



**Universidad
Andrés Bello®**

Facultad de Ciencias de la Rehabilitación

Escuela de kinesiología

**EVALUACIÓN DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL MÚSCULO TIBIAL
ANTERIOR, TRAS UNA INTERVENCIÓN DE TERAPIA MANUAL
ORTOPÉDICA A NIVEL LUMBAR EN HOMBRES SANOS DE 19 A 25 AÑOS
PERTENECIENTES A LA CARRERA DE KINESIOLOGÍA DE LA
UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO: UN ESTUDIO EXPERIMENTAL.**

Tesis de pregrado para optar al grado de licenciado en Kinesiología

Autores:

Mirko Briones Góngora, Ingrid Flores Medina.

Katherine Manzano Barahona, Javiera Oyarce González.

Profesor Guía: Leonidas Arias Poblete.

Santiago de Chile, 2017

AGRADECIMIENTOS

Este proceso ha significado para nosotros como grupo mucho tiempo y dedicación en donde hemos puesto lo mejor de nosotros. Es por esto que queremos agradecer en primera instancia a cada uno de los integrantes del grupo que formamos parte de este proceso por nuestra responsabilidad, perseverancia, paciencia, alegría, entusiasmo y por las inquietudes que fueron apareciendo, que nos permitieron luchar para lograr la meta.

A Dios, por unirnos en esto y por darnos la capacidad de enfrentar cada una de las dificultades que se presentaron en el camino además de la fortaleza para aceptar críticas y para seguir.

A nuestras familias, por estar ahí a diario dándonos fuerza y el apoyo necesario para levantarnos día a día, por darnos mucho amor en momentos de estrés por entendernos cuando no existían ganas y por ser quienes son y que gracias a ellos somos unas muy buenas personas hoy en día.

Nuestros amigos por cada momento de alegría que nos entregaron frente a días difíciles y cada palabra de aliento.

Por último, a nuestro profesor guía, quien nos acompañó en ese proceso, aportándonos con su conocimiento teórico, práctico y sobre todo en el apoyo afectivo. De igual forma y no menos importante al profesor que nos ayudó con las mediciones de nuestra investigación.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	2
RESUMEN	6
1. INTRODUCCIÓN	8
1.1. Problema de Investigación	8
1.2. Pregunta de Investigación	11
1.2.1. Delimitación	11
1.3. Objetivos	12
1.3.1. Objetivo General	12
1.3.2. Objetivos Específicos	12
2. MARCO TEÓRICO	12
2.1. Terapia Manual Ortopédica	13
2.1.1 Definición de la Terapia Manual Ortopédica	13
2.1.2 Contexto Histórico	14
2.1.3. Principios de la Terapia Manual Ortopédica	16
2.1.4. Efectos de la Terapia Manual Ortopédica	17
2.1.5. Placebo	22
2.2. Control Motor	24
2.2.1. Transición de Sedente a Bípedo	25
2.3. Electromiografía de Superficie	27
3. MARCO METODOLOGICO	30
3.1. Diseño Metodológico	30
3.2 Población y Muestra	31
3.3 Aspectos éticos de la investigación	32
3.3.1 Conocimiento médico científico	32
3.3.2 Principios bioéticos	32
3.3.3. Conflicto de Interés	34
3.4 Variables	34
3.5 Hipótesis	35
3.6 Materiales y métodos	36

3.6.1. Materiales.....	36
3.6.2 Recolección de datos y medición.....	37
3.6.3 Estandarización de la transición sedente-bípedo.....	39
3.7.1. Técnica para el análisis de la Información.....	39
3.7.3 Análisis de los datos.....	42
4. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN	44
4.1. Porcentajes de activación electromiográfica	45
4.2. Amplitud de activación electromiográfica.....	46
5. DISCUSIÓN	48
6. CONCLUSIÓN	51
Anexos	58
Anexo 1.- Carta Gantt.....	58
Anexo 2.- Consentimiento Informado.....	59
Anexo 3.- Aprobación de Comité de ética SSMO.....	64
Anexo 4.- Cuestionario	66
Anexo 5.- Recomendaciones para la ubicación de sensores en la musculatura de extremidad inferior y pie.	68

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

Tabla N°1: Diseño de pre-prueba y post-prueba con grupo control.	30
Tabla N°2 Criterios de inclusión y exclusión.	31
Tabla N°3: Tabla de variables para la medición del estudio.	34
Tabla N°4. Materiales requeridos para la correcta ejecución de la medición de campo.	36
Figura N°1: Primer procesamiento de la señal electromiográfica	40
Figura N°2: Segundo procesamiento de la señal electromiográfica.....	41
Tabla N°5: Promedio y desviación estándar para IMC y edad para el grupo experimental.	44
Tabla N°6: Promedio y desviación estándar para IMC y edad para el grupo control.	44
Tabla N°7: Porcentajes de activación electromiográfica y desviación estándar del músculo.....	45
Tabla N°8: Valor t para dos muestras independientes referente a los porcentajes de activación electromiográfica.....	45
Tabla N°9: Amplitud de activación electromiográfica y desviación estándar del músculo tibial anterior.	46
Tabla N°10: Valor t para dos muestras independientes referente a la amplitud de activación electromiográfica.....	47

RESUMEN

Introducción: La presente investigación, tuvo por objetivo evaluar los cambios electromiográficos en el músculo tibial anterior a partir de una técnica de Alta Velocidad y Baja Amplitud (High Velocity and Low Amplitud-HVLA) a nivel lumbar, se recolectaron los datos electromiográficos durante la transición sedente-bípedo, de manera previa y subsecuente a la aplicación de una manipulación (grupo experimental).

Metodología: Estos datos, fueron contrapuestos con aquellos pertenecientes al grupo control, quienes, recibieron la aplicación de la simulación de una técnica de TMO como placebo. El procedimiento se llevó a cabo en el laboratorio de Análisis de Movimiento Humano de la Universidad Andres Bello (UNAB) Casona de las Condes, edificio C5, considerando como participantes a 20 estudiantes de la sección de Kinesiología y Movimiento Humano II (KYMII). Las variables consideradas fueron tiempo de activación y amplitud de la señal y el análisis de datos se realizó en el software MatLab© versión 8.03.

Resultados: Los resultados obtenidos, de acuerdo a la variable tiempo de activación del músculo tibial anterior, muestra que la actividad post intervención en el grupo experimental es mayor en un 8% a la del grupo control y al realizar el análisis estadístico inferencial se demuestra que estos cambios son estadísticamente significativos ($p < 0.05$). Sin embargo, para la variable amplitud no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, entre los grupos analizados.

Discusión: Todas las alteraciones observadas en las variables pueden estar atribuidas a una variabilidad del movimiento desde el punto de vista del control motor, donde, podría influir la autoimposición de mejorar la ejecución del movimiento tras la aplicación de la técnica manual o la técnica placebo. Por otra parte, el cambio a nivel del porcentaje de activación puede responder a los efectos biomecánicos y neurofisiológicos.

Conclusión: Es necesario elaborar nuevas investigaciones y objetivar la evidencia en base a los beneficios de la terapia manual en usuarios con

deficiencias estructurales y funcionales, lo cual puede en un futuro dar paso a una mayor utilización de estas técnicas como una opción terapéutica de bajo costo y mayor accesibilidad para las personas.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Problema de Investigación.

Históricamente la Terapia Manual ha sido utilizada como una alternativa de intervención y tratamiento de patologías relacionadas con la disfunción de estructuras axiales y apendiculares, buscando como objetivo restaurar el movimiento y la normalización de la fisiología del sistema músculo-esquelético y neural [1,2,3], dentro de las técnicas utilizadas en terapia manual encontramos la Terapia de Manipulación Espinal (TME). En una revisión sistemática de la literatura realizada el 2012 en Inglaterra, tras la revisión de 96 artículos relacionados con el uso de la manipulación espinal en tiempo, lugar y población, se concluyó que desde los años 80 hasta el año 2010 ha ido en aumento pasando de un 4% en 1980, a un 6-12% en el año 2007, este incremento se ha reflejado principalmente en América del Norte (EE.UU y Canadá), Europa (Inglaterra, Gran Bretaña, Italia), Japón y Australia [4], derivado de problemas de salud asociados a dolor de cuello agudo, dolor de espalda baja y el alivio por parte de los usuarios en los que se ha utilizado dicha técnica [5].

En aspectos clínicos y deportivos, los pacientes han informado satisfacción o de excelente utilidad la manipulación espinal en el manejo del dolor y la disfunción [3,4,6]. Sin embargo, al ser una interpretación desde la perspectiva del usuario y considerando que la herramienta de medición fue la Escala Visual Análoga (EVA), no permite objetivar la eficacia de ésta por sí sola, por lo que ha sido materia de investigación en los últimos años la comprobación de los efectos a nivel músculo-esquelético y su significancia clínica. Varios de los estudios se han centrado en la evaluación del comportamiento de la musculatura erectora de columna y el patrón electromiográfico de la musculatura implicada, analizando los efectos de la manipulación espinal en “dolor de espalda baja” o dolor lumbar y el “dolor de cuello” o dolor cervical, ya que ambas se encuentran dentro de las patologías más frecuentes en la sociedad actual [7].

En este contexto se ha utilizado la electromiografía de superficie, como herramienta de evaluación, buscando ponderar los cambios electrofisiológicos de la actividad muscular evocada post manipulación espinal [8]. Los cambios a corto plazo a nivel electromiográfico son conocidos, tras una revisión sistemática realizada el año 2011 por Joel G. Pickar en el Centro de Investigación Quiropráctica de Palmer, Estados Unidos, se encontró evidencia del desencadenamiento de reflejos musculares paraespinales y excitabilidad de la neurona motora tras una manipulación espinal en distintas regiones de la columna vertebral (cervical, torácica, lumbar y sacroilíaca) evidenciándose un aumento en la actividad electromiográfica paraespinal en un patrón de movimiento relacionado con la región manipulada [8]. Según un estudio realizado por Herzog en 1999 y posteriormente confirmado por Colloca y Keller en el año 2001 en pacientes con lumbalgia sintomática, se evidenció que las latencias de la respuesta electromiográfica tienen lugar al cabo de 50 - 200 ms tras aplicado el impulso manipulativo, sin embargo, el efecto de la manipulación vertebral sobre la actividad muscular paraespinal no es solo excitador. Suter et al. en un estudio realizado en 1994 en un paciente sintomático con actividad muscular espontánea en las vértebras torácicas evidenció una disminución de la actividad EMG paraespinal al cabo de 1 segundo post manipulación espinal torácica [8].

Los efectos de la manipulación espinal sobre la actividad somatomotora pueden ser muy complejos de explicar, ya que, como se mencionó anteriormente puede tener efectos excitadores e inhibidores. Uno de los puntos de discusión está en que los estudios mencionados se realizaron en individuos sintomáticos o asintomáticos, pero no en ambos. La paradoja en los resultados anteriormente presentados podría cambiar si los futuros estudios se realizarán en individuos sintomáticos frente a los asintomáticos y sobre lugares anatómicos con signos cuantificados clínicamente [8].

Estos efectos sobre la actividad electromiográfica espinal se pueden asociar con aumento de la fuerza muscular tras esta intervención. Keller y Colloca, evaluaron la actividad electromiográfica, donde demostraron que la fuerza isométrica

vertebral erectora aumentó después de una manipulación vertebral comparada con una simulada [3,4,8,9,10,11]. Si bien en la literatura consultada se han desarrollado estudios de la manipulación espinal a nivel lumbar, no se ha podido comprobar el efecto concreto que existe a nivel de extremidad inferior. Se han descrito cambios a nivel reflejo (tanto en la disminución de la magnitud en el reflejo “H” como en el reflejo “T”) y a nivel motor, de acuerdo al estudio realizado por Suter et al. en el año 2000 en pacientes sintomáticos con disfunción de la articulación sacroilíaca, gonalgia anterior y pruebas de inhibición motora de los músculos extensores de rodilla, se demostró que tras una manipulación espinal sacroilíaca, disminuyó significativamente la inhibición de los extensores de la rodilla en el lado del cuerpo en donde se aplicó la intervención [12].

