



**Universidad
Andrés Bello**

UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA REHABILITACIÓN

ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

**CAMBIOS ELECTROMIOGRÁFICOS EN LA MUSCULATURA DE HOMBRO
TRAS UNA MANIPULACIÓN TORÁCICA DE ALTA VELOCIDAD Y BAJA
AMPLITUD: UN ESTUDIO PILOTO**

Tesis para optar al grado de Licenciado en Kinesiología

AUTORES

ALEJANDRO ANTONIO AEDO GAJARDO

MARÍA VICTORIA FERNÁNDEZ RIOJA

FERNANDO JAVIER MARILEO GONZÁLEZ

CLAUDIO IVÁN OYARZO ACEITÓN

PROFESOR GUÍA: LEÓNIDAS EDUARDO ARIAS POBLETE

Santiago de Chile

2015

CALIFICACIONES

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTOS

ALEJANDRO ANTONIO AEDO GAJARDO

Es un momento bastante especial, culminamos un proyecto juntos, para poder comenzar en un futuro próximo un nuevo camino. Este trabajo pasa a ser más que solo un requerimiento académico y es reflejo de un proceso más de aprendizaje, y no hago referencia a un conocimiento de la teoría, sino más bien a habilidades que serán útiles en nuestra vida, como lo son el trabajo en equipo, el esfuerzo, sacrificio y responsabilidad.

Por esta misma razón, debo agradecer a:

Mi familia por su apoyo incondicional, ellos facilitaron en la medida de lo posible y lo imposible todo lo que estuvo a su alcance, me entregaron todo lo necesario para poder crecer y desarrollarme sin mayores preocupaciones.

Amigos (as) que estuvieron en momentos de diversión y alegría, como también en momentos un poco más opacos y tristes, el estar ahí es un hecho que agradezco profundamente.

Por último, pero no menos importante, a los profesores Leónidas Arias y Juan Ignacio de la Fuente, profesor guía de este proceso y profesor colaborador respectivamente. Ambos independientes de su rol, estuvieron siempre dispuestos a aportar en esta etapa, siempre atentos a escuchar mis dudas y permitir un espacio a la reflexión.

MARÍA VICTORIA FERNÁNDEZ RIOJA

En primer lugar, quiero expresar mi máximo agradecimiento a todas las personas que me han apoyado y acompañado a lo largo de esta carrera, y en especial a aquellas personas que fueron parte de esta etapa y que me ayudaron a compatibilizar mi carrera académica con mi carrera deportiva, estoy infinitamente agradecida, ya que sin todos ustedes, este camino hubiese sido imposible.

Quiero dar las gracias a mis papás, María Eugenia y Luis, por el apoyo incondicional que siempre me han entregado en todos los aspectos de la vida. Gracias por permitirme estudiar esta linda carrera y acompañarme en todo este proceso.

Agradezco a mis compañeros de trabajo, Alejandro, Fernando y Claudio por estar siempre con la mejor disposición a trabajar y a dar lo mejor. Gracias también por los buenos momentos que vivimos en este tiempo, por la eterna paciencia, comprensión y entrega hacia mí y los demás.

Por último, quiero agradecer a los profesores Leónidas y Juan Ignacio por estar presentes en este proceso, por la ayuda y conocimiento entregado y por el tiempo dedicado, de verdad muchas gracias.

FERNANDO JAVIER MARILEO GONZÁLEZ

Este proyecto ha requerido de un largo proceso de elaboración, y la dedicación de mucho tiempo de trabajo por parte de nuestro grupo de tesis, marcando uno de los hitos que va a permitir terminar un largo proceso que nos abrirá las puertas a uno aún más largo y lleno de incertidumbre, pero que gracias al esfuerzo, dedicación y apoyo recibido tanto de nuestra familia como profesores podremos sobrellevar aprendiendo en el camino.

