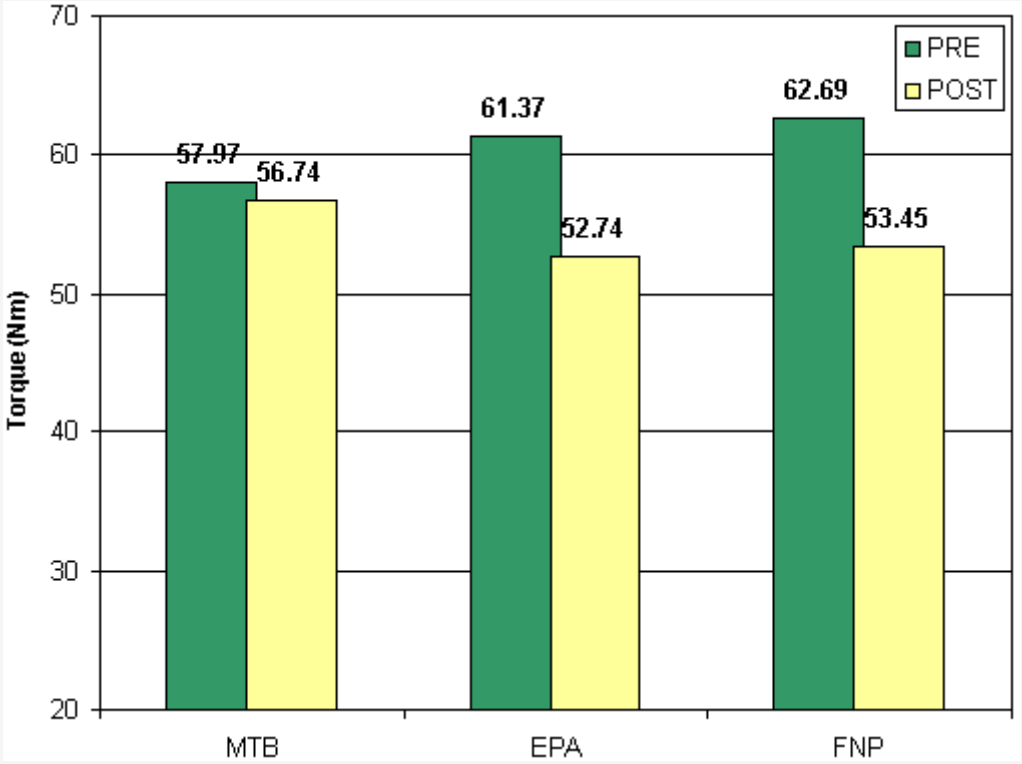

Figura 3. *Promedio del Torque Isométrico Máximo de Isquiotibiales, según técnica, pre y post intervención en Hombres.*

Comparación de las Diferencias del TIM y el ROM entre las Técnicas

Para poder hacer una comparación entre técnicas, se realizó un Análisis de Varianza, con un p (≤) < 0,05 de las diferencias del TIM y el ROM (diferencia de los valores pre y post del TIM y el ROM). Posteriormente se realizo el Test de Comparaciones Múltiples, con un p (≤) < 0,05, para determinar las diferencias entre las técnicas si es que las hubiera.

Con respecto al TIM, en los hombres, se observó un p = 0,0006, demostrando diferencias significativas entre las técnicas. Al someter los datos al Test de Comparaciones Múltiples, se dieron los siguientes resultados:

- Entre EPA y el MTB un p = 0,005.
- Entre la FNP y el MTB un p = 0,002.
- Entre la FNP y la EPA un p = 0,962.