De acuerdo a lo anteriormente descrito, genera cierto grado de incertidumbre el no conocer los efectos concretos de la manipulación espinal lumbar, ya que, como se mencionó pueden ser de carácter facilitador o inhibidor en aspectos como el dolor, función motora y refleja, presentando una dificultad al momento del abordaje clínico en problemas de salud relacionados con la columna vertebral, más aún si su uso terapéutico va en aumento. Por otro lado, es importante conocer los efectos electromiográficos de la manipulación espinal en un determinado nivel vertebral y si se generan efectos sobre la musculatura inervada por estructuras nerviosas que se relacionan con el segmento movilizado, de esta forma se podrían implementar tratamientos basados en este tipo de intervención de bajo costo y de forma segura, evitando riesgos en la modulación de la actividad muscular en una zona distante al área intervenida. Dicho esto, se proponen evaluar los efectos electrofisiológicos de la TMO a nivel de la musculatura de extremidad inferior (Tibial anterior), relacionada con el segmento vertebral a movilizar (L4 – L5), estableciendo como variable independiente la intervención, ya sea la manipulación vertebral de alta velocidad y baja amplitud o la simulación de la técnica, y como variables dependientes la amplitud de la señal y los porcentajes de activación muscular, logrando obtener conclusiones atingentes para aportar en la entrega de los efectos de la terapia manual.

1.2. Pregunta de Investigación.

¿Cuánto varía el efecto en la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, después de una intervención de terapia manual ortopédica a nivel lumbar, evaluado en sujetos sanos entre 19 y 25 años de la Universidad Andrés Bello, y analizado durante el mes de diciembre de 2016?

1.2.1. Delimitación.

1.2.1.1. Espacial.

El estudio y la recolección de datos se realizaron en el laboratorio de análisis de movimiento humano de la Universidad Andrés Bello, en la sede de Santiago, Casona de Las Condes, edificio C-5, sala 005.

1.2.1.2. Cronológica.

El estudio se llevó a cabo desde marzo de 2015 a enero del año 2017 (Ver anexo 1).

1.2.1.3. Conceptual.

La investigación centró su análisis teórico, en tres grandes ejes temáticos; terapia manual, electromiografía (EMG) y transición sedente a bípedo.

1.3. Objetivos.

1.3.1. Objetivo General.

Evaluar el efecto de la manipulación lumbar, sobre la actividad electrofisiológica del músculo tibial anterior durante la transición sedente-bípedo, analizado en sujetos sanos pertenecientes a la carrera de Kinesiología de la Universidad Andrés Bello.

1.3.2. Objetivos Específicos.

- a. Analizar los porcentajes de activación electromiográficos del músculo tibial anterior, durante la transición sedente-bípedo, en sujetos adultos sometidos a manipulación lumbar, en un grupo control y experimental.
- b. Analizar la amplitud de activación electromiográfica del músculo tibial anterior, durante la transición sedente-bípedo, en sujetos adultos sometidos a manipulación lumbar, en un grupo control y experimental.

1.3.3 Hipótesis Científica.

La actividad eléctrica del músculo tibial anterior se modifica en relación a las variables de porcentaje y amplitud de activación tras una intervención de terapia manual durante la transición sedente bípedo en estudiantes de género masculino, sanos, de entre 19 y 25 años, pertenecientes la asignatura de “Kinesiología del Movimiento Humano II” de la Universidad Andrés Bello en el año 2016.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. Terapia Manual Ortopédica.

2.1.1 Definición de la Terapia Manual Ortopédica.

La terapia manual es un área de tratamiento ampliamente utilizada por la medicina física para tratar los trastornos músculo-esqueléticos, dentro de las intervenciones consideradas en esta área están el manejo de tejido blando, movilización articular pasiva o activa, tracción manual y las manipulaciones articulares [13]. Si bien, los términos como terapia manual, movilización y manipulación se han utilizado muchas veces como sinónimos, ya a inicios del año 2007 se comenzó a buscar una forma de estandarizar la terminología de la terapia manual [14]. Otros autores consideraban diferencias entre ellas, señalando así que la movilización articular es una forma de terapia manual que implica movimientos pasivos de baja velocidad dentro o en el límite del rango articular de movimiento (ROM), mientras la manipulación articular comprende un empuje de alta velocidad para una articulación de manera que se fuerza la articulación brevemente más allá del ROM fisiológico, considerando así una baja amplitud [15].

Según la International Federation of Orthopaedic Manipulative Physical Therapists (IFOMPT) en Marzo del año 2004, define la terapia manual ortopédica como un “área especializada de fisioterapia para el manejo de afecciones neuromusculoesqueléticas, basadas en el razonamiento clínico, utilizando enfoques de tratamiento altamente específicos incluyendo técnicas manuales y ejercicios terapéuticos que es impulsada por la evidencia científica y clínica disponible dentro del marco biopsicosocial de cada paciente individual”[16].

Este tipo de intervención no sólo se ha considerado para los personas con trastornos ortopédicos, tomando en cuenta también afecciones en el déficit del

sistema nervioso central, sin embargo, ha sido bastante criticado por no utilizar los estudios adecuados para dar respuesta a la eficacia claramente establecida de la terapia manual frente al alivio de los síntomas músculos esqueléticos, no obstante, en un estudio realizado por Richard P. D Fabio en 1992 presentó pruebas claras para justificar el uso de la terapia manual, en particular la manipulación, en el tratamiento de pacientes con dolor de espalda [15]. Además, con respecto a los eventos adversos graves la probabilidad de riesgo es muy baja dentro de este tipo de intervención según una revisión sistemática realizada por Dawn Claer publicada en el año 2010 [13].

2.1.2 Contexto Histórico.

La terapia manual osteopática tuvo sus primeros indicios en la antigüedad de los pueblos Chinos (3300-3200 a. C) y Egipcios (3500-1600 a.C.) sin fines terapéuticos, y su utilización como intervención curativa se evidenció en la Grecia Antigua con la propuesta de Hipócrates (460-375 a.C.) y su tratado sobre articulaciones y técnicas netamente manuales y/o el uso de instrumentos para la realización de éstas, más tarde Galeno médico y filósofo griego (131-202 a.C.), profundizó lo propuesto por Hipócrates en la antigua Grecia, describiendo e ilustrando técnicas, principalmente indirectas, de manipulación sobre la región raquídea. A partir de esto, tras varios siglos y posterior a la caída del Imperio Romano, el persa Avicena (980-1037 d.C.) recopiló los conocimientos médicos indios, griegos y árabes de la época, también basado en los conceptos de Hipócrates, escribió la enciclopedia *Canon de la Medicina* y se enfocó en el tratamiento de las vértebras desplazadas [17].

Durante la Edad Media el oscurantismo religioso no permitió por varios siglos nuevos avances en esta materia, probablemente por favorecer la utilización de medicamentos o la creencia en que Dios era la fuente de sanación de toda enfermedad, además, bajo el periodo Louis XV la utilización de cirugía como método de rehabilitación provocó un rechazo a los tratamientos manuales

dejándolos fuera de la profesión médica, sin embargo, en el Renacimiento reaparece el interés por estos procedimientos terapéuticos. Ambrosio Paré (1510-1590) cirujano francés, propuso el uso de la tracción y la manipulación en el tratamiento de las desviaciones vertebrales. En 1656 el inglés Friar Thomas publicó *The complete bone-setter* donde describió técnicas de manipulación periférica [17].

La terapia manual experimentó una amenaza potencial en el desarrollo de la disciplina durante la época moderna, donde médicos y cirujanos en el siglo XVIII perdieron interés por este tipo de intervención, las causas de esto son desconocidas, pero se cree que fue por la ineficacia, la ausencia de sentido crítico y el riesgo del tratamiento en la columna vertebral debilitada en enfermedades como la tuberculosis. En este contexto de curanderismo aparecen los denominados sobanderos, quienes perpetuaron el uso de la terapia manual, pero sólo de generación en generación como un secreto muy bien guardado, ellos planteaban que un hueso que se encontraba en una mala posición generaba dolor músculo-esquelético asociado a la estructura y que podía aliviarse mediante una manipulación vertebral que corregía tal desalineamiento [18]

Un cirujano británico llamado James Paget (1814-1899), planteó que los médicos podían aprender de las técnicas realizadas por los sobanderos y modificar los errores con el fin de obtener mayor éxito en la terapia, sin embargo, la comunidad médica todavía no apreciaba los beneficios otorgados por la manipulación en su conjunto. Incluso el mismo Paget atribuía el éxito de las terapias más a la suerte que a la habilidad y se refería a menudo como “enemigos” a aquellos que aplicaban estas técnicas. Una notable excepción a la época fue el médico Wharton Hood (1833- 1916), quien, guiado por un sobandero, describió la seguridad y los beneficios de esta práctica, publicándolo posteriormente [19].

En el siglo XX la manipulación osteopática vuelve a tomar mayor importancia tras los conceptos y aportes entregados por Cyrax, Kaltenborn-Evjenth, Maltland,

Mackenzie, Mulligan, Elvey, Butler y Schacklock, estos términos y enfoques de evaluación han sido ampliamente utilizados hasta la actualidad. A partir de 1960 nace la necesidad de agrupar, organizar y cohesionar los conocimientos y la práctica de la terapia manual, que dio lugar a la International Federation of Orthopaedic Manipulative Therapists (IFOMT) en 1974, hoy en día denominada IFOMPT (International Federation of Orthopaedic Manipulative Physical Therapists), tiene como objetivo la excelencia clínica fisioterapéutica de los especialistas en el ámbito neuromusculoesquelético [18].

2.1.3. Principios de la Terapia Manual Ortopédica.

La terapia manual utiliza como principios los mecanismos biomecánicos y/o neurofisiológicos. “Los cambios biomecánicos producidos por la manipulación vertebral tienen consecuencias fisiológicas por medio de sus efectos sobre la información sensorial al sistema nervioso central a través de las aferencias de los husos musculares y de los órganos tendinosos de Golgi” [20].

2.1.3.1. Mecanismos Biomecánicos de la Terapia Manual Ortopédica.

Dentro de la manipulación vertebral existen diversas hipótesis acerca de los cambios biomecánicos producidos por ésta. La primera hipótesis es la recuperación de la movilidad de la articulación interapofisiaria y del juego articular; de hecho, entre los temas de discusión se determina que el “objetivo de la manipulación es restablecer el movimiento máximo y libre de dolor al sistema músculo-esquelético” [21].

La terapia manual ortopédica origina cambios biomecánicos, mediante la liberación de los meniscoides atrapados, material discal o adherencias segmentarias y/o una normalización de los segmentos distorsionados, disminuyendo el dolor. Además, el estímulo mecánico puede atenuar las

aferencias nociceptivas de los tejidos paraespinales incluidas la piel, músculos, tendones, ligamentos, carillas articulares y disco intervertebral [20].

Otra hipótesis hace referencia que una alteración biomecánica entre los segmentos vertebrales produce una sobrecarga biomecánica cuyos efectos pueden alterar las propiedades de señalización de forma mecánica o química en los tejidos paraespinales, modificando directamente a la actividad refleja y/o afectando la integración neural central dentro de las reservas neuronales; esto además genera cambios en la actividad somatomotora y visceromotora que se presenta con signos como dolor, malestar, alteración de las funciones musculares o viscerales [20].

2.1.3.2. Mecanismos Neurofisiológicos de la Terapia Manual Ortopédica.

En teoría, la manipulación vertebral cambia el flujo de señales sensoriales en los tejidos paraespinales, mejorando la función fisiológica. Esta descripción presenta una de las bases neurofisiológicas más racionales [20].

2.1.4. Efectos de la Terapia Manual Ortopédica.

2.1.4.1. Efecto sobre los receptores sensoriales de los tejidos paraespinales.

Los aferentes propioceptivos se clasifican en dos grupos; grupo I y II que son, donde se postula que aumenta la movilidad articular luego de una manipulación vertebral generando una descarga de impulsos en las fibras aferentes del huso muscular y de pequeño diámetro (grupo III y IV) que, en último término, silencia las neuronas motoras gamma [22].

En diversos estudios acerca de los aferentes propioceptivos sobre la función vertebral, se indica que las aferencias de los husos musculares de los músculos

multífidos lumbares, contribuyen a posicionar con exactitud la pelvis y las vértebras lumbosacras. Sin embargo, a pesar de que en sujetos sanos existe una reposición precisa de las vértebras lumbosacras, esta capacidad se deteriora producto de la vibración que estimula a los husos musculares y genera una ilusión sensorial, que hace creer que el multífido se distiende, por lo tanto, existe un aumento de la flexión de la columna vertebral, que es mayor que la que tiene en realidad. Por lo tanto, el error de reposicionamiento se producirá debido a la percepción falsa de la posición vertebral. Es interesante destacar que además la capacidad de reposicionamiento lumbosacro está deteriorada en individuos con antecedentes de lumbalgia, incluso en ausencia de vibración. Este hallazgo se asoció con una alteración de las aferencias propioceptivas de los husos musculares [22].