Son por estas razones que no me queda más que agradecer a:

Mi padre Fernando, quien ha sido el único sustento económico para mi familia, además de su comprensión y apoyo en estos años de formación profesional, y que sin él no podría estar en el lugar en el que estoy hoy, además de ser un ejemplo a seguir.

Mi madre Rosario por su amor, paciencia y ayuda en los momentos en el transcurso de estos largos años, por estar siempre esperando con una sonrisa las noticias de mi progreso.

Profesor Leónidas Arias y Juan Ignacio de la fuente, que gracias por su tiempo, conocimiento y enseñanzas, sin los cuales no habría sido posible terminar con nuestro proyecto de tesis.

Y finalmente agradecer a al grupo de tesis, que a pesar de haber tenido altos y bajos en este proceso hemos sabido sacar adelante nuestro proyecto dándolo todo para completar este gran paso.

CLAUDIO IVÁN OYARZO ACEITÓN

Han transcurrido cuatro años desde que comenzó mi viaje, cuatro años a través de los cuales he pasado por muchas cosas, experiencias vividas, recuerdos desagradables y acogedoras memorias, todo eso me ha preparado y colocado en donde estoy, al borde de terminar con uno de los procesos más largos de mi vida, que irónicamente, me permitirá empezar con un viaje aún más extenso.

Todas las cosas que me han forjado, me han ayudado a seguir adelante, por lo que no puedo sino, agradecer a todos aquellos que han estado junto a mí:

- Marybel y Jorge, mis amados padres, gracias a ustedes, su esfuerzo y bondad, me han otorgado la facultad de caminar por mí mismo y sobrepasar las adversidades.
- Compañeros y amigos, ustedes que han compartido muchas de mis alegrías y sufrimientos, les agradezco por estar allí cuando más los necesité.
- Profesores Leónidas y Juan Ignacio, a pesar de todo lo que pasamos durante este tiempo, debo decir que sin ustedes, no nos hubiera sido posible completar este proyecto.

El final solo se encarga de marcar el comienzo, por lo que este proceso se convertirá en parte de mis experiencias y sé que me permitirá convertirme en un mejor profesional.

Por último, le entrego mis más sinceros agradecimientos a mi equipo de tesis, quienes lo han dado todo para terminar a tiempo este trabajo.

Muchas gracias.

RESUMEN

Este estudio tuvo como objetivo general, evaluar el efecto de la manipulación torácica, sobre la actividad electrofisiológica, de los músculos implicados en el gesto de alcance. Para cumplir este objetivo, se realizó un diseño pre-prueba, post-prueba con grupo control, el cual abarcó una medición de electromiografía en los músculos Trapecio inferior y Deltoides posterior, antes y después de una manipulación vertebral. Las mediciones se realizaron durante la fase de transporte del gesto de alcance, donde se obtuvieron los porcentajes de activación y la amplitud de señal de los músculos mencionados. La población de estudio corresponde a hombres entre 19 y 25 años, estudiantes universitarios de la carrera de Kinesiología de la Universidad Nacional Andrés Bello, que estaban cursando entre 1er y 5to año de la carrera, durante los años 2014-2015. A todos los sujetos se les midió la altura desde el suelo al hombro en sedente y la distancia del alcance funcional para preparar las alturas de la silla y la mesa. Posteriormente, se identificó el brazo dominante y se procedió a realizar las pruebas de CVM para ambos músculos. Una vez determinada la CVM para ambos músculos, se procedió a evaluar el gesto de alcance, para lo cual el usuario debió sentarse en la silla frente a la mesa con el vaso de agua (previamente regulados). En cuanto a los datos obtenidos, cabe destacar que se presentaron cambios significativos tanto en los porcentajes de activación como en la amplitud de la señal de los músculos implicados en la estabilización de hombro durante un gesto de alcance, luego de una intervención TMO en comparación a una terapia placebo.

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 TMO, y así buscar nuevos enfoques terapéuticos, y en el mejor de los casos, mejores resultados de tratamiento.