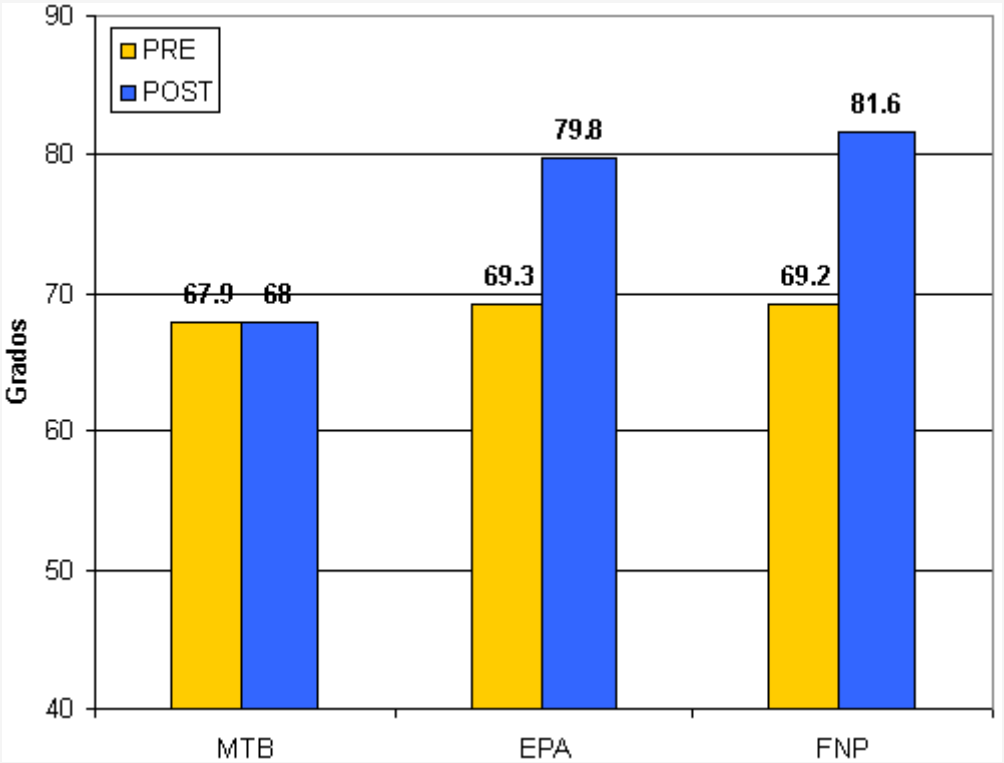

Figura 4. *Promedio del rango articular de flexión de cadera, según técnica, pre y post intervención en Hombres.*

Estos resultados demuestran que el MTB se diferencia significativamente de las dos técnicas de elongación, no existiendo diferencias entre la EPA y la FNP.

En el caso de las mujeres, el Análisis de Varianza demostró que no hay diferencias significativas entre las técnicas con un p = 0,0527.

Con respecto al ROM, en los hombres, se observó un p = 0,0000, demostrando diferencias significativas entre las técnicas. Al someter los datos al Test de Comparaciones Múltiples, se dieron los siguientes resultados:

- Entre la EPA y el MTB un p = 0,000.
- Entre la FNP y el MTB un p = 0,000.
- Entre la FNP y la EPA un p = 0,573.

Estos resultados demuestran que el MTB se diferencia significativamente de las dos técnicas de elongación, no existiendo diferencias entre la EPA y la FNP.

En el caso de las mujeres, el Análisis de Varianza demostró que hay diferencias significativas entre las técnicas con un p = 0,0146. Al someter los datos al Test de Comparaciones Múltiples, se dieron los siguientes resultados:

- Entre EPA y el MTB un p = 0,075.
- Entre la FNP y el MTB un p = 0,019.
- Entre la FNP y la EPA un p = 0,724.

Estos resultados demuestran que sólo hay diferencias significativas entre el FNP y la MTB.

En la figura 5 se observan las tres técnicas aplicadas con su porcentaje de diferencia entre los valores pre y post del TIM y del ROM.

Torque isométrico máximo v/s Rango articular

A continuación se hizo una correlación entre la diferencia del TIM y la diferencia del ROM, en hombres y mujeres:

- Para el MTB, en los hombres, la correlación del TIM versus el ROM fue de un -0,1155. En mujeres se dio una

correlación de -0,4768.

