

Estudio comparativo de los efectos de la técnica de Stretching Activo con fijación específica supra púbica y Energía Muscular para extensión de columna lumbar sobre la flexo extensión de tronco en deportistas asintomáticos

Martín Ungaretti*

Escuela Osteopática de Buenos Aires

*Contacto: consultorio.ungaretti@gmail.com

Resumen: Históricamente, los problemas asociados a la movilidad de tronco han sido objeto de estudio de diferentes disciplinas, debido a las múltiples problemáticas asociadas a este fenómeno. En el marco de la Osteopatía, dichos problemas han sido abordados a partir de distintas técnicas de intervención, las cuáles han arrojado resultados contradictorios. Teniendo en cuenta los aportes de las técnicas destinadas al tejido miofascial, el objetivo del presente estudio ha sido analizar los efectos inmediatos en la movilidad en flexo extensión de tronco (FTB-TBB) de la técnica stretching activo con fijación específica supra púbica y de la técnica de energía muscular para limitación de la extensión lumbar. Para cumplir los objetivos planteados, se llevó a cabo un ensayo clínico controlado y aleatorizado de grupos paralelos, a doble ciego con una muestra compuesta por 46 deportistas asintomáticos. Los mismos fueron asignados aleatoriamente al grupo A que recibió la técnica de stretching activo con fijación específica supra púbica o al grupo B que recibió la técnica de energía muscular para extensión lumbar. Los datos fueron obtenidos con el sistema de videoanálisis 2 D. Los resultados obtenidos dieron cuenta de los efectos inmediatos de dichas intervenciones evidenciando un resultado estadísticamente significativo en el incremento del ROM tanto para la TBB como para la FTB. A la luz de los datos surgidos, el presente trabajo apoya la noción de que los tejidos miofasciales de la región anterior y posterior

del tronco se encuentran relacionados anatómica y funcionalmente, y que la intervención terapéutica en uno de ellos puede aumentar el ROM en ambos sentidos. Se recomienda continuar avanzando en esta línea de estudio para la obtención de evidencias que permitan apoyar los postulados de las técnicas destinadas a los tejidos miofasciales.

Palabras clave: Stretching activo con fijación específica supra púbica, Energía muscular para extensión lumbar, TBB, FTB, Videografía 2D

Title: Comparative study of the effects of the Active Stretching technique with specific suprapubic fixation and Muscle Energy for extension of the lumbar spine on flexographic extension of the trunk in asymptomatic athletes

Abstract: Historically, the problems associated with trunk mobility have been approached by different disciplines, due to the multiple problems associated with this phenomenon. Within the framework of Osteopathy, the problems have been addressed through different intervention techniques, who have yielded contradictory results. Taking into account the contributions of the techniques destined to the myofascial tissue, the aim of the present study was to analyze the immediate effects on mobility in trunk flexion and extension (FTB-TBB) of the active stretching technique with specific supra pubic fixation and the muscle energy

technique for limiting the lumbar extension. To achieve the objectives set, a controlled, double blinded and randomized clinical trial of parallel groups was carried out. The sample was composed of 46 asymptomatic athletes that were randomly assigned to group A or group B. Group A received as intervention the active stretching technique with specific supra pubic fixation and group B received the muscle energy technique for lumbar extension. The data was recorded with the 2 D video analysis system. The results obtained gave an account of the immediate effects of these interventions, evidencing a statistically significant result in the increase in ROM for both TBB and FTB. In

light of the data obtained, the present study supports the notion that the myofascial tissues of the anterior and posterior trunk are anatomically and functionally related, and that the therapeutic intervention in one of them can increase the ROM in both directions. It is recommended to continue advancing in this line of study to obtain evidence to support the postulates of techniques for myofascial tissues.

Keywords: Active Stretching with specific supra pubic fixation, Muscle energy for lumbar extension, TBB, FTB, 2D videography

El estudio del rango de movimiento ha sido históricamente objeto de estudio de diferentes disciplinas bio-médicas, entre las que se destacan la medicina [1], la terapia física [2], deportología [3], entrenamiento de élite [4], entre otras [5]. El mismo se entiende como el desplazamiento de un segmento corporal de un punto a otro en el espacio, deslizándose sobre un plano atravesado por un eje perpendicular al plano [6]. El movimiento puede realizarse en los tres planos del espacio, frontal, sagital y transversal, por lo que la flexo extensión representa el movimiento que se desliza por el plano sagital y es atravesado por el eje antero posterior [7]. La flexo extensión de tronco es un componente fundamental de muchas actividades funcionales y se considera esencial en la evaluación clínica del raquis [8], ya que la restauración de la movilidad normal del raquis ha demostrado ser uno de los beneficios obtenidos por las manipulaciones en pacientes con dolores en la región lumbar de la columna vertebral [9,10].

Para el abordaje y tratamiento de los problemas asociados a la movilidad de tronco, las intervenciones médicas sugeridas en la literatura sobre la temática estudian la movilidad del tronco luego de sus intervenciones evaluando las consecuentes limitaciones de movimiento producto de las mismas [11-13]. Otra de las disciplinas comúnmente encargadas del tratamiento e intervención en problemáticas asociadas al movimiento, es la terapia física. La misma, plantea en sus bases que las intervenciones recomendadas para el tratamiento de la movilidad son la maso terapia [14], el uso de diferentes tipos de tape [15], ejercicios terapéuticos [16,17], fisioterapia, movilizaciones asistidas, entre otras [18-20]. Pese a las evidencias contradictorias en términos de la eficacia de cada uno de los tratamientos propuestos por estas disciplinas, el denominador común radica en que sus perspectivas de intervención implican procedimientos invasivos, tiempos de rehabilitación prolongados, con periodicidad de estímulos o sesiones de

tratamiento, mejoría solo en uno de los parámetros de movimiento, además de la obtención de efectos solo en la región corporal donde fue aplicado el estímulo [14-16,18-20]. Son muchos los autores que proponen un modelo tensegril para la comprensión de la arquitectura y el funcionamiento del ser humano [21], y muchos los que han propuesto la continuidad del tejido conectivo, la mecano-transducción y otras propiedades del tejido conectivo [22-24] como posible justificación de la efectividad de diferentes terapias manuales. No obstante, después de una revisión exhaustiva de la literatura científica, no se han hallado suficientes estudios que analicen el rango de movimiento en ambos parámetros (flexión y extensión de tronco) luego de una intervención terapéutica, como tampoco suficientes trabajos en relación al abordaje terapéutico de la región supra púbrica, producto de sus especificidades y complejidad que se mencionará a continuación.