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	12
2. CONSTRUCCIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	14
3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	16
3.1. Delimitación	16
3.1.1. Espacial	16
3.1.2. Cronológica	16
3.1.3. Conceptual	16
4. OBJETIVOS	17
4.1. Objetivo general	17
4.2. Objetivos específicos	17
5. MARCO TEÓRICO	18
5.1. Terapia manual ortopédica	18
5.1.1. Principios de la terapia manual ortopédica	19
5.1.2. Diferencias en el tiempo de la manipulación espinal	20
5.1.3. Efectos de la terapia manual ortopédica	21
5.1.4. Placebo	25
5.1.5. Terapia manual ortopédica y el control del movimiento	28
5.2. Control motor	29
5.2.1. Gesto de alcance	30
5.3. Electromiografía	34

5.3.1.	Electromiografía de superficie.....	35
5.3.2.	Generación de la señal electromiográfica	35
5.3.3.	Fuentes que interfieren en la señal	35
5.3.4.	Posicionamiento de los electrodos.....	38
5.3.5.	Procesamiento de la señal.....	38
5.3.6.	Técnica de normalización.....	39
6.	MARCO METODOLÓGICO	45
6.1.	Diseño de investigación	45
6.2.	Población y muestra	46
6.3.	Aspectos éticos de la investigación	48
6.3.1.	Conocimiento médico-científico.....	48
6.3.2.	Principios bioéticos	49
6.3.3.	Conflictos de interés.....	51
6.4.	Variables.....	51
6.5.	Hipótesis	52
6.6.	Materiales y métodos.....	54
6.6.1.	Materiales.....	54
6.6.2.	Recolección de datos y mediciones.....	55
6.6.3.	Estandarización del gesto de alcance	57
6.6.4.	Estandarización del placebo.....	58
6.6.5.	Estandarización de la manipulación	59
6.7.	Prueba piloto.....	59
6.7.1.	Técnicas para el análisis de información	60
6.7.2.	Análisis de datos	62

7. RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN	64
7.1. Porcentajes de activación electromiográfica	65
7.2. Amplitud de activación electromiográfica	67
8. DISCUSIÓN	71
9. CONCLUSIONES	75
10. REFERENCIAS	78
11. GLOSARIO	85
11.1. Manipulación	85
11.2. Movilización	85
11.3. Empuje	85
12. ANEXOS	86
12.1. Anexo N°1: Distribución cronológica de la investigación	86
12.2. Anexo N°2: Encuesta con criterios de inclusión y exclusión	88
12.3. Anexo N°3: Consentimiento informado	90
12.4. Anexo N°4: Colocación de electrodos según el protocolo SENIAM	96
12.5. Anexo N°5: Imágenes de los materiales requeridos para la medición. ...	98

1. INTRODUCCIÓN

La elección del tema nace en una discusión planteada en una clase extra programática de Terapia Manual Ortopédica. El docente planteaba dudas sobre los cambios electromiográficos que presentaban diversos músculos (extremidades inferiores y extremidades superiores), posteriores a una manipulación de alta velocidad y baja amplitud. En base a lo anteriormente planteado se nos presentó un estudio que trata sobre la activación del deltoides posterior y trapecio inferior mientras se trota en una treadmill, tras una manipulación vertebral. Luego de la lectura de este documento, nace la idea de realizar un estudio de características similares, pero con un gesto más funcional (gesto alcance), el cual tiene mayor relación con los músculos anteriormente mencionados, sin embargo, no existe una relación anatómica nerviosa entre los segmentos movilizados y la musculatura implicada.

El tema es relevante ya que permite afinar los conocimientos de la terapia manual ortopédica y permitir una realización consciente y segura de una intervención kinésica. Esperamos a su vez contribuir por ende a las bases de conocimientos de la terapia manual ortopédica.