- Con la EPA, en los hombres, la correlación del TIM versus el ROM fue de un -0,2162. En mujeres se dio una correlación de 0,5480.
- Para la FNP, en los hombres, se obtuvo una correlación del TIM versus el ROM de -0,3173. En mujeres se dio una correlación de 0,7949.

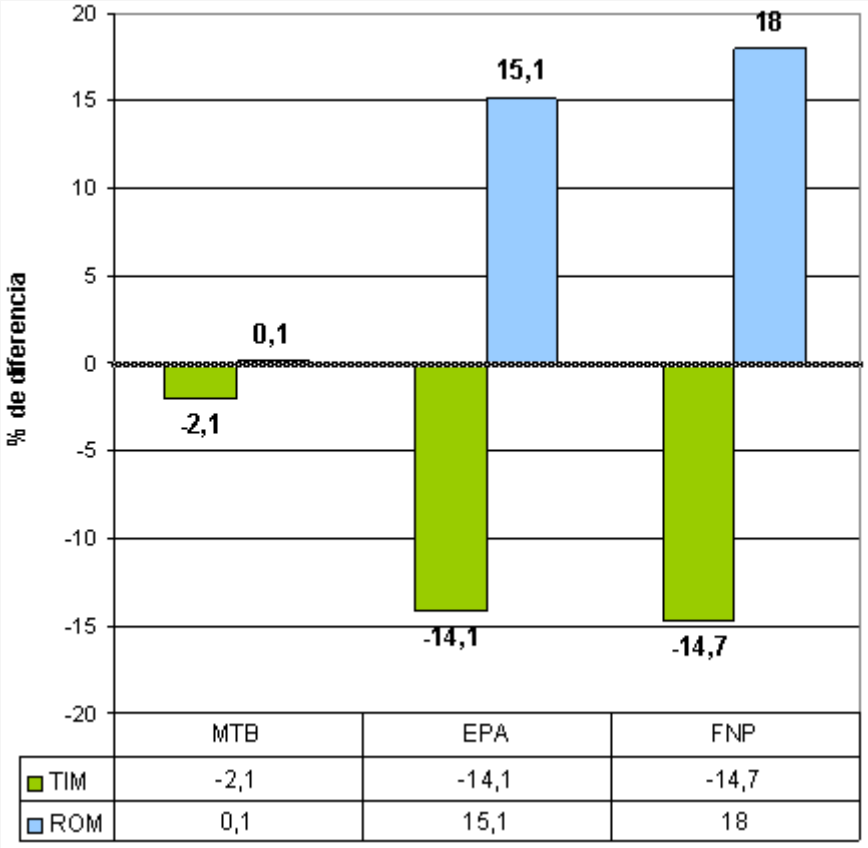

Figura 5. *Porcentaje de diferencia pre y post del TIM de isquitibiales y del ROM de flexión de cadera con MTB, EPA y FNP en Hombres.*

DISCUSION

Los resultados de este estudio demuestran que tanto las técnicas de Elongación Pasiva Asistida (EPA) como la de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP) tienen como efecto inmediato la disminución del torque isométrico máximo (TIM) de la musculatura isquiotibial en ambos sexos, no encontrándose una diferencia significativa entre ambas técnicas.

Existen variadas hipótesis que en conjunto tratan de explicar la disminución de la fuerza posterior a la aplicación de elongaciones musculares, agrupadas según la influencia de factores neurofisiológicos o de factores mecánicos. (Bigland – Ritchie, B.R., Furbush, F.H., Gandevia, S.C. 1992; Evetovich, T. et al. 2003; Fowles, J.R., Sale, D.G., MacDougall, J.D. 2003; Garfin, S.R. et al. 2000; Taylor, D.C. 2000.)