Estudios recientes demuestran que se modifica la descarga de las aferentes de los grupos I y II tras una manipulación vertebral. En una investigación realizada por Pickar y Wheeler, en donde registraron la actividad del huso muscular y del órgano tendinoso de Golgi en los músculos multífidos y dorsal largo, mientras que aplicaban una carga previa, similar a la de una manipulación vertebral lumbar; lo que genera, que las aferentes del órgano tendinoso de Golgi permanezcan silenciosas en reposo y se estimulen frente a la carga. Luego de la manipulación vuelve a su estado en reposo. Por otra parte, los husos musculares en reposo realizaron una descarga mayor con el impulso que con la precarga y se silenciaron 1,3 segundos luego de la manipulación. En tanto el corpúsculo de Pacini responde sólo al impulso manipulativo [23].

2.1.4.2. Efectos sobre el Tejido Neural en el Agujero Intervertebral.

Las raíces nerviosas en el agujero intervertebral (AIV) tienen menor soporte y protección del tejido conjuntivo que un nervio periférico, debido a que la densidad de los canales de Na⁺ es alta produciendo excitabilidad en la raíz dorsal (RD) y el segmento inicial de las células de los ganglios de la raíz dorsal (GRD) [24] [25].

Por ende, son más vulnerables a los efectos de la compresión mecánica. La compresión mecánica de la RD o GRD, además de alterar los potenciales de acción también puede modificar el transporte axoplásmico [25].

2.1.4.3. Efectos sobre la facilitación central.

La facilitación o sensibilización central se genera cuando se produce mayor excitabilidad o al aumento de la respuesta de las neuronas del asta dorsal de la médula hacia las aferencias [20]. Cuando existe un aumento de la actividad neural central espontánea, aumento de la descarga de las neuronas centrales frente una aferencia o modificación de las propiedades de campo receptivo se produce la facilitación central [26].

Estudios realizados por el grupo de Denslow, demostraron que la actividad vertebral erectora ejercida por la presión contra los tejidos paraespinales variaba entre individuos y entre segmentos vertebrales. En la actualidad se tiene conocimiento de que la facilitación central aumenta el campo receptivo de las neuronas centrales [20].

2.1.4.4. Efectos sobre los Reflejos Somato-Somáticos

Según investigaciones realizadas la manipulación vertebral desencadena reflejos musculares paraespinales y altera la excitabilidad de la motoneurona. Luego de una manipulación en pacientes asintomáticos, el grupo de Herzog evidenció que aumenta la actividad electromiográfica paraespinal relacionado con la región que se manipula. Colloca y Keller, en tanto, describieron que este aumento en la actividad electromiográfica se inicia a los 2-3ms y alcanza su máximo a los 50-100 ms [27].

Los efectos sobre la actividad somato-somática de la musculatura para-espinal tras una manipulación pueden generarse por un aumento de la fuerza muscular a través de la facilitación o desinhibición de las vías neurales [20].

De acuerdo a estudios realizados la manipulación genera excitabilidad de las vías motoras de médula espinal y disminuye la información sensorial aferente de los husos musculares, de igual manera según Korr, la manipulación vertebral también aumenta la movilidad articular porque produce una explosión de impulsos en las aferentes de los husos musculares y aferentes de diámetro más pequeño, lo que, en último término, silencia las neuronas motoras g facilitadas [28].

2.1.4.5. Efecto en la Función Muscular Estática.

En un experimento realizado por Leman, donde se aplicó un estímulo doloroso a los participantes, mostrando un aumento de la actividad muscular; seguido a esto se realiza una manipulación espinal evidenciando una disminución de la actividad muscular. Si bien, esta respuesta no fue significativa en todos los grupos musculares los autores de este hallazgo sugirieron que la manipulación vertebral es dependiente del participante y de la situación en la cual se encuentre [29]. Tras otro estudio realizado por Devota en 2005 dio como resultado que una manipulación espinal de alta velocidad y baja amplitud tenía una disminución en sitios musculares tratados [30].

2.1.4.6. Efecto en la Función Muscular Dinámica.

Si bien se han realizado varios estudios en relación a este tema es en el año 2010 cuando Biacaho y cols. realizaron una investigación de la influencia de una manipulación espinal de alta velocidad y baja amplitud en la musculatura paravertebral a nivel de L5 durante una flexión y extensión de tronco, encontrando sólo cambios significativos en la flexión y extensión completa

posterior a la manipulación dando como resultado una disminución de la actividad muscular [31].

Además en un estudio hecho por Marshall y Murphy en el año 2008 donde compararon los cambios en la actividad muscular tras 4 semanas luego de una manipulación espinal, mostrando que si bien hubo incremento positivo de la señal electromiográfica, esto no fue significativo, lo que sus autores sugirieron que estos cambios pueden haber sido producto de una alteración de la excitación de la motoneurona alfa posterior a la manipulación o que los participantes del estudio experimentaron una disminución del dolor dando como resultado una inhibición autoimpuesta al esfuerzo aumentando la actividad muscular [32] [29].

2.1.4.7. Efecto sobre la Activación Muscular a Distancia.

En un estudio realizado por Dunning y Rushton en el año 2009 buscando ver la influencia de una manipulación espinal a nivel cervical, concluyeron que esta manipulación generó un aumento significativo de la actividad muscular en el bíceps braquial al generar una manipulación a nivel C5- C6 tanto del lado derecho como izquierdo con una variación media en reposo de 94.20% y 80.04% respectivamente en la actividad muscular electromiográfica [29].

2.1.4.8. Efectos de la Movilización sobre el Sistema Nervioso Simpático.

Las primeras hipótesis de los efectos terapéuticos de la terapia manual, se basaron en las teorías de los mecanismos de control de la compuerta (Melzack y Wall, 1965), junto con otros efectos biomecánicos (Evans, 2002), con esto se llegó a un acuerdo en general de que la respuesta del sistema nervioso simpático (SNS) comprende áreas mucho más amplias que estas dos teorías. Diversos autores han postulado que la actividad simpática es provocada en un área de la mitad del cerebro, la sustancia gris periacueductal (SGPA). Mientras que otros describieron los efectos mediante las áreas anatómicas para tener en cuenta el

aumento del sistema simpático a través del flujo de salida. Esta teoría se refiere a la colocación anatómica del tronco simpático paravertebral y ganglios de la base (Petersen et al., 1993). Harris y Wagnon (1987) en tanto demostraron que existía un aumento de temperatura de la piel periférica después de la manipulación de las vértebras cervical y lumbar lo que indica la inhibición del SNS; y una disminución de temperatura periférica luego de la manipulación de las vértebras torácicas, demostrando una excitación del SNS. Con todo esto se ofrece una propuesta de un multisistema, en donde la respuesta central se basa en las observaciones de numerosos estudios (Vicenzino et al.,1998; Evans, 2002) que demuestran el aumento de la frecuencia cardíaca (FC), presión arterial (PA) y la frecuencia respiratoria (FR) después de la estimulación de la SGPA mediante una manipulación [33].

Todos estos estudios que fueron seleccionados eran considerados de alta calidad, sin embargo, en un estudio reciente, donde se realizó una revisión sistemática, indicó pruebas convincentes de que las movilizaciones vertebrales provocan una excitación simpática y una participación central mediante una disminución de los umbrales de presión-dolor tras las movilizaciones de la columna cervical. Sin embargo, esta revisión fue limitada a estudios que sólo investigaron segmentos cervicales. Demostrando que existe una ambigüedad en la literatura sobre la respuesta simpática de otras formas de terapia manual, como manipulaciones de empuje HVLA, en diferentes regiones de la columna vertebral ('sesgo regional') (Kappler y Kelso 1984) [33].

2.1.5. Placebo.

El placebo es un término que se utiliza para describir un conjunto de fenómenos que incluyen la historia natural de la enfermedad; expectativas y creencias; sugestionabilidad o la persuasión; interacción entre practicante y el usuario, que conllevan la búsqueda de atención médica y el medio ambiente para su curación, esto influenciando de manera positiva a mejorar el dolor o la condición que lo

afecta. Es por éstas expectativas que se ha cuestionado mucho si la terapia manual tiene efectos terapéuticos más allá del placebo, poniendo en duda el verdadero efecto de esta intervención; tras un estudio realizado por Hannah Lougee, M.Ost, BSc (Hons), D.O, N.D en el año 2012, para clarificar esta situación, donde se contó con la participación de 10 sujetos asintomáticos (sanos sin contraindicaciones o precauciones a la terapia manual, sin antecedentes recientes de dolor de cuello o con tratamiento previo de terapeuta manual en un entorno clínico), a los que se le aplicaron 4 intervenciones (Terapia Manual, Ultrasonido simulado, técnica funcional o sin intervención), cuantificando pre y post aplicación de cualquier terapia el umbral de presión del dolor, además de una declaración por parte del sujeto tras una escala en respuesta a 4 estados, dando como resultado que no había ningún cambio significativo en el umbral de presión del dolor siguiendo cualquiera de las intervenciones, a pesar de las respuestas en la relación a la escala [34].

Además en un manuscrito realizado por Joel E Bialosky y cols. en el año 2011 para mostrar la relación de hipoalgesia con el placebo y papel potencial de este como uno de los mecanismos de alivio, mediante los cuales la terapia manual altera las condiciones del dolor músculo-esquelético, definiendo placebo no como un agente inerte como es considerado a menudo, pero que en la literatura más reciente sugiere, de forma similar a la terapia manual, que el placebo tiene efectos fisiológicos y psicológicos sobre el dolor, sugiriendo que el placebo no es "nada", sino un mecanismo probable que representa algunos de los efectos del tratamiento de todas las intervenciones para el dolor, incluyendo terapia manual y factores relacionados con el paciente, el clínico, y el medio ambiente clínico más allá de los parámetros mecánicos específicos de la intervención a través del cual la terapia manual puede alterar las condiciones de dolor músculo-esquelético. Dando a conocer que el placebo es un mecanismo potencialmente relevante a través del cual la terapia manual mejora los resultados clínicos relacionados con las condiciones de dolor músculo-esquelético recomendando que los terapeutas manuales tomen medidas para maximizar las respuestas

placebo dentro limitaciones éticas, a través de la minimización estado de ánimo negativo, la maximización de expectativas realistas, y basándose en las preferencias del paciente y la experiencia del pasado para las intervenciones basadas en la evidencia de esta forma potenciar los cambios a nivel de la función motora, por ende, aportando en aspectos de control motor [35].

2.2. Control Motor.

Cuando nos referimos o hablamos de control motor, nos referimos al estudio del control del movimiento, que, en esencia, es el estudio de la causa y la naturaleza de este último, por lo cual debemos describir de mejor manera lo que este concepto significa. Para esto debemos abordar dos elementos fundamentales, uno asociado con la estabilización del cuerpo en el espacio, es decir, control de la postura y equilibrio; y otro relacionado con el desplazamiento del cuerpo en el espacio, lo que en definitiva se conoce como movimiento. Así control motor se puede definir como el control tanto del movimiento como la postura.

Para el estudio del control motor debemos además estudiar otras variables que en definitiva dan paso al entendimiento de este concepto, una de ellas es el estudio de la acción. De forma frecuente se define movimiento dentro del contexto de la realización de una actividad específica, lo que permitirá por medio del conocimiento de los procesos relacionados con dicha acción proporcionando el conocimiento de los principios que controlan el movimiento, pero además se deben abordar aspectos cognitivos, perceptivos y motores. La percepción es fundamental para la acción, como lo es la acción para la percepción. Los sistemas aferentes proporcionan información sobre el cuerpo y como éste se encuentra respecto al ambiente, lo que sin duda es fundamental para actuar de forma efectiva en un entorno. Y por último la cognición, esencial en la realización de una actividad con un propósito determinado, factores como la atención, la motivación y los aspectos emocionales son la base de la determinación de propósitos u objetivos. El control motor es en donde los sistemas perceptivos, de

acción y cognición se organizan de tal manera que la actividad que se llevará a cabo, responda de forma eficiente a las demandas del ambiente y de la actividad misma [36].