Por lo expuesto anteriormente, resulta relevante establecer el objetivo general, el cual consiste en evaluar el efecto de la manipulación torácica sobre la actividad electrofisiológica de los músculos implicados en el movimiento de extremidad superior. Este estudio se logró, enfatizando en objetivos específicos, tales como, establecer los porcentajes de activación electromiográficos y la amplitud de la señal en la musculatura de la cintura escapular, durante el gesto de alcance, en sujetos adultos sometidos a manipulación torácica, en comparación a un grupo control.

A través de este estudio, fuimos capaces de responder a la siguiente interrogante: ¿Cuál es el efecto en la actividad eléctrica de los músculos deltoides fibras posteriores y

trapezio fibras inferiores durante el gesto alcance, en sujetos adultos sanos entre 19 y 25 años de edad, después de una intervención de terapia manual ortopédica o placebo, analizado en la Universidad Nacional Andrés Bello, durante los meses de agosto del 2014 – julio del 2015?

2. CONSTRUCCIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Actualmente en el contexto del control motor de hombro, se sabe que la electromiografía juega un rol imprescindible en la cuantificación de la actividad muscular eléctrica durante una contracción, la cual puede ser evocada de forma voluntaria o espontánea [1]. También se conoce que tras realizarse una manipulación vertebral de alta velocidad y baja amplitud (HVLA), los músculos modifican su actividad eléctrica [2], por lo cual se han realizado varias investigaciones orientadas a determinar estos cambios en diferentes músculos, entre ellos el hecho por McChesney, Haig y Gissane [3], quienes estudiaron la reacción de los músculos deltoides (fibras posteriores) y trapecio (fibras inferiores). En su investigación, se logró concluir que la actividad electromiográfica se encontraba reducida posterior a una movilización, no obstante, esto ocurrió tanto en el grupo control como en el grupo experimental, por lo que los cambios no fueron considerados significativos. Por otro lado, en una revisión sistemática realizada por Greg Lehman [4], encontró resultados diferentes, relacionados básicamente con un aumento en la actividad electromiográfica de la musculatura distal al área intervenida, produciéndose un incremento del tono. Estos diversos resultados, más que enriquecer el conocimiento, han generado un vacío en este, y solo reflejan la falta de investigación necesaria en el área, los estudios han dejado de lado la funcionalidad del individuo y lo aprecian solo en contextos de laboratorios, que difícilmente podrían extrapolarse a la realidad. Por ejemplo, se ha observado que no hay información acerca de la EMG en diferentes gestos motores, por lo cual, desconocemos que sucede en los músculos ya mencionados, luego de una manipulación vertebral HVLA, al realizar el gesto alcance. Hoy en día, los profesionales de la salud, encargados de las movilizaciones vertebrales, desconocen si la aplicación de su técnica es segura y evita riesgos en la modulación del tono muscular en una zona distante al área intervenida. Por lo tanto, consideramos pertinente determinar la actividad eléctrica antes y después

de la manipulación vertebral, en los músculos ya mencionados, ya que esta nos permitirá conocer los efectos de la manipulación HVLA sobre el hombro y el tono muscular, logrando obtener conclusiones atingentes para aportar en la entrega de bases y fundamentos de la terapia manual.

3. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es el efecto en la actividad eléctrica de los músculos deltoides fibras posteriores y trapecio fibras inferiores durante el gesto alcance, en sujetos adultos sanos entre 19 y 25 años de edad, después de una intervención de terapia manual ortopédica, analizado en la Universidad Nacional Andrés Bello, durante los meses de agosto del 2014 – julio del 2015?

3.1. Delimitación

3.1.1. Espacial

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

3.1.2. Cronológica

El proyecto de investigación se llevó a cabo desde marzo de 2014 a julio del 2015 (Ver anexo 1).

3.1.3. Conceptual

El proyecto de investigación centró su análisis teóricos en tres ejes temáticos; terapia manual, electromiografía (EMG) y el gesto alcance.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo general

Evaluar el efecto de la manipulación torácica, sobre la actividad electrofisiológica, de dos músculos implicados en el movimiento de extremidad superior.