Dentro de los factores neurofisiológicos, el principal sería el relacionado a una disminución en la activación neural del músculo. Esta disminución se asocia principalmente con la inhibición ejercida por el órgano tendinoso de Golgi (OTG) que provoca una disminución de la excitabilidad del músculo (Fowles, J.R., Sale, D.G., MacDougall, J.D. 2003), lo que se traduce en una menor generación de torque isométrico máximo (TIM), por un menor reclutamiento de unidades motoras. Este principio de inhibición muscular estaría participando en mayor medida durante la aplicación de la elongación con FNP, en la cual la utilización de una contracción isométrica máxima generaría una mayor tensión sobre el aparato

tendinoso del músculo, y a la vez disminuiría el umbral de excitabilidad de este, estimulándolo en mayor medida. La activación del OTG no ocurriría de la misma forma durante la EPA, ya que esta tensión es provocada por la aplicación de una fuerza externa, la cual no estimula en la misma magnitud al OTG en comparación con la contracción isométrica del músculo durante la FNP. (Shrier, I. 2004)

Otros estudios (Bigland – Ritchie, B.R., Furbush, F.H., Gandevia, S.C. 1992; Mense, S. Meyer, H. 2000) señalan que mecanismos de inhibición muscular no sólo actuarían a nivel medular, sino que nociceptores y mecanorreceptores actuarían, también, a nivel de centros superiores.

En cuanto a los factores mecánicos que influyen en esta disminución del torque isométrico máximo, podemos distinguir cuatro hipótesis principales:

- Cambios relacionados con las propiedades viscoelásticas del músculo, al igual que lo observado en los estudios de Taylor (2000) existiría una disminución del stiffness de la unidad músculotendinosa, lo que provocaría una transferencia de fuerza menos efectiva desde el músculo hacia el hueso.
- Cambios en la relación longitud / tensión, ubicándose en una parte de la curva menos óptima para la generación de fuerza. Luego de la elongación los sarcómeros se encontrarían en una longitud más alargada con respecto a su longitud en la primera evaluación del Torque, y por lo tanto se encontrarían en una posición menos óptima de la curva para la generación de fuerza.
- Deformación plástica del tejido conectivo. Estudios como el realizado por Garfin y cols. (2000) evaluaron el efecto de la fascia y de la presión compartimental en la producción de la fuerza. Garfin encontró que al realizar una incisión en el epimisio se produciría una disminución de un 15% de la fuerza y de un 50% en la presión compartimental durante la contracción. Este tipo de deformación ocurriría durante la aplicación de una elongación que exceda el límite elástico del tejido.
- Microtraumas de los tejidos musculares (Shrier, I. 2004). La elongación podría provocar una alteración en la percepción al estiramiento lo que permitiría soportar grandes tensiones sin tener sensación de daño muscular. Los microtraumas traerían como consecuencia una disminución de la fuerza (TIM).

Basándose en que ambas técnicas de elongación difieren en su modo de actuar sobre el sistema neuromuscular, se puede suponer que el mecanismo por el que disminuyen el TIM es diferente: en la FNP se basaría principalmente en los factores neurofisiológicos, y en la EPA se basaría fundamentalmente en los factores mecánicos.

De acuerdo a los resultados obtenidos, se rechaza la hipótesis planteada, la cual señala que la aplicación de la elongación de isquiotibiales con FNP tendría como efecto inmediato una menor disminución del TIM en comparación con la EPA. Teóricamente esta idea se sustentó en el hecho de que en la FNP predominarían fenómenos de carácter inhibitorio que tendrían menor incidencia en la disminución de la fuerza en comparación a los factores mecánicos, los cuales se presentarían en menor medida con lo que no se provocarían microtraumas ni daño tisular. Por el contrario, en la EPA predominarían los factores mecánicos, provocándose microtraumas y daños que deformarían el tejido conectivo del músculo, imposibilitando la generación de la presión interna óptima para la contracción muscular. (Shrier, I. 2004)

En la práctica según los resultados obtenidos, no existe diferencia significativa en la disminución del TIM entre ambas técnicas, es decir, los planteamientos conceptuales teóricos no se traducen en diferencias cuantitativas en su modo de acción.

Una posible explicación para este resultado es el que cada una de estas técnicas presentaría en grado variable la influencia de uno u otro de los factores ya mencionados, pero que cuantitativamente producirían un efecto similar.