2.2.1. Transición de Sedente a Bípedo.

El movimiento realizado para pasar de estar sentado a estar de pie es una función comúnmente utilizada por las personas a menudo después caminar, este gesto motor es ampliamente variable, ya que, se ve influenciado por elementos ambientales y la destreza de quien lo realiza, considerando el control motor como factor determinante de la ejecución de este último. Esta habilidad es importantísima en el contexto de la realización de las actividades de la vida diaria y de participación, incluso, en personas de edad avanzada la incapacidad para llevar a cabo esta habilidad básica puede llevar a la institucionalización, deterioro funcional, cambios en las actividades de la vida diaria (AVD), hasta la muerte [37].

Por esto es imprescindible poder conocer los aspectos de control motor, biomecánicos e incluso factores determinantes en la ejecución del movimiento o transición sedente- bípedo. La manera en que se define el movimiento va a depender en cierta medida de la finalidad de los estudios que analizan dicha habilidad, por ejemplo, Roebroek et al. definió que el movimiento sedente-bípedo consistía en mover el centro de masa del cuerpo hacia arriba desde una posición sentada a una posición de pie sin perder el equilibrio. Vander Linden et al. lo define como un movimiento de transición a la postura erguida que requiere el movimiento del centro de masa de una posición estable a una menos estable a lo largo de la extensión de las extremidades inferiores.

Existen otras definiciones que describen esta transición utilizando variables cinemáticas o cinéticas, suministrando definiciones para las fases y eventos durante la ejecución del movimiento. Una definición de estas fases que se utiliza

con frecuencia son las descritas por Schenkman et al. marcada por 4 eventos: Fase I (fase momento-flexor) comienza con la iniciación del movimiento y termina justo antes de que las nalgas se levantan desde la base de la silla. Fase II (fase momento- transferencia) comienza cuando las nalgas se levantan y finaliza cuando se obtiene la máxima dorsiflexión de tobillo. Fase III (fase de extensión) se inicia justo después de la máxima dorsiflexión de tobillo y finaliza cuando las caderas cesan el movimiento de extensión incluyendo piernas y extensión de tronco. Fase IV (fase de estabilización) se inicia luego de que se alcanza la extensión de caderas y finaliza con la asociación del movimiento con estabilización completa.

Debemos tomar en cuenta también los determinantes en la transición sedente-bípedo, ya que, el estudio de las fases no los considera. Un gran número de determinantes relacionados con la actividad puede influenciar en la modificación de las fases tanto en aspectos cuantitativos y cualitativos de la descripción de dicho movimiento, dentro de los estudios del movimiento sedente-bípedo existen determinantes clasificados como:

Asociados a la Silla, en donde encontramos variables como la altura del asiento, apoyabrazos, tipos de silla y respaldo.

Asociados a la estrategia realizada en la ejecución del movimiento, aquí las variables consideradas son la velocidad de ejecución, posicionamiento del pie, posicionamiento y movimiento del tronco, movimiento de los brazos, restricción terminal (posición y actividad del cuerpo al final del movimiento), oscuridad v/s luz, articulaciones intervenidas y posición de la rodilla, e incluso aspectos cognitivos como el nivel de atención y aspectos relacionados con el entrenamiento. Variables que sin duda influyen de una manera u otra en la actividad muscular de las extremidades inferiores, tanto en la ejecución y control de dicha actividad funcional [37] [38]. Uno de los métodos de evaluación de la función muscular es la electromiografía de superficie, utilizada ampliamente en estudios que requieren valorarla de manera objetiva [39].

2.3. Electromiografía de Superficie.

La electromiografía (EMG), es el estudio de la función muscular, a través de la medición, análisis y uso de señales eléctricas provenientes de las contracciones musculares, ya sean, voluntarias o involuntarias, pero éstas no están relacionadas con la fuerza ejercida por el músculo [39].

El primer estudio realizado con EMG fue hecho por Piper en el año 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria utilizando electrodos de superficie. Actualmente esta técnica es usada en distintas áreas como rehabilitación, neurología, ortopedia, ergonomía y deportes. A menudo es utilizada en clínica con fin diagnóstico en patologías musculares y neuromusculares, por su alta objetividad, precocidad en el diagnóstico y rapidez en el pronóstico [40].

Esta disciplina obtiene las señales por medio de electrodos, los cuales pueden ser, de superficie o de aguja. Esta señal adquirida mediante los electrodos de superficie o también llamada electromiografía de superficie, se define como una técnica no invasiva que permite el análisis de la actividad muscular [41]. Al ser señales tan engorrosas de analizar y que intervienen múltiples factores, tales como crosstalk, volumen conductor, ruido o electrofisiología neuromuscular, deben tener un procesamiento previo para la adecuada interpretación [42].

Para poder obtener un mejor análisis de cómo se generan las señales electromiográficas del músculo, primero se debe comprender los componentes y los procesos que ocurren en la contracción muscular. Cada músculo se compone por unidades anatómicas y unidades funcionales, es decir, por fibras musculares y unidades motoras, respectivamente. La unidad motora (UM) es aquella que está compuesta por una neurona motora y las fibras musculares que esta inerva. La intensidad de la contracción muscular está determinada principalmente por el número de UM que se activan y la frecuencia de descarga, también se ve

influenciada por el tamaño, tipo de fibra y estado funcional de la UM. Dependiendo de la posición y función del músculo, es el número de fibras musculares y UM que posee, es por esto que a mayor número de fibras inervadas por UM se tiene un menor control del músculo, al contrario, un menor número de fibras inervadas por unidad motora tiene mayor control y precisión de la fuerza realizada por el músculo.

Como se nombró anteriormente existen factores que alteran la adquisición de la señal electromiográfica. En primer lugar, se encuentra el volumen conductor, que son los tejidos biológicos que se hallan entre el electrodo y la fibra muscular de donde provienen las señales eléctricas. Cuando se generan los potenciales de acción se produce un campo eléctrico en el espacio a su alrededor que se propaga por los tejidos hacia el respectivo electrodo, por lo que pueden ser detectados relativamente lejos de las fuentes de origen, es por esto que al pasar por el volumen conductor se producen variaciones de las señales originales. En segundo lugar, está el crosstalk que sólo se presenta en la EMG de superficie, es la generación de potenciales de acción en unidades motoras vecinas al registro muscular que se desea analizar, esto sucede porque los potenciales se transmiten a través del volumen conductor y cada fuente de estos potenciales no está restringida a una zona específica [43]. Y por último el ruido, que se define como cualquier aspecto que afecte indeseablemente la señal electromiográfica, lo que puede generar un análisis erróneo de dicha señal. El ruido tiene variadas fuentes que lo originan, tales como; ruido proveniente de artefactos electrónicos, los cuales pueden ser eliminados casi completamente con la tecnología electrónica moderna, el ruido ambiental, procedente de las corrientes eléctricas, ruido proveniente de artefactos en movimiento, se genera en la interfase electrodo-piel y la longitud de los cables, ruido originado por la propia inestabilidad de la señal, que depende de la tasa de descarga de las unidades motoras [41].

Para posicionar los electrodos en la zona a examinar, según SENIAM [45] cada electrodo se ubica en dos puntos anatómicos recomendados por el protocolo dependiendo del músculo a evaluar [44].

3. MARCO METODOLOGICO.

3.1. Diseño Metodológico.

El estudio es de tipo experimental, experimento puro, utilizando un diseño pre-prueba, post prueba y grupo control. En la Tabla N°1, se muestra que, a ambos grupos, se les realizó en primera instancia una medición, representada por 01 y 03 (experimental y control respectivamente). Posteriormente, al grupo experimental (RG1), se le administró la variable independiente (X1 = HVLA) y se analizó la variable dependiente (02). Por otra parte, al grupo control (RG2), no se le administró la variable independiente (--) y se analizó la variable dependiente (04).

Tabla N°1: Diseño de pre-prueba y post-prueba con grupo control.

RG1	01	X1	02
RG2	03	---	04

Fuente: Hernández Sampieri, R. Metodología de la investigación. 5ª. Ed. McGraw-Hill. México, D.F., 2010.

En este diseño, la única diferencia entre los grupos fue la presencia-ausencia de la variable independiente. Inicialmente fueron equivalentes y para asegurarse de que durante el experimento continúen siéndolo (salvo por la presencia o ausencia de dicha manipulación) el experimentador debe observar que no ocurra algo que sólo afecte a un grupo. La hora en que se efectuó el experimento fue la misma para ambos grupos, al igual que las condiciones ambientales. Es importante mencionar que al grupo control, si bien no se le aplicó la variable independiente, ésta se reemplazó por un estímulo placebo (Simulación de una Técnica Manual a nivel lumbar) [35].

3.2 Población y Muestra.

La población objetivo del estudio correspondió a hombres de entre 19 y 25 años, de nacionalidad chilena, pertenecientes a la Región Metropolitana, Santiago. Siendo la población de estudio, estudiantes universitarios de la carrera de Kinesiología de la Universidad Andrés Bello, que estaban cursando la asignatura de kinesiología del movimiento humano II, durante el año 2016. La unidad de análisis fue seleccionada utilizando un método de muestreo no probabilístico, por conveniencia, debiendo cumplir los criterios de inclusión y exclusión expuestos en la tabla N°2. Con fines prácticos y de factibilidad la unidad de análisis fue de 20 estudiantes de segundo año, sección de KYMH II, de los lunes a las 14:00 horas. La distribución para el grupo control y experimental se realizó de manera aleatoria mediante una tómbola, en donde a cada sujeto se le asignó un número, siendo los primeros 10 números considerados para el grupo control y los otros 10 para el grupo experimental.

Tabla N°2 Criterios de inclusión y exclusión.

Criterios de Inclusión.	Criterios de Exclusión.
Edad entre 19-25 años.	Alteraciones osteomusculares y cápsulo-ligamentosas, asociadas a dolor lumbar y/o de extremidades inferiores, durante el último año (mencionadas por el sujeto participante).
IMC entre 18,5- 24,99.	
Género masculino.	Padecer alguna lesión o alteración que comprometa su SNC o periférico, durante el último año (diagnosticada).
Estudiante que se encuentren cursando la asignatura de Kinesiología del movimiento humano II.	Presentar alguna alteración estructural de extremidad inferior, durante el último año (diagnosticada).

Fuente: Los autores, 2015.

3.3 Aspectos éticos de la investigación.

3.3.1 Conocimiento médico científico.

El actual desarrollo en materia de rehabilitación, depende netamente de la forma en que se comprendan los procesos fisiológicos transcurridos tras una determinada estrategia de intervención. En este sentido, los resultados de los diferentes tipos de estudios, pueden abrir nuevos enfoques terapéuticos, o bien alterar en beneficio de los usuarios, los tratamientos ya existentes. La recopilación, análisis e interpretación de datos obtenidos mediante actividades de investigación, contribuyen en forma indiscutida, al mejoramiento de la salud humana y en su defecto, a la disminución en el vacío existente en el conocimiento.

3.3.2 Principios bioéticos.

- **Autonomía.**

Este principio fue abordado desde la perspectiva de los dos grupos involucrados en el estudio:

- **Investigadores.**

Aquellos que rigen las normas del estudio, deben tener la capacidad de no ser influenciados por sujetos ajenos al proceso, mantener la estructura predeterminada del proceso y respetando la privacidad de los participantes.

- **Participantes.**

Cada sujeto tuvo la facultad de determinar por voluntad propia, si desea participar en la investigación. Se reconoce, además, que cada persona, tuvo la libertad de salir del proceso sin temor a represalias de ningún tipo [45], lo cual está estipulado dentro del consentimiento informado (Anexo 2).

- **No Maleficencia.**

Los autores de esta investigación se comprometieron a evitar cualquier tipo de sufrimiento, físico o psicológico, sobre los participantes del estudio, implementando criterios de inclusión y exclusión, para minimizar al máximo la posibilidad que exista algún daño al participar de este estudio, ya sea, que pertenezcan al grupo experimental o al grupo control (establecido en el consentimiento informado) [45].

- **Beneficencia.**

Partiendo desde la premisa, de que los sujetos de estudio no son beneficiados directamente con la terapia, los resultados de la investigación, son valiosos, puesto que entregan elementos que definen la terapia manual como una alternativa terapéutica y de bajo riesgo [45] [13].