4.2. Objetivos específicos

- a. Establecer los porcentajes de activación electromiográficos en musculatura de cintura escapular, durante el gesto de alcance, en sujetos adultos sometidos a manipulación torácica, en comparación a un grupo control.
- b. Establecer la amplitud de la señal electromiográfica en musculatura de cintura escapular, durante el gesto alcance, en sujetos adultos sometidos a manipulación torácica, en comparación a un grupo control.

5. MARCO TEÓRICO

5.1. Terapia manual ortopédica

La Terapia Manual Ortopédica (TMO) es un área de la fisioterapia que se basa en el manejo de patologías y/o alteraciones neuro-músculo-esqueléticas, utilizando principalmente técnicas manuales y ejercicios terapéuticos. Se centra especialmente en el razonamiento clínico, en la evidencia científica y en el modelo biopsicosocial de cada persona de manera individual [6]. La implementación del razonamiento clínico en la TMO es vital para comprender el problema principal del paciente, tomar las decisiones correctas, y así, proporcionar un adecuado tratamiento. Asimismo, la evidencia científica en conjunto con el diagnóstico de la persona, son esenciales para la elección del tratamiento, puesto que la evidencia científica determina cuales son los beneficios y riesgos que puede traer cada intervención según el caso. Además, el terapeuta siempre debe tener en cuenta los factores físicos, mentales y sociales (modelo biopsicosocial) de cada persona para una mejor elección del tratamiento y con esto, un mejor resultado [6].

La Terapia Manual (TM) se basa en numerosas técnicas que son utilizadas en el cuerpo y que pueden ser categorizadas según la estructura implicada: en articulaciones, en las cuales se realizan técnicas de movilización y manipulación; en tejido blando, que se utilizan técnicas de masajes; y en los nervios, donde se ejecuta una intervención neurodinámica [7].

5.1.1. Principios de la terapia manual ortopédica

La TM utiliza mecanismos biomecánicos y/o neurofisiológicos. Los mecanismos biomecánicos son utilizados cuando existe, luego de una evaluación, un mal alineamiento de estructuras o una hipomovilidad de alguna articulación, mientras que los neurofisiológicos están relacionados con cambios en el sistema nervioso y tienen mayor importancia en los resultados clínicos [7].

5.1.1.1. Principios biomecánicos

Según una revisión sistemática realizada por Bialosky [7], los resultados de los mecanismos biomecánicos son cuestionables puesto que la técnica de manipulación no es tan precisa en el área que se quiere intervenir y, por lo tanto, los cambios que se producen, son de carácter transitorio, por lo que sugiere que otros mecanismos pueden influir más en una intervención, como lo son los mecanismos neurofisiológicos.

5.1.1.2. Principios neurofisiológicos

Los mecanismos neurofisiológicos se pueden clasificar en: mecanismos periféricos, mecanismos de la médula espinal y mecanismos supra-espinales. En los mecanismos periféricos se encontró que existe una disminución significativa de citoquinas en la sangre, en las personas que se les realizó un técnica de TM versus un grupo control, y también cambios de otros componentes en la sangre como de β -endorfina, anandamida, N-palmitoilenatlamida, serotonina y canabinoides endógenos. Además, el mismo autor,

propone que la TM enfocada en tejido blando altera la inflamación aguda en respuesta al ejercicio y los niveles de sustancia P en sujetos con fibromialgia. Estos estudios proponen mecanismos de acción para el dolor músculo esquelético. Los mecanismos de la médula espinal influyen en el dolor músculo esquelético. Esto se justifica por un estudio que se realizó en ratas donde observaron una disminución de la activación del asta dorsal de la médula luego de una técnica de terapia manual. Se ha demostrado que los mecanismos supra-espinales también influyen en el dolor. Se realizó un estudio donde se le aplicó una técnica de TM en la extremidad inferior a una rata donde se demostró una disminución de la activación de regiones supra-espinales que son responsables del dolor [7].