Una segunda explicación sería que independiente del tipo de elongación y del mecanismo por el cual se logra el aumento del ROM de flexión de cadera, la disminución del TIM de isquiotibiales estaría asociada principalmente a los factores mecánicos que median este cambio en el ROM.

Esto basándose en que al no haber diferencias significativas en el ROM alcanzado entre ambas técnicas, se podría suponer que ambas lograron un cambio en la distensión y longitud de los tejidos de forma similar, por lo que los factores mecánicos que mediarían la disminución de la fuerza podrían ser semejantes en ambas.

Así sería el caso de una disminución del TIM producto de un cambio en la relación longitud / tensión del músculo, pues en ambas técnicas se produjo una variación proporcional en su longitud, haciendo que el cambio en la relación longitud / tensión sea bastante similar en la curva.

Con respecto a la viscoelasticidad se podría afirmar que con ambas técnicas de elongación ésta disminuyó de forma similar. El ROM como una medida indirecta de la viscoelasticidad del músculo indica que no hubo diferencia significativa entre ambas.

En relación a los microtraumas que podrían haberse provocado en la EPA, creemos que éstos no se presentaron o que si lo hicieron pueden haber sido mínimos o de poca magnitud, y por lo tanto insuficientes para provocar una diferencia significativa en el TIM entre ambas técnicas. La explicación para esto estaría dada por las características de nuestro protocolo, el cual no fue lo suficientemente intenso como para provocar microtraumas a los tejidos, pues las elongaciones fueron aplicadas un número reducido de veces y con una intensidad sub – máxima. Por la misma razón también descartamos la posibilidad de que se hayan provocado microtraumas en la elongación con FNP. Ya que en esta técnica también se podrían producir microtraumas, con la diferencia de que solo los tejidos conectivos que rodean al músculo se verían afectados, esto por que el componente contráctil se encuentra inhibido y por ende no opondría resistencia al estiramiento, como si ocurre en la EPA.

De la hipótesis de la deformación plástica del tejido conectivo según Garfin (2000), se puede decir que este fenómeno se presenta en las elongaciones musculares a través de una deformación de las cubiertas conectivas del músculo, con lo cual la presión interna óptima para la generación de la fuerza no se lograría. Esta deformación no fue de carácter permanente, es decir, no hubo una deformación plástica propiamente tal, si no que esta deformación se recupera luego de un determinado tiempo producto de las características viscoelásticas del músculo. En base a los resultados de este estudio se puede suponer que esta deformación es similar en ambas técnicas de elongación.

Con respecto a la participación de mecanismos neurofisiológicos inhibitorios sugerimos que éstos no son los prevalentes en la disminución de la fuerza. La inhibición neural se ha medido en ciertos estudios a través del reflejo de Hoffman (Guisard, N., Duchateau, J., Hainatuk. 2000), encontrándose una depresión de este reflejo durante y luego de la aplicación de elongaciones musculares, recuperándose con el paso del tiempo. Sin embargo ninguno de estos estudios ha aportado evidencia suficiente que sugiera que tan prolongado es este efecto, o si esta reducción pudiera variar según el tipo de protocolos de elongación que se aplique. De acuerdo a esto es posible que en nuestro protocolo el tiempo transcurrido entre la aplicación de la última elongación y la medición del TIM haya provocado en cierta medida una disminución de la inhibición neurofisiológica y por lo tanto no tener gran influencia en la disminución del TIM. Además es posible que en nuestro estudio esta inhibición haya sido de menor magnitud, puesto que el tiempo de elongación utilizado es reducido en comparación a estudios que sí han encontrado una mayor participación de este mecanismo (Fowles, J.R., Sale, D.G., MacDougall, J.D. 2003). Según esto puede que en nuestro caso la inhibición neurológica haya disminuido en un período corto de tiempo y/o que ella haya sido insuficiente para provocar una diferencia significativa entre ambas técnicas.