Por su parte, producto de la concepción holística del ser humano [25], la osteopatía propone una mirada integradora que permite evidenciar efectos locales y a distancia sobre el rango de movimiento de las diferentes extremidades del cuerpo, a través de la implementación de diferentes técnicas osteopáticas [26].

Método

Diseño

El presente estudio se llevó a cabo mediante un Ensayo Clínico Aleatorizado de Grupos Paralelos, a doble ciego. Los participantes del estudio, luego de haber cumplido con los criterios de inclusión y exclusión fueron asignados aleatoriamente a cada uno de los grupos A (stretching activo con fijación específica supra púbrica) y B (energía muscular para extensión de columna lumbar) respectivamente. Además, para evitar sesgos durante el proceso, con el procedimiento a doble ciego se garantizó que tanto los participantes como el evaluador desconozcan la intervención realizada.

Participantes

La investigación aquí propuesta se llevó a cabo con un total de 46 sujetos de sexo masculino de entre 18 y 40 años de edad (M = 23,8; DT = 5,7). Los participantes fueron reclutados en diferentes clubes de Capital Federal y Gran Buenos Aires, durante el año 2017.

1. Criterios de inclusión

- a. Tener entre 18 y 40 años de edad.
- b. Ser capaces de completar los cuestionarios y el consentimiento informado requerido para el presente estudio.
- c. Tener la capacidad de estar parado y de realizar flexión y extensión de tronco sin que esto presuma un riesgo para su salud.
- d. No presentar ninguna enfermedad severa.

e. No haber tenido cirugías en los últimos seis meses.

2. Criterios de exclusión

a. Historial de raquialgias que haya requerido intervención clínica en los últimos 3 meses.

b. Antecedentes de fracturas o cirugías en la columna vertebral, en la pelvis o la extremidad inferior.

Instrumentos

Los participantes del estudio completaron un cuestionario de índole auto-administrable en donde se indaga por datos socio-demográficos y se realizaron una serie de preguntas orientadas a obtener información acerca de diferentes hábitos relacionados a su capacidad funcional, alimentación y antecedentes como posibles elementos para la exclusión del estudio.

Utilizando una cámara filmadora HD, se registra un video para medir la flexo-extensión de tronco (TBB y FTB) en posición de bipedestación en el plano sagital. Adicionalmente se utilizó la misma herramienta para medir la flexo extensión de la columna cervical y la flexo extensión de la columna dorsal durante la TBB y la FTB. Las imágenes de vídeo se analizan mediante Dartfish 8.0 (Dartfish Ltd., Suiza), un software de análisis de movimiento 2D utilizado en numerosas investigaciones básicas y clínicas para evaluación postural y análisis de movimiento [15,27-29]. Para tal efecto, se colocan 10 marcadores retroreflectivos de 11 mm de diámetro unidos al cuerpo por parches siliconados autoadhesivos. Se

ha encontrado que el uso del sistema de marcadores adheridos a la piel tiene límites de error aceptables por consenso general cuando se trata de grandes movimientos como los de flexo extensión [30]. Los marcadores son colocados específicamente por un terapeuta altamente calificado en el sistema músculo esquelético. Los mismos son emplazados puntualmente y siguiendo las descripciones de los trabajos previamente citados [31] en las apófisis espinosas de T9, T12 y L3, en la espina ilíaca antero superior (EIAS) y pósterio superior (EIPS), trocánter mayor (TM), epicóndilo femoral lateral (EFL). Utilizando la función de analizador del Dartfish (Versión 8.0, Ltd., Suiza), se calcularon los ángulos de inclinación de tronco en base a las marcas, lo que refleja el resultado principal de la alineación de los cabezales.

Además, se colocaron marcadores reflectantes sobre los sujetos siguiendo el método utilizado por Burns y Wells [32] para obtener los datos de flexo extensión de la columna cervical pre y post intervención. El marcador cefálico utilizado para medir la flexo extensión fue colocado en el centro de la frente utilizando los mismos parches siliconados. Luego se colocaron marcadores en manubrio del esternón y en la apófisis espinosa de la primera vértebra dorsal (D1). La posición de cada marcador se indica con una pluma de tinta lavable para el emplazo exacto. La flexión crea un ángulo negativo entre los segmentos representados entre estos puntos, mientras que la extensión crea un ángulo positivo entre los mismos puntos.

Procedimiento

En todo momento los sujetos fueron conscientes del objetivo y desarrollo del estudio a través de la lectura y firma del consentimiento informado, aclarándose todas las dudas que les surgieron. La técnica de stretching activo con fijación específica supra púbrica y la técnica de energía muscular se han mostrado inocuas teniendo en cuenta sus contraindicaciones y respetando su modo de aplicación. En todo caso se respetaron los principios de la declaración de Helsinki para la experimentación con seres humanos (2004).

Los participantes que cumplieron satisfactoriamente con los criterios de inclusión fueron instruidos previamente al inicio de la investigación. En esta instrucción se les enseñó a mantener las rodillas estiradas y posicionar su columna cervical en flexión al inicio de la flexión anterior de tronco y mantenerla en esa posición en lo que duro el test. También se les enseñó a iniciar la extensión del tronco con la extensión de la columna cervical y mantenerla en esa posición en lo que duro el test. Ambas recomendaciones fueron utilizadas ya que fue demostrado que el no controlar la posición de las rodillas y la columna cervical puede alterar los resultados obtenidos [33]. También se los instruyó en el modo de realizar el test de flexo extensión de la columna cervical.

El autor de la tesis propuesta e investigador principal realizó todas las técnicas terapéuticas en los sujetos. Además, se contó con un evaluador que realizó todas las pruebas de flexo extensión

de tronco que se describirán a continuación con el instrumento DartFish, y un colaborador que administró los cuestionarios, colocó los marcadores y guió a los participantes durante el proceso.