5.1.2. Diferencias en el tiempo de la manipulación espinal

Se dice que la técnica de manipulación espinal varía según los métodos de aplicación, la experiencia del terapeuta y la región donde es aplicada, y como tal, la modulación de estos parámetros influye directamente en los resultados clínicos. Se ha reportado un amplio rango de duración del impulso realizado por los terapeutas que va desde los 30 a 250ms, pero por lo general, se realiza dentro de una duración del impulso de 130 a 200ms. Diversos estudios han descrito los efectos que se producen en función de la duración del impulso durante una técnica de manipulación espinal. Algunos sugieren que si la duración de impulso es menor, se produce un mayor movimiento de los segmentos adyacentes y un menor contacto vertebral que si la duración del impulso es mayor. Otros autores, por su parte, proponen que si la duración del impulso es menor a 100ms, la descarga del huso muscular es mayor. Sin embargo, la mayoría de estos estudios se han realizado en animales anestesiados. Un reciente estudio realizado en humanos sobre los efectos de las variaciones de la duración del impulso sobre la columna torácica, se demostró que existe una relación inversamente proporcional entre la duración del impulso y la respuesta EMG de los músculos paravertebrales, en la cual

se observa, que al disminuir el tiempo del impulso, aumenta la actividad durante y después de la realización de la técnica. No obstante, se desconoce si la velocidad de la manipulación vertebral influye sobre los efectos clínicos [5].

5.1.3. Efectos de la terapia manual ortopédica

La terapia manual produce cambios biomecánicos que tienen consideraciones fisiológicas al interferir indirectamente sobre el flujo de información sensorial hacia el sistema nervioso central. A través de esto, se estimulan los receptores músculo-tendíneos próximos al segmento intervenido, lo cual se atribuye a mejoras en aquellos individuos que presentan algún tipo de trastorno [8], [10]. Los efectos se detallan específicamente a continuación:

5.1.3.1. Efectos en la función muscular pasiva

Uno de los primeros estudios realizados en esta área, fue hecho por Shanbagh en 1897, quien midió la actividad bio-eléctrica en la musculatura a través de electrodos colocados en los músculos paravertebrales (bilateral), trapecio superior e inferior, y erectores de la columna. Inmediatamente tras la aplicación de una manipulación vertebral entre los segmentos del atlas y la pelvis con hipomovilidad, se observó una disminución de un 25% amplitud de la señal mioeléctrica. Otro estudio de similares características fue realizado por Lehman y McGill, en el año 2001, en donde se evaluó la influencia de la técnica de manipulación vertebral en los erectores espinales y abdominales (recto abdominal y oblicuos externos) en una posición de relajación. Como resultado del estudio, se observó una disminución de un 24.34% del promedio de la actividad muscular. De la misma manera, el señor DeVocht y su equipo en el año 2005, también observaron una disminución en el promedio de activación muscular de la

musculatura paravertebral, luego de aplicarse una técnica de movilización entre los segmentos de L2-L5, pero, a diferencia de los estudios previos, el equipo del señor DeVocht, obtuvo una disminución de un 43% del promedio de la actividad muscular [4].

5.1.3.2. Efectos en la función muscular activa

En base a la influencia que puede tener una técnica de TMO sobre las contracciones voluntarias al realizar un movimiento, el equipo de Lalenne (Lalenne et al. 2009) analizó la incidencia de una manipulación vertebral en los segmentos de L2-L5 sobre la actividad de los erectores espinales durante la flexión anterior de tronco. Los resultados posteriores al análisis, revelan que existe una disminución de la actividad muscular durante la ejecución del movimiento [4]. Por otra parte, una investigación realizada por Suter et al, encontraron un aumento en la actividad muscular de los extensores de rodilla durante una contracción isométrica en personas con dolor anterior de rodilla luego de realizar una manipulación espinal en la articulación sacro-iliaca [9].