En cuanto al ROM de flexión de cadera, los resultados de este estudio muestran que las técnicas de Elongación Pasiva Asistida y de Facilitación Neuromuscular Propioceptiva provocan un aumento significativo. Esto coincide con diversos estudios realizados acerca de la modificación del ROM con la aplicación de ambas técnicas de elongación. (Anderson, V.C. 2004; Condon, S.M., Hutton, R.S. 1987)

Al comparar ambas técnicas no se observa una diferencia significativa en el aumento del ROM. Esto sugiere que a pesar de que ambas técnicas presentan modos de acción distintos, su efecto sobre el ROM de flexión de cadera es similar, al igual que en los estudios realizados por Medeiros y Hutton (1992). En contraposición a esto, otros estudios indican que la elongación con FNP provoca aumentos significativamente mayores que con la EPA. (Etnyre, B.R. 1992)

Los resultados del ROM se produjeron por vías distintas, por un lado debido principalmente a los factores mecánicos en el caso de la EPA y a los factores neurofisiológicos en el caso de la FNP. Estos resultados al ser similares permiten deducir que estos factores, siendo distintos, producen efectos similares en el ROM.

Con respecto a los factores neurofisiológicos que median este cambio en el ROM por parte de la FNP, lo que se produciría es una inhibición del Componente Contráctil, eliminando así un elemento de resistencia pasiva al estiramiento, lo cual no ocurriría en la EPA.

La correlación existente entre los cambios del ROM de flexión de cadera y del TIM de isquiotibiales no es de tipo lineal, correlación negativa débil, lo cual permite inferir que para un determinado cambio en el ROM no existe un correspondiente cambio en el TIM. A pesar de que esta relación no sea lineal, en la práctica, el aumento del ROM y la disminución del TIM, se observan en la mayoría de los casos.

Teóricamente un cambio del ROM seria indicativo de la magnitud de estiramiento de los tejidos y de su deformación, por lo tanto existiría una tendencia a que los sujetos que aumentaran más su ROM disminuirían en mayor medida su TIM, ya que no se presentarían las condiciones óptimas para la contracción muscular. Creemos que a pesar que esta correlación es baja no descarta completamente la existencia de esta tendencia, sino que quizás hubo otros factores no manejados que pueden haber influido en este resultado. Como por ejemplo la no homogeneidad de los rangos articulares básales.

Con respecto a la muestra seleccionada para este estudio se presentó una limitante, relacionada con el tamaño de la muestra, la cual no fue equitativa en cuanto a su distribución por sexos, resultando con esto que el grupo de los hombres tuviera una mayor fuerza estadística en comparación con el grupo de las mujeres.

Otra limitante fue el horario en que se aplicaron las sesiones del protocolo, el cual estuvo sujeto a la disponibilidad horaria del laboratorio, fluctuando entre las 8:15 am y 10:30 pm, no pudiendo realizarse la toma de datos en el mismo horario para cada individuo.

En este estudio se elaboró un protocolo de elongación que intentó asemejarse a las condiciones de elongación que tiene una persona sedentaria previa a cualquier actividad física, a diferencia de otros estudios (Fowles, J.R., Sale, D.G. 1996; Fowles, J.R., Sale, D.G. MacDougall, J.D. 2000; McNair, P. 2000) que utilizaron protocolos más agresivos de elongación, que no se asemejan a los que se realizan en la práctica.

LINEAMIENTOS PARA FUTURAS INVESTIGACIONES

Futuros estudios deberían realizarse bajo condiciones más controladas de evaluación, con respecto a factores tales como: el número de la muestra, su distribución equitativa según sexo, y el horario en que se efectúan las mediciones.

Para complementar este estudio sería recomendable que se realizara en personas de distinto nivel de actividad física, así como también no sólo evaluar el TIM inmediatamente posterior a la elongación sino que en distintos períodos posterior a ésta.