Luego del proceso de instrucción, cada uno de los participantes realizó una acción preliminar de 5 minutos caminando en el lugar, y se aseguró que el participante haya amanecido como mínimo dos horas antes del inicio del estudio. Una vez finalizado el calentamiento previo los participantes fueron guiados hacia un asistente experimentado en terapias manuales, quien colocó los marcadores refractarios como fue desarrollado en el apartado anterior. Posteriormente, el participante fue colocado en la marca establecida a tres metros de la cámara, enfocado el plano sagital, en bipedestación y sus pies separados a una distancia de 1/10 de la altura del paciente [34] para realizar la evaluación pre-intervención.

Análisis de Datos

Los datos obtenidos durante la realización del estudio han sido traspasados a una base de datos, la cual fue replicada en una matriz del paquete estadístico SPSS para Windows, versión 21.0. Luego de la construcción de la matriz, se procedió con el análisis estadístico mediante la utilización del mismo programa.

Se comenzó con el análisis descriptivo para el total de la muestra, analizando las puntuaciones medias en cada una de las variables evaluadas, la desviación típica y los puntajes mínimo y máximo

para la edad, el peso, la altura y el Body Mass Index.

A continuación, se procedió al análisis estadístico inferencial mediante la Prueba T de Student, tanto para muestras independientes como para muestras relacionadas. En las pruebas T se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk por separado para cada grupo y para cada medida, con el fin de comprobar el cumplimiento del supuesto de normalidad.

Además, se tuvo en cuenta el estadístico de Levene para comprobar el cumplimiento del supuesto de homogeneidad de varianzas.

A continuación, se procedió al análisis de la Prueba T de Student para muestras relacionadas, para las variables flexión pre-intervención y flexión post intervención al interior de cada uno de los grupos.

Por último, se realizaron Pruebas T de Student para muestras independientes con la finalidad de comparar si existían diferencias estadísticamente significativas entre el grupo A y el grupo B respecto de los valores pre-intervención, tanto en los parámetros de Flexión, como en los de Extensión de tronco. Esto fue realizado con la finalidad de comprobar si los grupos son homogéneos antes de empezar el tratamiento.

Pruebas T de Student para muestras independientes con los datos del pos-test para detectar diferencias estadísticamente significativas entre los grupos una vez concluido el tratamiento.

Todas las comparaciones de medias incluyeron el cálculo e interpretación del índice del tamaño del efecto “D de Cohen”.

Resultados

Análisis de Normalidad de las variables consideradas en el estudio

Con la finalidad de comprobar la existencia de una distribución semejante a una curva normal, se procedió al análisis exploratorio de la prueba Shapiro-Wilk ($N < 30$) para cada una de las variables que se sometieron a contrastación.

Tabla 1. Prueba de Normalidad para Variables Grupo A

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Flexión anterior de tronco Pre-Intervención	,981	24	,918
Extensión de tronco Pre-Intervención	,970	24	,677
Flexión anterior de tronco Post-Intervención	,977	24	,844
Extensión de tronco Post-Intervención	,980	24	,894

Debido a que en todos los casos $p > 0,05$ se infiere que los datos provienen de una distribución normal.

Tabla 2. Prueba de Normalidad para las Variables del Grupo B

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Flexión anterior de tronco Pre-Intervención	,967	22	,636
Extensión de tronco Pre-Intervención	,966	22	,622
Flexión anterior de tronco Post-Intervención	,964	22	,582
Extensión de tronco Post-Intervención	,936	22	,167

Al igual que lo sucedido en el caso del Grupo A, aquí también el valor de $p > 0,05$, denotando

una distribución normal de los datos de la muestra para las variables consideradas.

Flexión Anterior de Tronco (FTB)

En primer lugar, se compararon las medias de movilidad en FTB al interior del Grupo A, antes y luego de la intervención (Tabla 3).

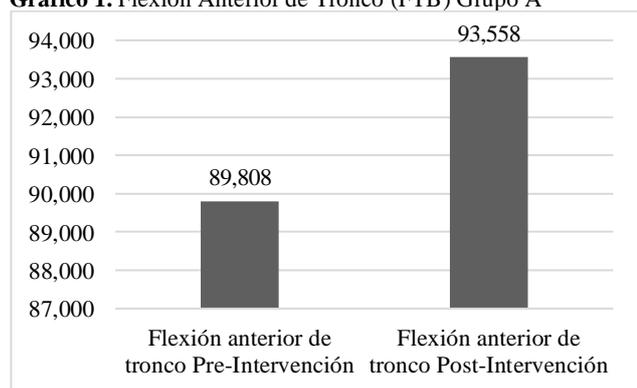
Tabla 3. Estadísticos de muestras relacionadas Grupo A

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1 Flexión anterior de tronco Pre-Intervención	89,808	24	115,093	23,493
1 Flexión anterior de tronco Post-Intervención	93,558	24	105,690	21,574

a. Grupo = Grupo A

Luego de calcular la prueba T de Student para muestras relacionadas, los resultados indican que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambas mediciones al interior del grupo A ($t = -3,710$; $p = .001 < 0.05$) (Gráfico 1).

Gráfico 1. Flexión Anterior de Tronco (FTB) Grupo A



Tal y como se observa en el gráfico 1, las diferencias pre y post intervención al interior del grupo A son de 3,7°. Lo cual, de acuerdo a la media antes de la intervención, representa una ganancia del 4,12% de movilidad en flexión. Además, al calcular el tamaño del efecto a través

del coeficiente *d de Cohen* para obtener una diferencia de media estandarizada, se obtiene un tamaño de $d = .33$, lo cual indicaría un efecto medio.

Posteriormente se compararon las medias de movilidad en FTB al interior del Grupo B, antes y luego de la intervención (Tabla 4).