- **Justicia.**

Sobre la aplicación de esta investigación en grupos sociales considerados como “vulnerables” (entendiéndose como tales, a los participantes de esta investigación), que, por ser miembros subalternos o subordinado de un grupo jerárquico, se entiende que su disposición puede estar indebidamente influenciada por la expectativa de un trato preferencial, por la desaprobación o represalia en caso de que se nieguen a participar. No obstante, se recurrió a ellos debido a la proximidad que existe con los investigadores, sin ninguna otra intención adicional, respetando los otros principios bioéticos y dejando a libre elección, post conocimiento del estudio, su participación en este. En base a esta justificación, podría darse una distribución poco equitativa, sin embargo, los procesos de aleatorización establecidos impidieron que tal situación se muestre [45].

Cabe recalcar que la siguiente investigación fue aprobada por el comité de ética e investigación del Servicio de Salud Metropolitano Oriente (Anexo 3).

Considerando que todos los sujetos fueron informados de los objetivos y procedimientos del estudio, se procedió a la entrega del consentimiento informado para su revisión y posterior firma de manera voluntaria.

3.3.3. Conflicto de Interés.

Se recalca que ninguna de las personas vinculadas al estudio, presentaron conflictos de interés en base a la producción de resultados.

3.4 Variables.

Las variables consideradas en el estudio fueron la amplitud y los porcentajes de activación muscular. En la siguiente tabla se desglosa la clasificación de las variables utilizadas:

Tabla N°3: Tabla de variables para la medición del estudio.

Medición	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida normalizada	Definición operacional
Amplitud de la señal.	Cuantitativa	Continua	%	Datos recolectados con EMG fueron analizados con software MatLab.
Tiempo de activación muscular.	Cuantitativa	Continua	%	

Fuente: Los autores, 2015.

3.5 Hipótesis.

A continuación, se plantean las hipótesis alternativas e hipótesis nulas, que fueron desarrolladas en el presente estudio:

Hi1: “Los porcentajes de activación muscular durante una transición sedente-bípedo, difieren de manera significativa al analizar el grupo control y/o el grupo experimental”.

Ho1: “Los porcentajes de activación muscular durante una transición sedente-bípedo, no difieren de manera significativa al analizar el grupo control y/o el grupo experimental”.

Hi2: “La amplitud de la señal electromiográfica durante una transición sedente-bípedo, difiere de manera significativa al analizar el grupo control y/o el grupo experimental”.

Ho2: “La amplitud de la señal electromiográfica durante una transición sedente-bípedo, no difiere de manera significativa al analizar el grupo control y/o el grupo experimental”.

3.6 Materiales y métodos.

3.6.1. Materiales.

Los materiales necesarios para la investigación son señalados en la tabla N°4:

Tabla N°4. Materiales requeridos para la correcta ejecución de la medición de campo.

<u>Materiales para la medición</u>	<u>Cantidad</u>
Alcohol desnaturalizado (1 litro).	1
Algodón hidrófilo (100 gr).	2
Camilla.	2
Consentimientos informados.	20
Electrodo de superficie	1
Electromiógrafo. (DELSYS Bagnoli – 16 EMG Sytem)	1
Rasuradoras.	20
Alargador.	1
Acelerómetro (sensor del equipo DELSYS Bagnoli – 16 EMG System)	1
Monitor.	1
Lápiz dermatológico.	1
Mesa.	1
Silla.	2

Fuente: Los autores, 2015.

3.6.2 Recolección de datos y medición.

En el año 2016 en la Universidad Andrés Bello en la Facultad de Ciencias de la Rehabilitación particularmente la carrera de Kinesiología presentó un total de 823 estudiantes de primero a quinto año. Con fines prácticos y de factibilidad, consideramos a los alumnos de segundo año, sección de KYMH II de los lunes a las 14:00 horas, que corresponden a un total de 110 personas. De esta cantidad, sólo se logró contactar 66 estudiantes, de los cuales al aplicar los criterios de inclusión y exclusión expuestos en el cuestionario (Anexo 3), se obtuvo un total de 20 sujetos favorables para el estudio.

Se citaron a los sujetos durante la última semana de diciembre del año 2016 en la sede Campus Casona Las Condes perteneciente a la UNAB, en el edificio C5 sala Kin005 (Laboratorio de Análisis de Movimiento). Se contactaron 10 sujetos diarios, citándolos en parejas con un desfase de 30 minutos por cada una. Luego de su llegada, se les entregó el consentimiento informado (Anexo 2), el cual explica el procedimiento al que se enfrentan los participantes, teniendo en consideración que este estudio se encuentra aprobado por el comité de ética del servicio de salud Metropolitano Oriente. Una vez firmado dicho consentimiento, se procedió a realizar las siguientes etapas:

- Etapa 1: Se determinó la extremidad inferior dominante, posteriormente se procedió a posicionar el electrodo en la ubicación determinada por la SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), ubicándolo a un tercio entre el maléolo medial y la cabeza de la fíbula, buscando el vientre muscular del tibial anterior [44].
- Etapa 2: Se obtuvo la contracción voluntaria máxima (CVM) del músculo tibial anterior, que realizó sólo una vez cada participante. Esta acción permitió determinar la amplitud de activación máxima del músculo en

cuestión, valor que fue utilizado como referencia (100%), permitiendo calcular el porcentaje de activación pre y post intervención.

- Etapa 3: Una vez que se determinó la CVM para el músculo tibial anterior, se procedió a colocar el acelerómetro a nivel lumbar, este sensor tenía por objetivo delimitar el ciclo de la transición sedente a bípedo, por lo tanto, una vez detectados cambios de aceleración en esta región, se identificó el comienzo del gesto.

Los electrodos se colocaron en los siguientes canales del electromiógrafo:

- Canal 1 – Electrodo en tibial anterior en extremidad inferior dominante.
 - Canal 2 – Acelerómetro 1, eje X
 - Canal 3 – Acelerómetro 1, eje Y
 - Canal 4 – Acelerómetro 1, eje Z
-
- Etapa 4: Luego, la persona se ubicó en una silla estándar solicitando que realice una transición desde sedente a bípedo sin utilizar el apoyo de extremidades superiores. Cada participante realizó el gesto en 4 oportunidades, utilizando para la presente investigación sólo la información obtenida del promedio de los gestos centrales, obteniendo solo 1 ciclo.
 - Etapa 5: La aplicación de la manipulación de alta velocidad y baja amplitud a nivel de L4-L5 al grupo experimental y la simulación de esta técnica al grupo control, fue realizada posterior a las primeras mediciones (pre prueba).
 - Descripción de la técnica en el grupo experimental: Técnica de distracción facetaria (Aplicada por un Kinesiólogo, Terapeuta Manual, con 10 años de experiencia clínica).

Paciente en sedente, tratante frente a él. El paciente se recuesta en decúbito lateral, con cojín contralateral. A través de la flexión de la pierna, busca el deslizamiento facetario en flexión, sin perder el contacto, el evaluador

cambia ahora de mano, y moviliza la columna superior a rotación ipsilateral. El tratante puede ahora movilizar el segmento aumentando la rotación o inclinación. La faceta se presenta ahora en distracción tridimensional, cabe destacar que esta técnica se aplicó en HVLA.

- Grupo control: El terapeuta y el sujeto se posicionan de la misma forma que la adoptada en el grupo experimental, sin embargo, el terapeuta no realiza la técnica, solo toma contacto con el participante.
- Etapa 6: El usuario vuelve a realizar la transición de sedente a bípedo para tomar las mediciones finales.

3.6.3 Estandarización de la transición sedente-bípedo.

Se procedió a pedirle a los sujetos sentarse en un sillín de altura regulable, el cual es ajustado al 100% de la distancia correspondida entre la articulación de la rodilla hasta el suelo. Para posicionar los pies en el suelo, primero debían apoyar los muslos en el sillín a un 25% de la distancia entre el trocánter mayor y la rodilla, por otro lado, los pies debían tener una angulación de 80 grados y muslo y pierna debían estar separados por 15 cm. a partir de esto se les da una señal para que se pongan de pie sin utilizar sus extremidades superiores para dicha transición.

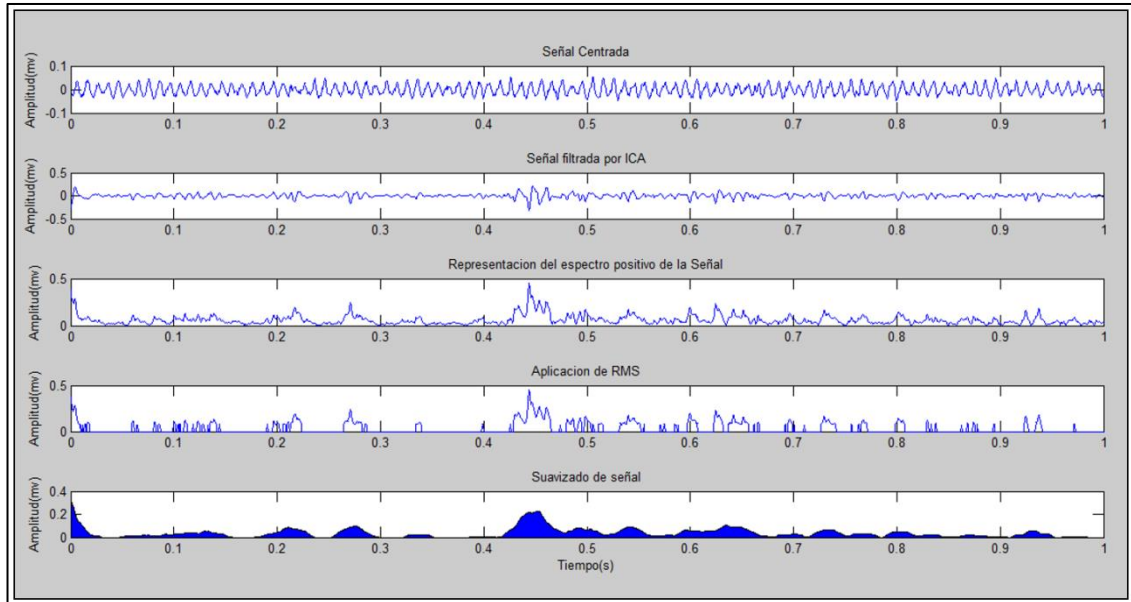
3.7.1. Técnica para el análisis de la Información.

Para comenzar, se indicó cómo se procesó la señal electromiográfica adquirida en las pruebas. El proceso se llevó a cabo con el software MatLab© versión 8.03. Se ejecutó un filtrado mediante ICA (Análisis de componentes independientes) a todas las señales, utilizando el algoritmo Fast ICA. Posteriormente, se aplicó la transformada de Hilbert, representando sólo el espectro positivo de la señal, con lo que se obtuvo la envolvente a partir del valor real de la señal y dicha transformada. Luego, se obtuvo la RMS de cada señal, estableciendo el umbral

de activación muscular con dicho valor. Finalmente, se aplicó el suavizado con media móvil, con el objetivo de nivelar los peak en amplitud (Ver figura N°1).