REFERENCIAS

1. Alter M (1996). Los estiramientos, bases científicas y desarrollo de ejercicios. *3ª ed. Barcelona, España: Editorial Paidotribo*
2. Anderson Vesz Cattelan, Bolli Mota C (2004). Estudo das técnicas de alomgamento estático e por facilitaçao Neuromuscular Propioceptiva no desenvolvimento da flexibilidade em jogadores de futsal. *Universidade Federal de Santa Maria RS. Brasil*
3. Astrand, Rodall (1997). Fisiologia del trabajo fisico. *3ª ed. Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana*
4. Barbani JR (2002). Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento. *1ª ed. Barcelona, España: Editorial Paidotribo*
5. Belmar Jorge (2004). No disponible. *Facultad de Ciencias Biológicas y el Departamento de Desarrollo Académico de SECICO. Pontificia Universidad Católica de Chile. Chile*
6. Bigland - Ritchie BR., Furbush FH., Gandevia SC., and Thomas CK (1992). Voluntary discharge frequencies of human motorneurons at different muscle lengths. *Muscle Nerv. 15: 130-137*
7. Condon SM., Hutton RS (1987). Soleus muscle electromyography activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *J. Am Physical Therapy Association 67: 24-30*
8. Cramer J., Housh T., Johnson G., Miller J., Coburn J., Beck T (2004). Acute effects of static stretching on peak torque in women. *Journal of Strength and Conditioning Research 18: 236-241*
9. De Deyne PG., Hayatsu K., Meyer R., et al (1999). Muscle regeneration and fibber - type transformation during distraction osteogenesis. *J. Orthop Res. 17: 28-32.*
10. Etnyre BR, Abraham LD (1992). H-reflex changes during static stretching and two variations of propioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Komi PV. Strength and Power in Sport. 1ª ed. Oxford: Blackwell Science; 29-38.*
11. Evetovich T., Nauman N., Conley D., Todd J (2003). Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *Journal of Strength and Conditioning Research 17: 484-488*
12. Fowles JR., Sale DG (1996). Neuromuscular responses to maximal passive stretch in humans (Abstract). *Physiologist 39: 59.*
13. Fowles JR., Sale DG., MacDougall JD (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J. Appl. Physiol. 89: 1179-1188*
14. Gajdosik, R. L (1995). Flexibility or muscle length? (Letter; Comment). *Phys. Ther. 75: 238-239*
15. Gareis H., Solomonow M., Baratta R., Best R., D'Ambrosia R (1992). The isometric length-force models of nine different skeletal muscles. *J. Biomech. 25: 903-16*
16. Garfin SR., Tipton CM., Mubarak SJ., Woo SLY., Hargens AR., and Akeson WH (2000). Role of fascia in maintenance of muscle tension and pressure. *J. Appl. Physiol.89: 1179 1188.*
17. Garret W. E., JR., F. R. Rich, P. K. Nikolaou, and J.B Vogler (1989). Computed tomography of hamstring muscle strains. *Med. Sci. Sports Exerc. 21 (5): 506-514*
18. Gimeno MJ., Bellon JM., Bujan (2001). Ocular changes associated with genetic alterations of connective tissues: role of elastic and collagen component. *Archivos de la sociedad española de oftalmologia. 8: 202-205*
19. Guisard N., Duchateau J., and Hainatuk (2000). Muscle stretching and motoneuron excitability. *J. Appl. Physiol. 89: 1179 1188.*
20. Halbertsma JPK., Van Bolhuis AI., Goeken LNH (1996). Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med. Rehabil. 77: 688-692.*
21. Hidalgo Edgardo C (2004). Técnicas de stretching para la kinesiología. La educación física y las artes del movimiento. *Universidad de Chile, Santiago de Chile*