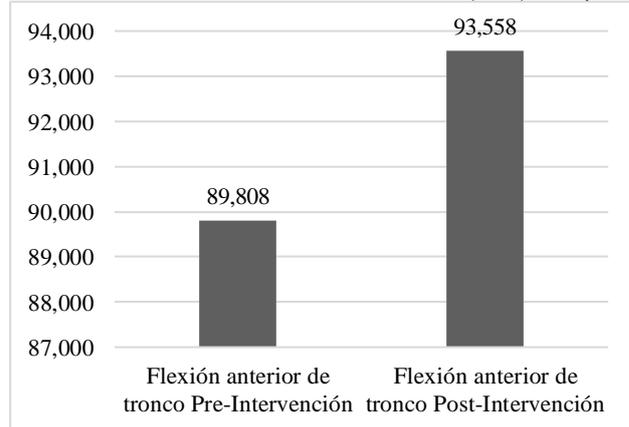
Tabla 4. Estadísticos de muestras relacionadas Grupo B

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1 Flexión anterior de tronco Pre-Intervención	89,808	24	115,093	23,493
1 Flexión anterior de tronco Post-Intervención	93,558	24	105,690	21,574

a. Grupo = Grupo B

Luego de calcular la prueba T de Student para muestras relacionadas, los resultados indican que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambas mediciones al interior del grupo B ($t = -2,324$; $p = .030 < 0.05$) (Gráfico 2).

Gráfico 2. Flexión Anterior de Tronco (FTB) Grupo B



Tal y como se observa en el gráfico 2, las diferencias pre y post intervención al interior del grupo B son de 1,7°. Lo cual, de acuerdo a la media antes de la intervención, representa una ganancia del 1,8% de movilidad en flexión.

Además, al calcular el tamaño del efecto a través del coeficiente d de Cohen para obtener una diferencia de media estandarizada, se obtiene un tamaño de $d = .12$, lo cual indicaría un efecto pequeño.

1. Comparación de medias FTB pre y post intervención entre Grupo A y Grupo B

Con la finalidad de comparar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A y B en los promedios de flexión antes de recibir cada una de las intervenciones, se procedió a realizar una comparación de medias con el estadístico T de Student para muestras independientes. Los resultados indicaron que las diferencias antes de la intervención entre ambos grupos no eran estadísticamente significativas ($t = -.298$; $p = .767 > 0.05$).

En esta misma línea, al analizar las medias post intervención en el mismo parámetro, se observa que las mismas continúan sin ser estadísticamente significativas ($t = .256$; $p = .800 > 0.05$).

Extensión de Tronco (TBB)

Luego, se compararon las medias de movilidad en TBB al interior del Grupo A, antes y luego de la intervención (Tabla 5).

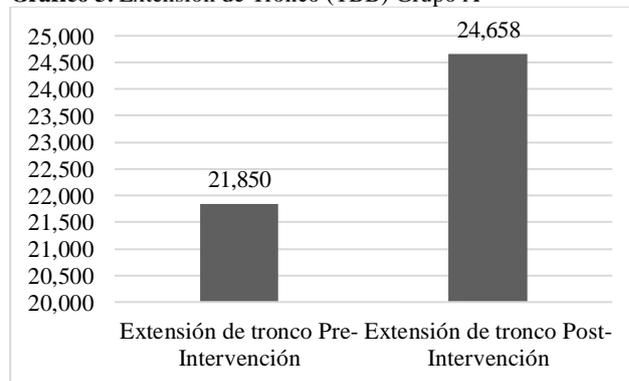
Tabla 5. Estadísticos de muestras relacionadas Grupo A

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	Extensión de tronco Pre-Intervención	21,850	24	5,0573	1,0323
	Extensión de tronco Post-Intervención	24,658	24	4,1893	,8551

a. Grupo = Grupo A

Luego de calcular la prueba T de Student para muestras relacionadas, los resultados indican que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambas mediciones al interior del grupo A ($t = -3,692$; $p = .001 < 0.05$) (Gráfico 3).

Gráfico 3. Extensión de Tronco (TBB) Grupo A



Tal y como se observa en el gráfico 3, las diferencias pre y post intervención al interior del grupo A son de $2,8^\circ$. Lo cual, de acuerdo a la media antes de la intervención, representa una ganancia del 12,8% de movilidad en extensión. Además, al calcular el tamaño del efecto a través del coeficiente d de Cohen para obtener una diferencia de media estandarizada, se obtiene un tamaño de $d = .61$, lo cual indicaría un efecto mediano, aunque bastante superior a su correlato en flexión.

Luego, se compararon las medias de movilidad en TBB al interior del Grupo B, antes y luego de la intervención (Tabla 6).

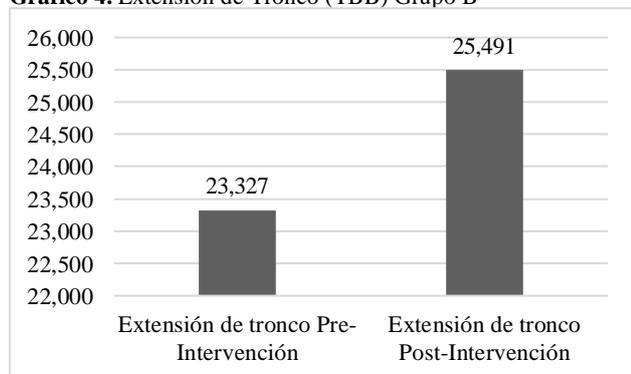
Tabla 6. Estadísticos de muestras relacionadas Grupo B

	Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media	
Par 1	Extensión de tronco Pre- Intervención	23,327	22	5,4031	1,1519
	Extensión de tronco Post- Intervención	25,491	22	6,7236	1,4335

a. Grupo = Grupo B

Luego de calcular la prueba T de Student para muestras relacionadas, los resultados indican que existen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de ambas mediciones al interior del grupo B ($t = -2,719$; $p = .013 < 0.05$) (Gráfico 4).

Gráfico 4. Extensión de Tronco (TBB) Grupo B



Tal y como se observa en el gráfico 8, las diferencias pre y post intervención al interior del grupo B son de 2,1°. Lo cual, de acuerdo a la media antes de la intervención, representa una ganancia del 9% de movilidad en extensión. Además, al calcular el tamaño del efecto a través del coeficiente d de Cohen para obtener una diferencia de media estandarizada, se obtiene un tamaño de $d = .34$, lo cual indicaría un efecto

mediano, aunque bastante inferior al tamaño del efecto de la técnica de Stretching.