Figura N°1: Primer procesamiento de la señal electromiográfica

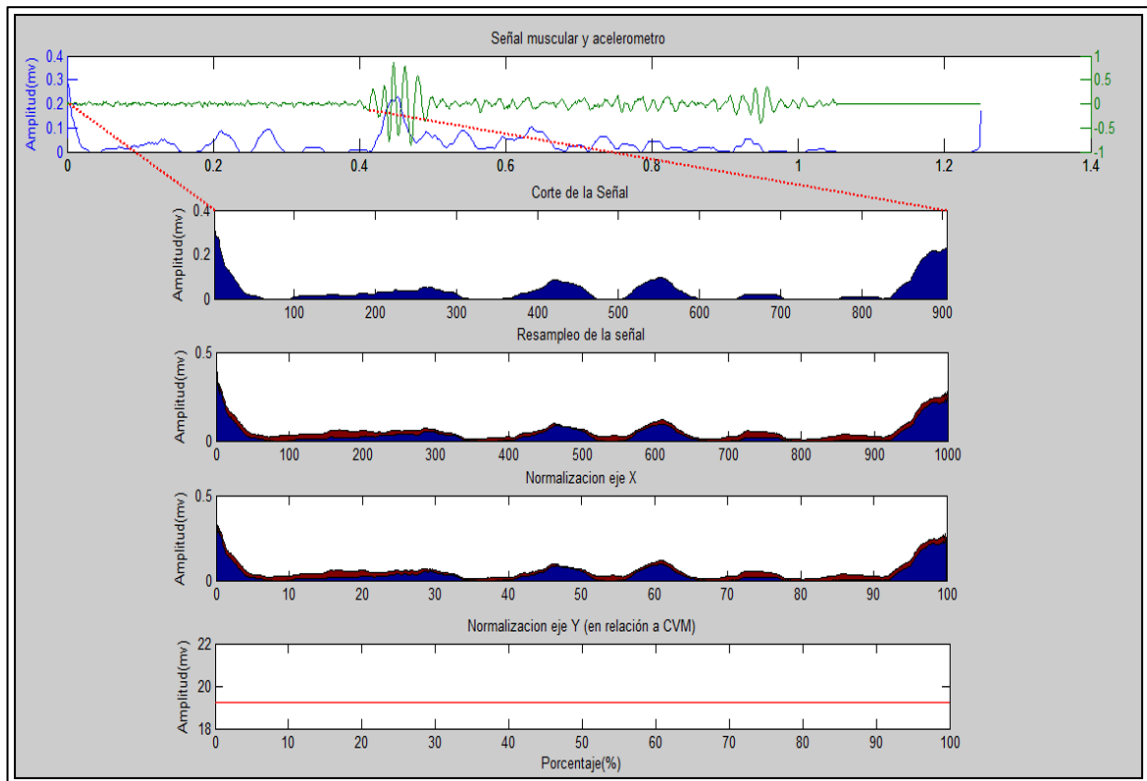
En la siguiente figura se aprecia como la señal electromiográfica fue procesada para su posterior análisis.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2016.

A continuación, se procedió a cortar cada una de las señales electromiográficas según las espigas generadas por el acelerómetro, con el fin de obtener ciclos de STS de forma independiente. Una vez establecidos los ciclos, estos fueron submuestreados a 1000 puntos, con el objetivo de representar el eje X de 0% a 100%. Mientras que el eje Y, también fue normalizado, expresando cada conjunto de datos como un coeficiente relativo al valor de referencia proporcionado por la CVM del músculo tibial anterior (Ver figura N°2).

Figura N°2: Segundo procesamiento de la señal electromiográfica
 En la siguiente figura se aprecia como la señal electromiográfica va siendo procesada para su posterior análisis.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2016.

Considerando el procesamiento de la señal enunciado anteriormente, se ponderó que para cada sujeto en estudio se obtuvo una señal para el músculo tibial anterior relativa al gesto en cuestión, tanto pre como post intervención. En función de este análisis, y si reflexionamos sobre la cantidad de sujetos estudiados, (que fueron 10 para el grupo control y 10 para el grupo experimental) se obtuvo la siguiente cantidad de ciclos evaluados:

- 10 ciclos del gesto de transición sedente-bípedo pre TMO.
- 10 ciclos del gesto de transición sedente-bípedo post TMO.
- 10 ciclos del gesto de transición sedente-bípedo pre Placebo.
- 10 ciclos del gesto de transición sedente-bípedo post Placebo.

En función de estos datos finales se obtuvieron las variables analizadas en la presente investigación, es decir, amplitud y porcentajes de activación muscular.

3.7.3 Análisis de los datos.

Cuando los datos fueron codificados, transferidos a una matriz, guardados en un archivo y limpiado de errores, se realizaron las siguientes 5 fases:

- Fase 1: Se seleccionó un programa para analizar los datos: MatLab© versión 7.10.0.
- Fase 2: Exploración de los datos:
 - Se analizaron descriptivamente los datos por variable, mediante medidas de tendencia central (media) y medidas de variabilidad, para evaluar la dispersión de los datos (desviación estándar).
 - Se visualizaron los datos por variable.
- Fase 3: Evaluación del tipo de distribución que presentan los datos, en donde considerando las características de estos y el n, se utilizó el test Shapiro Wilk, dando como resultado que la totalidad de nuestros grupos de datos, para cada músculo, condición y variable, distribuyen normal, avalado por un p - valor mayor a alfa (nivel de confianza 0.05).
- Fase 4: Se analizaron las hipótesis planteadas a través de pruebas estadísticas (análisis estadístico inferencial), en donde, considerando el tipo de distribución que presentan los datos, se utilizó un método

paramétrico a través de la prueba t, estableciendo si se cumplen las hipótesis de investigación, en base a diferencias entre los grupos, o en su defecto se cumplen las hipótesis nulas, es decir, no existen diferencias significativas entre los grupos. Por otro lado, para establecer el error y los valores críticos, se consideró un alfa de 0.05 (5 %) y dado que en las hipótesis no se especifica un sentido para el contraste, se asume que se trata de un contraste bilateral. Por lo tanto, los valores críticos, es decir, la delimitación de la región de aceptación de la hipótesis nula (en una distribución t de Student bilateral, de dos muestras pareadas, con un alfa de 0.05 (5%) y $20 - 2 = 18$ grados de libertad) están comprendidos entre -2.1009 y 2.1009 (dada que la t de Student es una distribución simétrica). En esta línea se aceptó la hipótesis nula si $-2.1009 < t < 2.1009$, es decir, los valores de t mayores de -2.1009 y menores de 2.1009 permitieron la aceptación de la hipótesis nula. Al establecer el error y los valores críticos, se consideró un alfa de 0.05.

- Fase 5: Preparación de los resultados para ser presentados.

4. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

Es importante mencionar que según los criterios de inclusión se presentaron los siguientes datos:

Para el grupo experimental participaron 10 hombres, con un IMC promedio de 22,38 y una desviación estándar de 0,76. En cuanto a la edad se encontró un promedio de 19,8 años con una desviación estándar de 0,32 (Tabla N°5).

Tabla N°5: Promedio y desviación estándar para IMC y edad para el grupo experimental.

Datos Grupo Experimental		
	IMC	Edad
Promedio	22,38	19,8
SD	0,76	0,32

Fuente: Los autores, 2016.

Por otra parte, para el grupo control participaron 10 hombres, con un IMC promedio de 22,45 con una desviación estándar de 0,43. En cuanto a la edad se encontró un promedio de 19,2 años con una desviación estándar de 0,12 (Tabla N°6).

Tabla N°6: Promedio y desviación estándar para IMC y edad para el grupo control.

Datos Grupo Control		
	IMC	Edad
Promedio	22,45	19,02
SD	0,43	0,12

Fuente: Los autores, 2016.

4.1. Porcentajes de activación electromiográfica

Se valoraron los porcentajes promedio para el músculo correspondiente y cada condición (grupo control y experimental) obteniendo los datos que se expresan en la Tabla N°7, con su respectiva desviación estándar.

Tabla N°7: Porcentajes de activación electromiográfica y desviación estándar del músculo.

Músculo	Condición	Control	Experimental
Tibial Anterior	Pre	78%, SD: 2,34	79%, SD: 6,87
	Post	79%, SD: 4,56	87%, SD: 3,78

Fuente: Los autores, 2015.

Al analizar los datos expresados en la tabla N°7 se logró verificar que para el músculo tibial anterior la actividad post intervención en el grupo experimental es mayor en un 8% a la del grupo control.

Al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se acepta H_1 : “Los porcentajes de activación muscular durante una transición sedente-bípedo, difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

Ya que tal como se aprecia en la Tabla N°8 el valor t para este músculo, se ubica fuera de los valores críticos.

Tabla N°8: Valor t para dos muestras independientes referente a los porcentajes de activación electromiográfica.

Músculo	Valor t (grupo control - experimental)
Tibial anterior	-6,56

Fuente: Los autores, 2016.

Por otro lado, el valor p a dos colas $Pr (|T| > |t|)$ en estos músculos es <0.05 confirmando el rechazo de las hipótesis nulas.

4.2. Amplitud de activación electromiográfica

Se valoró la amplitud promedio para el músculo tibial anterior y para cada condición (grupo control y grupo experimental) obteniendo los datos que se expresan en la Tabla N°9, con su respectiva desviación estándar.

Tabla N°9: Amplitud de activación electromiográfica y desviación estándar del músculo tibial anterior.

Músculo	Condición	Control	Experimental
Tibial Anterior	Pre	16,45%, SD: 6,78	15,33%, SD: 6,43
	Post	15,99%, SD: 3,56	15,21%, SD: 1,89

Fuente: Los autores, 2016.

Es importante mencionar, que estos valores están en función de la actividad eléctrica detectada durante la contracción voluntaria máxima (CVM), por lo tanto, si consideramos la CVM como el 100% de actividad, los valores expuestos en la tabla N°9 están expresados como un coeficiente de este porcentaje.

Al analizar los datos expresados en la tabla N°9, se logró verificar que para el músculo tibial anterior la actividad post intervención en el grupo control y experimental es bastante similar, variando entre un 15,99% y 15,21% respectivamente.

Por otro lado, al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se rechaza H_2 : “La amplitud de la señal electromiográfica durante una transición

sedente-bípido, difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental", y se acepta la hipótesis nula Ho2: "La amplitud de la señal electromiográfica durante una transición sedente-bípido, no difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental".

Esta situación se aprecia en la Tabla N°10, en donde el valor t para el músculo tibial anterior, se ubica dentro de los valores críticos.

Tabla N°10: Valor t para dos muestras independientes referente a la amplitud de activación electromiográfica

Músculo	Valor t (grupo control - experimental)
Tibial anterior	2,01

Fuente: Los autores, 2016.

5. DISCUSIÓN

La implementación de técnicas de terapia manual ortopédica como herramienta terapéutica ha aumentado en el último tiempo en el mundo occidental, así lo demuestran diversos estudios a nivel de EE.UU. y Reino Unido [1] [46] [47]. Sin embargo, la baja evidencia científica pone en tela de juicio los beneficios de los tratamientos a consecuencia de esta técnica [1], de esta forma entregar fundamentos en el efecto de dicha herramienta tiene un valor importante dentro de la práctica clínica.

Con respecto a los datos obtenidos del músculo tibial anterior, tanto para los sujetos pertenecientes al grupo experimental como para los del grupo control, no se evidencian cambios significativos en cuanto a la variable amplitud de señal, sin embargo, al apreciar el porcentaje del tiempo de activación, se deja al descubierto un cambio significativo en el grupo experimental, lo cual condiciona que el músculo en cuestión se encuentra activo un mayor porcentaje del ciclo del gesto transición sedente-bípedo elemento que podría estar relacionado con el rol que tiene el tibial anterior en el control de la articulación de tobillo en acción con el movimiento señalado anteriormente.

Todas las alteraciones observadas en las variables pueden estar atribuidas a una variabilidad del movimiento desde el punto de vista del control motor, donde, podría influir la autoimposición de mejorar la ejecución del movimiento tras la aplicación de la técnica manual o la técnica placebo. Además el individuo es capaz de modificar el gesto motor luego de haberlo realizado en la primera parte de la evaluación y por tanto adquiere cierto nivel de conocimiento frente a un ambiente regulado el cual reunía las condiciones óptimas para la realización del gesto involucrado; Sin embargo, en el contexto de entregar un mayor soporte empírico a la investigación sería necesario ponderar los resultados en un

ambiente no regulado, de esta forma poder reconocer y contraponer los reales efectos de la terapia manual en ambos ambientes.

Por otra parte, el cambio a nivel del porcentaje de activación puede responder a los efectos biomecánicos y neurofisiológicos, ya que en otros estudios se evidenciaron cambios exitatorios (Kawchuk y Herzog, 1999) pero solamente en la musculatura paraespinal [8], sin embargo, no existe evidencia suficiente para describir los cambios a nivel de la musculatura distal, más que, un estudio realizado por Dunning y Rushton en el año 2009, donde describió cambios a nivel de la musculatura bilateral de extremidad superior tras una movilización cervical. [29]

Para efecto de la extrapolación de los resultados obtenidos, con el fin de contribuir a una futura intervención terapéutica, la terapia manual ortopédica ha demostrado generar cambios significativos en los sujetos evaluados y en la musculatura relacionada metaméricamente, esto implica que, dependiendo de los segmentos movilizados, los efectos neurofisiológicos de la intervención contribuyen con modificaciones de la actividad muscular durante el gesto. Los resultados pueden ser beneficiosos para mejorar el desempeño durante la realización de una tarea en variadas condiciones músculo-esqueléticas, en donde la redundancia motora genera patrones de activación muscular diversos que no siempre responden a las necesidades de las personas, bajo este prisma, se vuelve necesario optimizar el movimiento, para lo cual se ha demostrado que es posible cambiar los tiempos de activación, sin modificar la amplitud del músculo en cuestión.