22. Hill DK (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in rested striated muscle. *J. of Physiology. 199: 673-84*
23. Houk JC., Singer JJ., and Goldman MR (1971). Adequate stimulus for tendon organs with observation on mechanics of the ankle joint. *J. Neurophysiol.34: 1051-1065*
24. Hutton. S (1992). Neuromuscular basis of stretching exercises. *1ª ed. Oxford, UK: Blackwell Science;29-38.*
25. Kovanen Vuokko (2002). Intramuscular Extracellular Matrix: Complex Environment of Muscle Cell. *Exercise and sport Sciences Reviews 30 (1): 20-25*
26. Kubo Keitaro, Kanehisha Hiroaki (2001). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J. Appl. Physiol. 90: 520- 527*
27. Magnusson SP., Simonsen EB., Aagaard P., Dyhre-Poulsen P., McHugh MP., Kjaer M (1996). Mechanical and physiological responses to stretching with and without presiometric contraction in human skeletal muscle. *Arch. Phys. Med. Rehab. 77: 373-8*
28. Magnusson SP., Simonsen EB., Aagaard P., et al (1992). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J. Sports Med. 24: 622-628.*
29. McNair P., Dombroski D., Stanley H., Stanley S (2000). Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Neuromuscular research unit, Med. Sci. Sport. Exerc. 33 (3): 354-358*
30. Medeiros JM., Smidt GL., Burmeister LF., Sodeberg GL (1992). The influence of isometric exercise and passive stretch on hip joint motion. *1ª ed. Oxford, UK: Blackwell Science; 31-32.*
31. Mense S. and Meyer H (2000). Different types of slowly conducting afferent units in the cat skeletal muscle and tendon. *J. Appl. Physiol. 89: 1179-1188*
32. Mirella R (2001). Las nuevas metodologías del entrenamiento de la fuerza, la resistencia, la velocidad y flexibilidad. *1ª ed. Barcelona, España: Editorial Paidotribo*
33. Pope R., Herbert R., Kirwan J. and Graham B (2000). A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower limb injury. *Medicine and Science in Sport and Exercise. 32: 123-277*
34. Prentice, W (1999). Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva. *2ª ed. Barcelona, España: Editorial Paidotribo*
35. Shellock FG., Prentice WE (1985). Warming up and stretching for improved physical performance and prevention of sport - related injuries. *Sport Medicine. 2 (4): 167-169*
36. Shrier Ian (2002). Does stretching help prevent injuries?. *Evidence-based Sports Medicine 9: 43-47*
37. Shrier Ian (2004). Does Stretching Improve Performance? A Systematic and Critical Review of the Literature. *J. Sport Med. 14 (5): 21-26*
38. Shrier Ian (1999). Stretching before exercise does not reduce the risk of local muscle injury: a critical review of the clinical and basic science literature. *Clinical Journal of Sport Medicine. 9: 221-227*
39. Shun - Hwa Wei (2000). Dynamic Joint and Muscle Forces during Knee Isokinetic Exercise. *Proc. Natl. Sci. Counc. 24 (4): 161- 168*
40. Street SF (1983). Lateral transmission of tension in frog miofibers: a miofibrillar network and transverse cytoskeleton connections are possible transmitters. *J. Cell Physiol. 114: 346-364*
41. Taylor DC., Dalton JD., Seaber AV., and Garret WE Jr (2000). Viscoelastic properties of muscle tendon units. The biomechanical effects of stretching. *J. Appl. Physiol. 89: 1179-1188*
42. Taylor DC., Brooks DE., Ryan JB (1997). Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Med. Sci. Sports Exerc. 29: 1619-1624*
43. Viel E (1989). El metódo Kabat. *1ª ed. Barcelona, España: Editorial Masson*
44. Voss Dorothy E., Ionta Marjorie K., Beverly J. Myers (1998). Facilitación Neuromuscular Propioceptiva, patrones y técnicas. *3ª ed. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana*
45. Wang K., Mc carter R., Wright J., et al (1993). Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscle: the titin myosin composite filament is a dual stage molecular spring. *Biophys J. 64: 1161-1177*
46. Wiemann K, Klee A (1992). Muskeldehnung zur Leistungsverbesserung im Sprint. *Unveröffentlichter Forschungsbericht. Bundesinstitut für Sportwissenschaft 5: 80-84*
47. Wilmore JH., Costill DL (1998). Fisiología del Esfuerzo y del Deporte. *2ª ed. Barcelona, España; Editorial Paidotribo*
48. Worrel TW., Smith TL., Winegardner J (1999). Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *J. Orthop. Sports Phys. Ther. 20 (3): 154-9*