1. Comparación de medias TBB pre y post intervención entre Grupo A y Grupo B

Con la finalidad de comparar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los grupos A y B en los promedios de extensión antes de recibir cada una de las intervenciones, se procedió a realizar una comparación de medias con el estadístico T de Student para muestras independientes. Los resultados indicaron que las diferencias antes de la intervención entre ambos grupos no eran estadísticamente significativas ($t = -.958$; $p = .343 > 0.05$).

En esta misma línea, al analizar las medias post intervención en el mismo parámetro, se observa que las mismas continúan sin ser estadísticamente significativas ($t = -.509$; $p = .614 > 0.05$).

Discusión

El presente estudio se realizó con el objetivo principal de examinar los efectos inmediatos en la TBB y la FTB de las técnicas de stretching activo con fijación específica supra púbrica y de energía muscular para extensión de columna lumbar.

Los resultados obtenidos demostraron que ambas técnicas obtuvieron resultados inmediatos estadísticamente significativos al interior de cada uno de los grupos, tanto para la TBB como para la FTB, siendo en ambos casos, mayor el resultado obtenido por la técnica de stretching.

Esto se observa en que el incremento en términos porcentuales para la FTB utilizando la técnica de stretching activo fue de un 4,12%, mientras que la ganancia para la técnica de energía muscular fue de un 1,8%. Además, al analizar el tamaño del efecto para cada una de las intervenciones se observó que el mismo fue de $d = .33$, para la FTB en la maniobra de stretching -efecto medio-, y $d = .12$, para la técnica de energía muscular -efecto pequeño-. No obstante, si bien en términos de mejora porcentual, así como en términos de magnitud del efecto, la técnica de stretching superó a la técnica de energía muscular, las diferencias en la movilidad entre ambas intervenciones no fueron estadísticamente significativas.

En relación a los resultados obtenidos en la TBB, en términos porcentuales la técnica de stretching obtuvo una mejora del 12,8%, mientras que en la técnica de energía muscular este incremento fue del 9%. Además, al igual que en la FTB, esta diferencia no resultó estadísticamente significativa. En esta línea, también se observó que el tamaño del efecto fue de $d = .61$, lo cual indicaría un efecto mediano para la técnica de stretching. Por su parte, el tamaño del efecto para la técnica de energía muscular fue de $d = .34$, lo cual indicaría un efecto también mediano, aunque notoriamente inferior al tamaño del efecto ocasionado por la técnica de stretching.

A diferencia de los resultados obtenidos por McCollam [35], quién trabajó con una población similar a la del presente estudio aplicando la

técnica de PAs, el resultado del aumento del ROM fue significativo en extensión (7,1%) pero no en flexión. Esta diferencia entre ambos estudios podría atribuirse a que las técnicas utilizadas en el presente fueron dirigidas al sistema miofascial y no a la movilización vertebral específica propuesta por Maitlan. En numerosas oportunidades se dio cuenta durante el desarrollo anatómico de este trabajo, de la relación de continuidad y contigüidad en las estructuras miofasciales que unen la pared abdominal con la aponeurosis tóraco lumbar, la musculatura del plano posterior del raquis, el diafragma, los miembros inferiores, la columna dorsal y cervical, además de las fascias viscerales tanto en los planos anteriores como posteriores. Esta relación entre los tejidos estudiados podría justificar el hecho que una técnica aplicada en un sector del tronco tenga efectos en la movilidad en ambas direcciones.

A diferencia del trabajo desarrollado por Schenk [36], del cual se tomó la técnica de energía muscular utilizada en el presente estudio, aquí se incorporó con fines comparativos la técnica de stretching activo. Ambas intervenciones son destinadas a los tejidos blandos o miofasciales y requieren de la participación activa del paciente. Tanto el trabajo de Schenk como el aquí desarrollado, denotaron resultados estadísticamente significativos en el aumento del ROM en la TBB. Sin embargo, al medirlos en términos porcentuales, los resultados informados por Schenk fueron mayores a los obtenidos en este estudio. Esta diferencia podría

deberse a que en el trabajo de Schenk solo se incluyeron sujetos con un rango de movilidad menor a 25 grados de TBB, siendo la media de su grupo experimental de 13,8 grados previo a la realización de la técnica. Por el contrario, en la muestra del estudio aquí desarrollado, la media en la TBB antes de realizar la intervención fue de 21,8 grados para el Grupo A y de 23,3 para el Grupo B. Estas diferencias iniciales en el rango de movilidad, podría dar como resultados una menor posibilidad de mejorar el ROM ya que se parte de un rango mucho más cercano al normal. Además, otra de las diferencias importantes respecto del trabajo de Schenk es que en el mismo se realizaron 8 estímulos en cuatro semanas, mientras que en el estudio aquí descrito solo se evaluaron los resultados inmediatamente después de la administración de un solo estímulo. Si bien se considera que los efectos inmediatos representan uno de los principales aportes de este trabajo, es preciso destacar que no se ha podido observar el efecto acumulativo de las intervenciones como tampoco la posibilidad de cambios estructurales en la composición del tejido conectivo que podrían suceder a la aplicación de la técnica en un estudio prospectivo. Asimismo, otro de los aportes diferenciales del presente estudio en comparación con el desarrollado por Schenk, está relacionado con la evaluación de la FTB y el análisis de los efectos mencionados en dicho parámetro, dado que el autor no los consideró en su trabajo. Por otra parte, si bien la disciplina osteopática tiene una concepción global del individuo, en relación a la

influencia recíproca de las estructuras estudiadas, Larson [37] manifiesta que la función adecuada del tronco en dinámica y en estática, depende de una correcta interacción del sistema propioceptivo tanto de los músculos extensores del raquis como de la musculatura abdominal trabajando en sinergia. También propone la hipótesis acerca de que, si dichas estructuras entraran en fatiga y la calidad del movimiento no fuera la adecuada, podría aumentar el riesgo de lesión en la espalda o en las extremidades. Siguiendo esta línea de pensamiento, podríamos inferir que el efecto de una intervención miofascial en el plano abdominal afectaría directamente este feedback propioceptivo, induciendo la relajación de los elementos miofasciales del plano flexor pero también los del plano extensor. Del mismo modo, la intervención miofascial del plano posterior del tronco afectaría el plano extensor, pero también el plano flexor. Estas consideraciones, podrían servir como fundamento para explicar los resultados aquí expuestos en términos de los cambios observados tanto en FTB como en TBB.