Además, tomando en consideración que los resultados arrojados en esta evaluación se realizaron en condiciones funcionales, bajo un movimiento cotidiano y de necesidad vital como lo es la transición sedente-bípedo, y no en movimientos uniplanares, aportando de esta manera un valor agregado desde el punto de vista del control motor, proporcionando evidencia relacionada a la

activación a distal tras una manipulación vertebral, donde dicha evidencia se encuentra limitada y tan solo un estudio avala esto, sin embargo, existieron cambios significativos a nivel de la musculatura de extremidad superior, en específico, ambos bíceps braquiales, dicho efecto está evaluado en un segmento de otra región de la columna (columna cervical) que no se puede relacionar directamente con el presente estudio[29].

Es importante recalcar que esta evaluación se realizó en sujetos sanos y abre paso a la realización de nuevas investigaciones en sujetos con dolor, alteraciones neurológicas y motoras, que pudieran verse beneficiados con una intervención como esta. Si consideramos alteraciones como la marcha en steppage donde existe debilidad de la musculatura dorsiflexora, los resultados de la presente investigación, podrían dar directrices sobre un posible mayor tiempo de activación de la musculatura afectada en este caso, sin embargo, se requieren análisis específicos en la población afectada.

Es importante mencionar que, si bien, este estudio buscó evitar la menor cantidad de sesgos posibles, hay que tener en cuenta que al realizar la medición no quedó establecido la homogeneidad al momento de separar a los grupos y no se realizó tampoco un análisis de cuanta diferencia existió entre el grupo control con el grupo experimental antes de realizar las intervenciones, pudiendo generar una variación en los resultados obtenidos, no obstante si se realizó la comparación entre el mismo grupo pre y post intervención.

Es necesario elaborar nuevas investigaciones y objetivar la evidencia en base a los reales beneficios de la terapia manual, lo cual puede en un futuro dar paso a una mayor utilización de estas técnicas como una opción terapéutica de bajo costo y mayor accesibilidad para las personas.

6. CONCLUSIÓN

En el presente trabajo de investigación, tanto el objetivo general como específicos propuestos al inicio del estudio se han cumplido, ya que, se evaluó el efecto de la manipulación lumbar, sobre la actividad electrofisiológica del músculo tibial anterior durante la transición sedente-bípedo, para finalmente establecer los porcentajes de activación y amplitud del músculo.

Luego de realizado el estudio, se puede concluir de acuerdo a los resultados obtenidos y analizados, que, tras una manipulación a nivel lumbar en el grupo experimental, se aprueba la hipótesis científica debido que se modificó la actividad eléctrica del músculo evaluado. Por una parte, los porcentajes de activación (haciendo alusión a la temporalidad) del músculo tibial anterior, evaluados durante la transición sedente bípedo, presentan cambios significativos, aceptándose la hipótesis alternativa, sin embargo, en este mismo grupo al observar los resultados de la amplitud de la señal no se evidencian cambios significativos aceptándose la hipótesis nula.

No obstante, las limitaciones encontradas en el estudio radican en el mínimo número de sujetos y músculos evaluados, ya que para definir si existen modificaciones concretas en el gesto motor realizado, se requiere un análisis más exhaustivo en cuanto a la población y musculatura involucrada. Otras limitaciones encontradas, se relacionan con la intensidad con que el terapeuta realiza la técnica, aspecto que no pudo ser estandarizado. Por último, cabe destacar que en estas mediciones sólo se tomó en cuenta a sujetos de género masculino y además de los sesgos dados por el momento de la medición como lo fue, por ejemplo, el movimiento de la silla.

Dentro de las fortalezas derivadas de este estudio, es que, en base a la TM como intervención kinésica, esta investigación colabora con entregar fundamentos que avalan los efectos electrofisiológicos a nivel distal, tras una manipulación de alta velocidad y baja amplitud. Por otro lado, cabe destacar la importancia de haber recibido la aprobación del comité de ética del Servicio de Salud Metropolitano Oriente, avalando la rigurosidad con que fue llevada a cabo esta investigación.

Finalmente, este estudio deja como interrogante para futuros análisis: ¿Cuál sería el efecto en la actividad electromiográfica en personas que presentan dolor o alguna alteración a nivel de tobillo?, en esta línea ¿Cuál sería el efecto de TMO a nivel distal en alteraciones motoras y neurológicas que comprometan al tibial anterior? Es por esto que este estudio puede contribuir a abrir nuevos caminos a profesionales de la salud, para seguir estudiando y evidenciando los efectos e implicancias clínicas que trae la intervención de TMO, buscando nuevos enfoques terapéuticos, y en el mejor de los casos, mejores resultados durante la intervención.

REFERENCIAS

1. Clair C, Tsertsvadze A, Court R, Hundt GL, Clarke A, Sutcliffe P. Clinical effectiveness of manual therapy for the management of musculoskeletal and non-musculoskeletal conditions: systematic review and update of UK evidence report. *Chiropractic & Manual Therapies*. 2014; 22(1-34).
2. Bialosky JE, Simon CB, Bishop MD, George SZ. Basis for Spinal manipulative therapy: A physical therapist perspective. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(643-647).
3. Pickar JG, Bolton PS. Spinal manipulative therapy and somatosensory activation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(785-794).
4. Hurwitz EL. Epidemiology: Spinal manipulation utilization. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(648-654).
5. Colloca C, Pickar J, Slosberg M. Special focus on spinal manipulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(629-631).
6. Vautravers P, Isner-Horobeti ME, Maigne JY. Vertebral manipulations - Osteopathy. Facts and Ignorances. *Revue du Rhumatisme*. 2009 Febrero; 76(405-409).
7. Goicochea M, Rodriguez J. El efecto en el umbral del dolor de un miotoma tras la manipulación vertebral del nivel correspondiente, ¿es influenciado por las expectativas del sujeto? *Osteopatía Científica*. 2010; 5(9-16).
8. Pickar JG. Efectos neurofisiológicos de la manipulación vertebral. *Osteopatía Científica*. 2011; 6(2-18).

9. Henderson C. The basis for spinal manipulation: Chiropractic perspective of indications and theory. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(632-642).
10. Böet C, Fugier S, Marsault J, Toublan D, Valot M, Cheval A, et al. High-velocity low-amplitude thrust manipulation of the lumbar spine immediately modifies soleus Treflex in asymptomatic adults. *International Journal of Osteopathic Medicine*. 2013; 16(131-142).
11. Cardinale M, Boccia G, Greenway T, Evans O, Rainoldi A. The acute effects of spinal manipulation on neuromuscular function in asymptomatic individual: Apreliminary study. *Physical Therapy in Sport*. 2015; 16(121-126).
12. Groisman S, Silva L, Rocha N, Hoff F, Rodrigues M, Ehlers J, et al. H-reflex responses to High-Velocity Low-Amplitude manipulation in asymptomatic adults. *International Journal of Osteopathic Medicine*. 2014; 17(160-166).
13. Carnes D, Mars T, Mullinger B, Froud R, Underwood M. Adverse events and manual therapy: A systematic review. *Manual Therapy*. 2010, 15 (355–363).
14. Mintken P, Derosa C, Little T, Smith P. A Model for Standardizing Manipulation Terminology in Physical Therapy Practice. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008, 38.
15. Di Fabio R. Efficacy of Manual Therapy. *Physical Therapy*. 1992; 72 (853-864).
16. International Federation of Orthopaedic Manipulative Physical Therapists. [Internet]. New Zeland: IFOMPT; c2015. Orthopaedic Manual Therapy (OMT) Definition. [Citado 21 noviembre 2016]. Disponible: <http://www.ifompt.org/About+IFOMPT/OMT+Definition.html>.
17. Garcia J.L. Les Manipulations du Rachis: Définitions, Histoire et Place Actuelle. *La Lettre du Rhumatologue*. 2001; 270.

18. Maheu E, Chaput E, Goldman D. Conceptos e historia de la Terapia Manual Ortopédica. EMC-Kinesiterapia-Medicina física. 2014; 35.
19. Pettman E. A History of Manipulative Therapy. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*. 2007; 15 (165-174).
20. Pickar JG. Efectos neurofisiológicos de la manipulación vertebral. *Osteopatía Científica*. 2011; 6 (2-18).
21. Whittingham W, Nilsson N. Active Range of Motion in the Cervical Spine Increases After Spinal Manipulation (Toggle Recoil). *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2001; 9.
22. Korr I. Proprioceptors and Somatyc Dysfunction. *Journal AOA*. 1975; 74.
23. Pickar J., Wheeler J. Response of Muscle Proprioceptors to Spinal Manipulative-like Loads in the Anesthetized Cat. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2001; 24.
24. Beel J, Stodieck L, Luttges M. Structural Properties of Spinal Nerve Roots: Biomechanics. *Experimental Neurology*. 1986; 91 (30-40).
25. Devor M, Obermayer M. Membrane Differentiation in Rat Dorsal Root Ganglia and Possible Consequences for Back Pain. *Neuroscience Letters*. 1984; 51 (341-346).
26. Cook A, Woolf C, Wall P, McMahon S. Dynamic receptive field plasticity in rat spinal cord dorsal horn following C-primary afferent input. *Nature*. 1987; 325.
27. Triano J. Biomechanics of spinal manipulative therapy. *The Spine Journal* 1. 2001; (121-130).
28. Dishman J, Ball K, Burke J. Central Motor Excitability Changes After Spinal Manipulation: A Transcranial Magnetic Stimulation Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2002; 25.

29. Lehman G. Kinesiological research: The use of surface electromyography for assessing the effects of spinal manipulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(692-696).
30. Lehman G, McGill S. Spinal Manipulation cause variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. *Clinical Biomechanics*. 2011; 16 (293-299).
31. Bicalho E, Palma J, Macagnan J, Rivas J, Ferretti E. Immediate effects of a high- velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Manual Therapy*. 2010; 15 (469-475).
32. Marshall P, Murphy B. Muscle Activation Changes After Exercise Rehabilitation for Chronic Low Back Pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008; 89.
33. Kingston L CLTS. The effects of spinal mobilizations on the sympathetic nervous system: A systematic review. *Manual Therapy*. 2014; 19(281-287).
34. Lougee H, Jhonston R, Thomson O. The suitability of sham treatments for use as placebo controls in trials of spinal manipulative therapy: A pilot study. *Journal of Bodywork & Movements Therapies*. 2013; 17(59-68).
35. Bialosky J, Bishop M, George S, Robinson M. Placebo response to manual therapy: something out of nothing? *Journal of Manual and Manipulative Therapy*. 2011; 19.
36. Shumway-Cook A. *Motor Control: theory and practical applications*. Primera ed. Butler JP, editor. Baltimore: Williams & Wilkins; 1995.
37. Janssen W, Bussmann H, Stam H. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Journal of the American Physical Therapy Association*. 2002; 86(866-879).

38. Doorenbosch C, Harlaar J, Roebroek M, Lankhorst G. Two strategies of Transferring from Sit-to-Stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Biomechanics*. 1994; 27
39. Rash GS. *Electromyography Fundamentals*.
40. Navarro R. *Electromiografía*. Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica.
41. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L, Danneels L. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLPB patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004; 14(333-342).
42. Arias L. *Análisis Kinesiológico del Movimiento Humano*. 2008.
43. Garcia M. *Valoración de la electromiografía de superficie multicanal para el análisis de la mialgia de esfuerzo en músculos del antebrazo*. Proyecto de Fin de Carrera. Universidad Politecnica de Catalunya; 2010.
44. SENIAM [Internet]. Netherland: Roessingh Research and Development; c2006. Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles [Citado 20 Junio 2015]. Disponible en: <http://www.seniam.org/>.
45. Siurana J. Los principios de la bioética y el surgimiento de una bioética intercultural. *VERITAS*. 2010; 22 (121-157).
46. Meeker W, Haldeman S. Chiropractic: A Profession at the Crossroads of Mainstream and Alternative Medicine. *American College of Physicians-American Society of Internal Medicine*. 2002; 136 (216-227).
47. Ong C, Doll H, Bodeker G, Stewart-Brown S. Use of osteopathic or chiropractic services among people with back pain: a UK population survey. *Health and Social Care in the Community*. 2004; 12 (265-273).