Otro de los apoyos teóricos que permitiría sustentar las hipótesis corroboradas en el presente estudio, deriva de los desarrollos de Ingberg [22]. El autor acuña el término tensegridad para referirse a la composición estructural y funcional del individuo, modelo que se ajusta de manera adecuada a la concepción holística de la osteopatía, ya que, como asegura Tozzi [38], cada estructura del cuerpo está envuelta en tejido conectivo o fascia, creando una estructura

continua que da forma y función a cada tejido y a cada órgano. En esta línea, Bordoli [39] asegura que la fascia juega un papel importante en el transporte de la tensión mecánica y que la continuidad fascial es esencial para transmitir la fuerza muscular, para la coordinación motora correcta y para preservar los órganos en su sitio. Tanto Bordoli, como Stecco y Carvalhais, aseguran que las fascias de la pared abdominal se continúan con la fascia toracolumbar, y esta a su vez se continua con la fascia del glúteo mayor y de la extremidad inferior, afectando la fascia del muslo, de la pierna y de la fascia plantar además de estar estrechamente relacionada con el piso pélvico [40-42]. A partir de lo expuesto, se observa que son muchos los autores que de una manera u otra aseguran que los tejidos del plano anterior y posterior del tronco, así como los de los miembros, se encuentran unidos, encadenándose e incluso funcionando como una continuación. De este modo, los cambios en la nomenclatura de dichos tejidos solo cumplirían una función descriptiva.

En este sentido, las modificaciones de la movilidad en diferentes planos observadas en el presente estudio podrían tener su andamiaje en las modificaciones de la información producidas en los receptores ubicados en las fascias, músculos de la pared abdominal y el tronco a la hora de realizar las técnicas mencionadas. En esta línea, Stecco [43] manifestó que la fascia profunda es la última capa conectiva antes de entrar en contacto con la estructura somática -es decir, huesos y músculos-, el sistema visceral y el vascular. Dicha

fascia, se caracteriza por varios niveles de tejido conectivo laxo, así como por la presencia de un sistema vascular y linfático bien desarrollado con numerosos corpúsculos a cargo de la propiocepción, entre los que se destacan los de Ruffini y Pacini. Además, atendiendo a los postulados de Schleip [44], la estimulación manual de estas terminaciones sensoriales ubicada en las fascias conduce a cambios de tono en las unidades motoras que están mecánicamente vinculadas al tejido debajo de la mano del terapeuta. El autor, sugiere que al menos algunas de estas respuestas son principalmente reguladas por el sistema gama generando un cambio en el tono muscular, resultando de particular interés los órganos de Ruffini con su alta capacidad de respuesta a la presión tangencial y su amplia red de receptores intersticiales.

Sobre la base de la presión tangencial, es que se podrían justificar los mayores efectos de la técnica de stretching en relación con la de energía muscular. En otras palabras, tal y como fue mencionado en apartados anteriores, a diferencia de los efectos producidos por la técnica de energía muscular, las estructuras involucradas por la fijación manual del terapeuta en la técnica de stretching, reciben un estímulo de presión tangencial al ser fijadas en dirección supra retro púbica.

Por su parte, Langevin y cols. [45] verificaron el mecanismo de mecanotransducción en vivo, es decir, que al aplicar un estrés mecánico fue inducido un cambio en la morfología celular. Sin embargo, los autores

encontraron que los fibrocitos respondieron recién transcurridas dos horas.

En relación a los hallazgos del presente estudio, los efectos de la mecanotransducción referidos por Langevin y cols, no podrían abonar a la justificación de los efectos inmediatos aquí observados. Sin embargo y en línea con nuestros hallazgos, Barnes [46] asegura que cuando se realiza una liberación miofascial, la respuesta se siente entre los 90 a 120 segundos, y por lo tanto cualquier adaptación de matriz iniciada por un cambio en el estrés mecánico aparentemente toma demasiado tiempo en ocurrir como para explicar los beneficios inmediatos observados en las terapias manuales del tipo miofascial.

Por el contrario, son numerosos los autores que proponen como mecanismo de incremento del ROM, los cambios en la viscoelasticidad de los tejidos, luego de la aplicación de una maniobra o de un plan de elongación [47], incluso discutiendo cualquier influencia neural al aumento de la flexibilidad muscular [48].

Con el objetivo de someter a prueba las hipótesis mencionadas anteriormente, Ballantyne [49] desarrolló un estudio para explicar los efectos inmediatos de la técnica de energía muscular informando que no hay cambios en la viscoelasticidad inmediatamente después de la realización de la técnica. Si bien el autor sostiene que el mecanismo por el cual explicar los efectos de las técnicas de energía muscular sigue sin entenderse de manera absoluta, concluye que el verdadero mecanismo por el cual justificar sus efectos inmediatos podría ser el neurofisiológico.

En este sentido Kuchera [50] propone que los resultados obtenidos por las técnicas de energía muscular se deben a los mecanismos neurofisiológicos, atribuyéndole la respuesta inhibitoria en el tono muscular, a las vías mediadas por el estiramiento de los órganos tendinosos de Golgi.

En esta línea, Smith y Fryer [51] coinciden con Ballantyne [16] en que el mecanismo a través del cual se producen estos efectos puede ser neurofisiológico. No obstante, añaden que en dicho proceso también podría estar implicado otro mecanismo como la deformación mecánica y plástica de la fascia.

Las técnicas utilizadas como intervención en el presente estudio poseen el componente de activación muscular voluntaria. Esto podría atribuirles cierto valor terapéutico extra, ya que como fue ampliamente expuesto, el tejido miofascial responde mejor a las técnicas de contracción-relajación que a las técnicas de stretching pasivas, cuando se trata de aumentar la flexibilidad muscular [52,53].

Atendiendo a estos hallazgos, Schleip [23] desarrolló el modelo de la dinámica de la plasticidad fascial al utilizar la manipulación de los tejidos blandos, relacionando el Sistema Nervioso Central, el Sistema Nervioso Autónomo y la anatomía de la fascia. Al igual que los hallazgos anteriores, el autor arriba a la conclusión de que los cambios en la relajación tisular experimentada durante la aplicación de la técnica se deben a este mecanismo neurofisiológico.

A la luz de las investigaciones sobre la temática, la explicación de los resultados obtenidos en el presente trabajo, por el momento solo pueden ser inferidos de la siguiente manera: En lugar de pensar en cambios estructurales y viscoelásticos del tejido conectivo, la respuesta inmediata del tejido abordado por las técnicas utilizadas en este estudio, se pondrían de manifiesto a través de respuestas neurofisiológicas.

Además de la potencial respuesta aportada por la activación muscular voluntaria, dichas respuestas neurofisiológicas estarían mediadas por mecano receptores involucrados en el sistema miofascial. Cobrarían relevancia los órganos tendinosos de Golgi, agregándose las respuestas mediadas por los corpúsculos de Rufini y Pacini cuando pensamos en la técnica de stretching activo con fijación específica. Por lo antedicho, se infiere que la estimulación dérmica y miofascial aportada por la fuerza mecánica tangencial de la toma podría estimular este circuito. De esta manera quedarían justificadas las diferencias en la magnitud del ROM entre las técnicas utilizadas en el trabajo aquí desarrollado, aunque estas no sean estadísticamente significativas.

A pesar de lo expuesto anteriormente, Langevin [54] asegura que se sabe muy poco aún acerca de la integración de las señales aferentes provenientes del tejido fascial, por lo tanto, en la actualidad aun no podemos explicar fehacientemente los mecanismos por los cuales justificar los resultados obtenidos.

Referencias

1. Engsborg JR, Lenke LG, Reitenbach AK, Hollander KW, Bridwell KH, Blanke K. Prospective evaluation of trunk range of motion in adolescents with idiopathic scoliosis undergoing spinal fusion surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(12):1346-54. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12065985>
2. Esola, Marcia A. MS, PT; McClure, Philip W. MS, PT; Fitzgerald, G. Kelley MS, PT; Siegler SP, Author. Analysis of Lumbar Spine and Hip Motion During Forward Bending in Subjects With and Without a History of Low Back Pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996;21(1):71-8.
3. Fenety A KS. Isokinetic trunk strength and lumbosacral range of motion in elite female field hockey players reporting low back pain. *Orthop Sport Phys Ther*. 1992;16:129-135.
4. Torrontegui Ronco, E., Martínez de Quel Pérez, O., López Adán E. El uso de la información visual en situaciones de limitación temporal en deportistas de élite de taekwondo.
5. Gajdosik RL, Albert CR, Mitman JJ. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994;20(11):213-9.
6. Elizabeth Blesedell Crepeau, Ellen S. Cohn BABS. Willard & Spackman. *Terapia Ocupacional*. In: Willard & Spackman *Terapia Ocupacional*. 2011:615-33.

7. Kapanji, A.I, Fallis AG. Kapanji Kapandji - Fisiología Articular Tomo 1 6ed. Vol. 53, J. Chem. Inf. Model. 2006:367 p.
8. McKenzie R, May S. The lumbar spine: mechanical diagnosis and therapy. Spinal publications Ltd. 2003:236 p.
9. Schwab WA AAO. Principles of manipulative treatment—low back problem. Carmel, CA; 1965:90-94 p.
10. Kuchera ML. Osteopathic manipulative medicine considerations in patients with chronic pain. J Am Osteopath Assoc. 2005;105(9 Suppl 4):S29-36.
11. Stief F, Meurer A, Wienand J, Rauschmann M, Rickert M. Has a Mono- or Bisegmental Lumbar Spinal Fusion Surgery an Influence on Self-Assessed Quality of Life, Trunk Range of Motion, and Gait Performance? Spine (Phila Pa 1976). 2015;40(11):E618-26. <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00007632-201506010-00011>
12. Chen J, Wang J, Wang B, Xu H, Lin S, Zhang H. Post-surgical functional recovery, lumbar lordosis, and range of motion associated with MR-detectable redundant nerve roots in lumbar spinal stenosis. Clin Neurol Neurosurg. 2016;140:79-84. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clineuro.2015.11.016>
13. Wilke HJ, Drumm J, Häussler K, Mack C, Steudel WI, Kettler A. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure. Eur Spine J. 2008;17(8):1049-56.
14. Hernandez-Reif M, Field T, Krasnegor J, Theakston H. Lower back pain is reduced and range of motion increased after massage therapy. Int J Neurosci. 2015;106(3-4):131-45.
15. Yoshida A, Kahanov L. The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. Res Sport Med. 2007;15(2):103-12. <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/15438620701405206>
16. Sekendiz B, Altun Ö, Korkusuz F, Akin S. Effects of Pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. J Bodyw Mov Ther. 2007;11(4):318-26.
17. Freimann T, Merisalu E, Pääsuke M. Effects of a home-exercise therapy programme on cervical and lumbar range of motion among nurses with neck and lower back pain: a quasi-experimental study. BMC Sports Sci Med Rehabil [Internet]. 2015;7(1):31. <http://www.biomedcentral.com/2052-1847/7/31>
18. Jordan A, Bendix T, Nielsen H, Hansen FR, Host D, Winkel A. Intensive training, physiotherapy, or manipulation for patients with chronic neck pain. A prospective, single-blinded, randomized clinical trial. Spine (Phila Pa 1976). 1998;23(3):311-8;discussion 319.
19. Chiu TTW, Lam T-H, Hedley AJ. A randomized controlled trial on the efficacy of