Anexo 2.- Consentimiento Informado

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

Investigador principal: Klgo. Leonidas Eduardo Arias Poblete.

Coinvestigadores: - Mirko Antonio Jesús Briones Góngora.

- Ingrid Rosana Flores Medina.

- Katherine Macarena Manzano Barahona.

- Javiera Soledad Oyarce González.

Evaluación de la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, tras una intervención de terapia manual ortopédica a nivel lumbar: un estudio Experimental.

Esta información tiene por objetivo ayudarlo a tomar la decisión de participar o no en el estudio propuesto. Para ello le entregamos aquí una descripción detallada del marco general de este proyecto, así como las condiciones en las que se realizará el estudio y sus derechos como participante voluntario.

DETALLE DE PROCEDIMIENTOS: Se estudiarán los cambios en la actividad electromiográfica del músculo tibial anterior, durante la transición sedente a bípedo, lo cual se realizará bajo condiciones normales, grupo control, y posterior a la aplicación de una técnica de terapia manual ortopédica a nivel lumbar en el grupo experimental. En esta última situación, se aplicará manipulación de alta velocidad y baja amplitud (HVLA) a nivel lumbar, realizada por un especialista en el área, Terapeuta Manual con 10 años de experiencia. Por otro lado, para evaluar la actividad electromiográfica se requiere la instalación de electrodos de superficie en la piel, mediante un material adhesivo sobre la musculatura que se

desea estudiar. Este método corresponde a una técnica no invasiva, indolora, conocida y validada por la literatura científica existente y no implica ningún riesgo para la persona evaluada. El procedimiento consiste en:

1. Limpiar la piel sobre la cual se ubicarán los electrodos, con el objetivo de detectar la señal lo más pura posible, esto quiere decir que se espera captar las señales provenientes del músculo principalmente y no de otras fuentes (señal no deseada considerada como ruido).

2. Es necesario rasurar la superficie donde va ubicado el electrodo, ya que el pelo evita una adecuada detección y posterior interpretación de la señal. Cualquier elemento que se encuentre entre el electrodo y la piel afectará la calidad de los datos obtenidos.

3. El lugar donde se ubican los electrodos corresponde a sitios estrictamente descritos en la literatura científica relativa a la electromiografía (EMG) y estos están detallados en un anexo incorporado a este documento.

4. Luego, se adhieren los electrodos a la piel mediante cintas de doble contacto y se procede con el registro de los datos. Para ello, el (la) participante grupo control deberá realizar la transición sedente a bípedo, durante el tiempo que sea necesario para un correcto registro, posteriormente, se aplicará sobre él, una simulación de la técnica, para finalmente volver a medir con EMG los cambios a nivel de la musculatura. El investigador le explicará en cada sesión el procedimiento de la tarea que deberá realizar. En cambio, de ser grupo experimental, se realizará una medición preliminar con EMG durante la transición sedente a bípedo, consecutivamente recibirá la manipulación HVLA, para culminar con una nueva medición electromiográfica durante la transición.

PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO: La participación en este estudio es de forma voluntaria y el otorgamiento del consentimiento no tiene ningún tipo de

repercusión legal, ni obligatoria a futuro. Usted puede retirarse del estudio cuando estime conveniente, sin tener que dar ningún tipo de explicación.

CONFIDENCIALIDAD: Si bien los resultados que se obtengan pretenden servir para publicaciones de carácter científico, su identidad no aparecerá en ningún caso publicada, permaneciendo en secreto y sólo codificada con sus iniciales y la fecha del procedimiento; cualquier persona ajena a esta investigación carece de acceso a información que permita identificar a los voluntarios que participen en este estudio. La integridad de los datos obtenidos, serán almacenados en formato digital, por duplicado, en soportes diferentes (disco duro y DVD a modo de respaldo) mientras dure el estudio. Una vez finalizado este, los datos serán guardados sólo en medio sólido (DVD) con el fin de contar con un respaldo para la eventual comprobación de resultados y procedimientos de análisis. En ambos casos los datos se mantendrán al resguardo del investigador responsable. Es posible que los datos recopilados en el marco de esta investigación sean utilizados en estudios posteriores que se beneficien del tipo de registros obtenidos. Si así fuera, solamente estarán disponibles los datos codificados según lo indicado en el párrafo anterior, manteniendo su identidad personal estrictamente secreta.

BENEFICIOS DEL ESTUDIO: Como participante usted estará contribuyendo al conocimiento de la terapia manual ortopédica y sus efectos musculares en una zona distal a la aplicación de esta técnica. En esta línea, se estará favoreciendo que las metodologías de aplicación de la manipulación vertebral consideren las repercusiones en otras zonas, lo cual puede resultar fundamental a la hora de ponderar el costo-beneficio de la técnica aplicada. Además, si usted lo desea, se le informará sobre los resultados y tendrá acceso libre a sus propios registros de EMG. Mientras participe en el estudio podrá tener una comunicación fluida con todos los investigadores involucrados en el estudio.

RESPONSABILIDAD DEL EQUIPO DE INVESTIGACIÓN: En la remota eventualidad de cualquier complicación médica que surja de los procedimientos antes detallados, el equipo se hará responsable de asumir las intervenciones que se requieran para su resolución. Cualquier duda en relación a la tarea o la técnica empleada puede ser libremente expresada a cualquiera de los investigadores responsables aquí indicados:

RESPONSABLES DE ESTA INVESTIGACIÓN:

INVESTIGADOR PRINCIPAL:

KLGO. LEÓNIDAS EDUARDO ARIAS POBLETE.

COINVESTIGADORES:

MIRKO ANTONIO JESÚS BRIONES GÓNGORA

INGRID ROSANA FLORES MEDINA

KATHERINE MAKARENA MANZANO BARAHONA

JAVIERA SOLEDAD OYARCE GONZÁLEZ

DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE

He sido invitado a participar en la investigación de estudiantes de 5to año de kinesiología de la Universidad Andrés Bello, la cual consiste en la medición de cambios electromiográficos en el músculo tibial anterior tras una manipulación de alta velocidad y baja amplitud. Comprendo que se me ubicaran electrodos sobre mi piel y que recibiré una de las intervenciones señaladas, he sido informado que no existen riesgos asociados, además sé que no existirán beneficios para mi persona y que no se me recompensará monetariamente. Se me ha proporcionado el nombre de los investigadores que son fácilmente contactados usando el nombre y teléfono particular.

He leído la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente a las preguntas que he realizado.

Según el procedimiento que se me explicó anteriormente, Yo _____co
nsiento voluntariamente mi participación de este estudio, y pertenecer al grupo control _____ o grupo experimental _____ según se me ha seleccionado y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin recibir repercusiones de ningún tipo.

Nombre y firma de Participante.

Nombre y firma de Investigador.

Fecha: ____/____/____

Anexo 3.- Aprobación de Comité de ética SSMO.



Servicio de Salud Metropolitano Oriente
Comité de Ética Científica

PROTOCOLO DE APROBACIÓN DE PROYECTOS CLÍNICOS

Con fecha 27 de Diciembre de 2016, el CEC del S.S.M. Oriente analizó y aprobó definitivamente el Proyecto de Investigación para optar al grado de Licenciado en Kinesiología, titulado:

“Evaluación de la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, tras una intervención de terapia manual ortopédica a nivel lumbar: un estudio Experimental”.

y que conducirá el **Klgo. Leonidas Arias Poblete** como Investigador Principal en laboratorio de Análisis de Movimiento Humano de la UNAB Casona de las Condes, edificio C5, sala KIN005 con la colaboración como Co-Investigadores de: **Mirko Antonio Jesús Briones Góngora, Javiera Soledad Oyarce González, Katherine Makarena Manzano Barahona e Ingrid Rosana Flores Medina.**

Se analizó y aprobó los siguientes documentos del Proyecto de Tesis:

- Resumen del Proyecto “Evaluación de la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, tras una intervención de terapia manual ortopédica a nivel lumbar: un estudio Experimental”.
- Consentimiento Informado para el estudio “Evaluación de la actividad eléctrica del músculo tibial anterior, tras una intervención de terapia manual ortopédica a nivel lumbar: un estudio Experimental”, fechado por el CEC del S.S.M. Oriente el 27 de Diciembre de 2016.

Tomó conocimiento de:

- CV del Investigador Principal: Klgo. Leonidas Eduardo Arias Poblete.
- CV de los Co-Investigadores:
Mirko Antonio Jesús Briones Góngora,
Javiera Soledad Oyarce González,
Katherine Makarena Manzano Barahona e
Ingrid Rosana Flores Medina.
- Autorización del Director de la Carrera de Kinesiología, Sr. Luis Gómez, Facultad de Ciencias de la Rehabilitación Universidad Andrés Bello, de fecha 06 de Diciembre de 2016.

Envío a usted la nómina de los miembros permanentes del CEC del S.S.M. Oriente al 27 de Diciembre de 2016

Dra. Sara Chernilo S.	Broncopulmonar (Presidente)	Inst. Nacional del Tórax
Dra. M. Esther Meroni L.	Geriatra (Secretaria)	Inst. Nac. de Geriatria
Dr. Ricardo Vacarezza	Asesor en Bioética	No institucional
EU Elena Núñez M.	Coordinadora	No institucional
Dr. Carlos Rey C.	Cardiólogo	Hospital del Salvador
Dr. Rómulo Melo Monsalve	Neurocirujano	Inst. Nac. de Neurocirugía
Dr. Manuel Sedano Lorca	Gineco-Obstetra	Hospital Dr. Luis Tisné
Dr. Lientur Taha M.	Neurocirujano	Inst. Nac. de Neurocirugía
Dr. Jorge Plasser Troncoso	Cirujano- Oncólogo	Hospital del Salvador
Sra. Angélica Sotomayor	Abogado	No institucional
Sr. Hugo Gutiérrez Guerra	Miembro de la Comunidad	No institucional


Dra. Maria Esther Meroni Layes
 Secretaria



Santiago, 27 de Diciembre de 2016

Anexo 4.- Cuestionario

Nombre:

Edad:

R.UT.:

Género:

Carrera:

Universidad:

Número de contacto:

E-mail:

Peso (Kg):

Talla (metros):

Responda SI o NO con una X en el espacio y especifique cuando corresponda:

- 1) A lo largo de su vida, ¿ha sufrido algún traumatismo de consideración a nivel de columna? ¿Cuál?

Sí__ No__

Especifique: _____

- 2) ¿Se ha sometido alguna vez a un proceso quirúrgico de columna? ¿Cuál?

Sí__ No__

Especifique: _____

3) Durante el último año, ¿ha presentado síntomas como dolor, hormigueo, sensación quemante, debilidad en columna lumbar o en extremidades inferiores?

Sí__ No__

4) Durante el último año, ¿ha presentado alguna lesión o alteración que comprometa su sistema nervioso central o periférico? (ejemplos: cirugías en la columna vertebral, traumatismos, hernias, etc.)

Sí__ No__

Especifique: _____

5) Durante el último año, ¿ha presentado alguna alteración estructural y/o funcional de la columna vertebral? (ejemplos: escoliosis, cifosis, hiperlordosis, etc.)

Sí__ No__

Especifique: _____

6) Presenta alguna de estas condiciones:

___ Artrosis

___ Osteoporosis

___ Hernia Lumbar

Firma.

Anexo 5.- Recomendaciones para la ubicación de sensores en la musculatura de extremidad inferior y pie.

Muscle	
Name	Tibialis anterior
Subdivision	
Muscle Anatomy	
Origin	Lateral condyle and proximal 1/2 of lateral surface of tibia, interosseus membrane, deep fascia and lateral intermuscular septum.
Insertion	Medial and plantar surface of medial cuneiform bone, base of first metatarsal bone.
Function	Dorsiflexion of the ankle joint and assistance in inversion of the foot.
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Supine or sitting.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm.
Electrode placement	
- location	The electrodes need to be placed at 1/3 on the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus.
- orientation	In the direction of the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the ankle or the proc. spin. of C7.
Clinical test	Support the leg just above the ankle joint with the ankle joint in dorsiflexion and the foot in inversion without extension of the great toe. Apply pressure against the medial side, dorsal surface of the foot in the direction of plantar flexion of the ankle joint and eversion of the foot.
Remarks	

Extraído de: <http://www.seniam.org/>. Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles.