- exercise for patients with chronic neck pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(1):E1-7.
20. Castro-Sánchez AM, Lara-Palomo IC, Matarán-Peñarrocha GA, Fernández-De-Las-Peñas C, Saavedra-Hernández M, Cleland J, et al. Short-term effectiveness of spinal manipulative therapy versus functional technique in patients with chronic nonspecific low back pain: A pragmatic randomized controlled trial. *Spine J*. 2016;16(3):302-12.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2015.08.057>
21. Ingber DE. Tensegrity and mechanotransduction. *J Bodyw Mov Ther*. 2008;12(3):198-200.
22. Ingber DE. Tensegrity: The Architectural Basis of Cellular Mechanotransduction. *Annu Rev Physiol*. 1997;59(1):575-99.
<http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.physiol.59.1.575>
23. Schleip R. Fascial plasticity-a new neurobiological explanation: Part 1. *J Bodyw Mov Ther*. 2003;7(1):11-9.
<http://www.somatics.de/schleip2003.pdf>
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859202000670>
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859202000670>
24. Simmonds N, Miller P, Gemmell H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *J Bodyw Mov Ther*. 2012;16(1):83-93.
25. Parsons J, Marcer N. Osteopatía, Modelos de diagnóstico, tratamiento y práctica. Española. Vol. XXXIII. Barcelona: Elsevier España. 2007: 1-331 p.
26. Lenehan KL, Fryer G, McLaughlin P. The effect of muscle energy technique on gross trunk range of motion. *J Osteopath Med*. 2003; 6(1):13-8.
27. Norris BS, Olson SL. Concurrent validity and reliability of two-dimensional video analysis of hip and knee joint motion during mechanical lifting. *Physiother Theory Pract* [Internet]. 2011;27(7):521-30.
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09593985.2010.533745>
28. Womersley L, May S. Sitting Posture of Subjects With Postural Backache. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006;29(3):213-8.
29. MacDermid J, Sinden K, Jenkyn T, Athwal G, Birmingham T, Khadilkar L. An analysis of functional shoulder movements during task performance using Dartfish movement analysis software. *Int J Shoulder Surg*. 2014;8(1):1.
<http://www.internationalshoulderjournal.org/text.asp?2014/8/1/1/131847>
30. Alexander EJ, Andriacchi TP. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech*. 2001;34(3):355-61.
31. Pal P, Milosavljevic S, Sole G, Johnson G. Hip and lumbar continuous motion characteristics

- during flexion and return in young healthy males. *Eur Spine J.* 2007;16(6):741-7.
32. Burns DK, Wells MR. Gross range of motion in the cervical spine: the effects of osteopathic muscle energy technique in asymptomatic subjects. *J Am Osteopat Assoc.* 2006;106(3):137-42.
33. Brooks WJ, Patterson MM, Wagner E, Hardigan P. Cervical spine bending: A factor confounding whole trunk and lumbar forward bending range of motion. *J Am Osteopath Assoc [Internet].* 2012;112(7):429-36. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84864077194&partnerID=tZOtx3y1>
34. Jayaraman G, Nazre AA, McCann V, Redford JB. A computerized technique for analyzing lateral bending behavior of subjects with normal and impaired lumbar spine. A pilot study. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994;19(7):824-32.
35. McCollam RL, Benson CJ. Effects of Postero-Anterior Mobilization on Lumbar Extension and Flexion. *J Man Manip Ther.* 1993;1(4):134-41. <http://www.maneyonline.com/doi/abs/10.1179/jmt.1993.1.4.134>
36. Schenk R, MacDiarmid A, Rousselle J. The Effects of Muscle Energy Technique on Lumbar Range of Motion. *J Man Manip Ther.* 1997;5(4):179-83. <http://www.maneyonline.com/doi/abs/10.1179/jmt.1994.2.4.149>
37. Larson DJ, Brown SHM. The effects of trunk extensor and abdominal muscle fatigue on postural control and trunk proprioception in young, healthy individuals. *Hum Mov Sci.* 2018;57(October 2017):13-20. <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945717303172>
38. P. T. Selected fascial aspects of osteopathic practice. *J Bodyw Mov Ther.* 2012;16(4.):503-519.
39. Bordoni B, Zanier E. The Continuity of the Body: Hypothesis of Treatment of the Five Diaphragms. *J Altern Complement Med.* 2015;21(4):237-42. <http://online.liebertpub.com/doi/10.1089/acm.2013.0211>
40. Bordoni B, Zanier E. Anatomic connections of the diaphragm: Influence of respiration on the body system. *J Multidiscip Healthc.* 2013;6:281-91.
41. Carvalhais VO, Ocarino Jde M, Araújo VL, Souza TR, Silva PL F ST. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *J Biomech.* 2013;46(5):1003-1007.
42. Stecco A, Antonio S, Gilliar W et al. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17(4):512-517.
43. Stecco C, Tiengo C, Stecco A et al. Fascia redefined: anatomical features and technical

- relevance in fascial flap surgery. *Surg Radiol Anat.* 2013;35(5):369-376.
44. Schleip R. Fascia as a Sensory Organ A Target of Myofascial Manipulation. *Title Dyn Body Explor Form, Expand Funct.* 2011;137-64.
45. Langevin, H.M., Bouffard, N.A., Badger, G.J., Iatridis JC, Howe AK. Dynamic fibroblast cytoskeletal response to subcutaneous tissue stretch ex vivo and in vivo. *Am J Physiol Cell Physiol.* 2005;288:747-56.
46. Barnes MF. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. *J Bodyw Mov Ther.* 1997;1:231-8.
47. Halbertsma JP, Mulder I, Goeken LN EW. Repeated Passive Stretching: Acute Effect on the Passive Muscle Moment and Extensibility of Short Hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80:407-413.
48. Taylor DC, Dalton JD, Seaber AV GW. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching. *Am J Sport Med.* 1990;18(3):300-309.
49. Ballantyne, F., Fryer, G., McLaughlin P. The effect of muscle energy technique on hamstring extensibility: the mechanism of altered flexibility. *J Osteopath Med.* 2003;6:59-63.
50. Kuchera WA KM. *Osteopathic Principles in Practice.* 2nd ed. Kirksville, Missouri: KCOM Press. 1992.
51. Smith, M., Fryer G. A comparison of two muscle energy techniques for increasing flexibility of the hamstring muscle group. *J Bodyw Mov Ther.* 2008;12:312-317.
52. Wallin D, Ekblom B, Grahn R NTI in muscle flexibility. Improvement in muscle flexibility. A comparison between two techniques. *Am J Sport Med.* 1985;13(4):263-8.
53. Handel M, Horstmann T, Dickhuth HH GR. Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. *J Appl Physiol.* 1997;76:400-8.
54. Langevin HM. Connective tissue: A body-wide signaling network? *Med Hypotheses.* 2006;66:107.

Recibido: Octubre, 2021 • Aceptado: Noviembre, 2021