5.1.3.3. Efectos sobre la activación muscular a distancia

Se sabe que la TMO produce cambios en la actividad muscular cercana a la región en donde se aplica, pero, ¿Qué ocurre con la musculatura ubicada distalmente a la zona de intervención? Mediante un estudio realizado por Dunning y Rushton, actualmente se conoce que si se producen cambios en grupos musculares alejados del lugar, ya que dentro de sus conclusiones, objetivaron la observación de un aumento en la actividad del músculo bíceps braquial tras aplicarse una técnica de manipulación vertebral de alta velocidad y baja amplitud [4]. También, en una investigación realizada por Suter et al., ya mencionada anteriormente, encontraron un aumento de la actividad muscular de los extensores de rodilla luego de una manipulación realizada a nivel de la articulación

sacroiliaca. Este aumento fue más significativo en los músculos de la pierna contralateral del lado que se realizó la técnica de TMO [9].

Otros estudios también han demostrado cambios en la activación de la musculatura distal, como es el caso del estudio realizado por Cardinale et al, donde evaluaron los músculos gastrocnemio medial y erector de la columna. Este estudio demostró que la respuesta muscular es mínima y transitoria, y que la manipulación espinal no proporciona cambios significativos en la activación muscular [10].

Por otra parte, un estudio de Dishman y Bulbulian, menciona que existe una atenuación de la excitabilidad de la α -motoneurona (medido a través del reflejo-H) inmediatamente después de realizar una manipulación espinal lumbo-sacra [11].

5.1.3.4. Efectos sobre las aferencias I, Ib y II

Korr et al, propuso que la manipulación vertebral aumenta la descarga en los husos musculares silenciando a las neuronas motoras gama facilitadas, planteando como hipótesis que la descarga en las neuronas gama es elevada en los segmentos vertebrales que responden a la manipulación vertebral, ya que se produce un deterioro de la movilidad articular a través de la sensibilización del reflejo de estiramiento, por tanto la estimulación de las aferencias del huso muscular que proporciona la manipulación vertebral reduce el circuito gama a través de una vía indeterminada. En el estudio de Pickaret al, registraron la actividad de los husos musculares y del órgano tendinoso de Golgi (OTG), dicho estudio mostró que el OTG se mantenía silente en reposo, pero se activa al aplicar la manipulación, y el huso muscular descarga en reposo y aumenta su tasa de descarga producto de la manipulación [8].

5.1.3.5. Efectos de la manipulación vertebral sobre los reflejos somato-somáticos

Diversos estudios demuestran que la manipulación vertebral desencadena reflejos musculares para-espinales alterando la excitabilidad de la motoneurona. Herzorg et al demostró que la aplicación de una manipulación vertebral aumenta la actividad EMG para-espinal en el patrón de movimiento relacionado a la región vertebral manipulada. Colloca y Keller describieron que este aumento en la actividad EMG se inicia a los 2-3ms y alcanza su máximo a los 50-100 ms. Pero estos cambios en la actividad muscular no sólo son excitatorios, Suter et al observaron una disminución en la actividad EMG al cabo de un 1 segundo de haberse aplicado una movilización en un paciente sintomático. Por lo tanto los efectos sobre la actividad muscular pueden ser de carácter excitatorios como inhibitorio. Los efectos sobre la actividad somato-somática de la musculatura para-espinal tras una manipulación pueden asociarse a un aumento de la fuerza muscular a través de la desinhibición de las vías neurales [8].

5.1.3.6. Efectos de la movilización sobre el sistema nervioso simpático

Durante varios años se ha investigado los efectos simpáticos que trae la movilización espinal. Una de las primeras hipótesis que se plantearon fue la teoría del “gate control”, lo que explicaría el mecanismo de los efectos terapéuticos, pero se llegó a un consenso de que la respuesta del sistema nervioso simpático (SNS) abarca mucho más que esa simple teoría. También, muchos autores han mencionado que la actividad simpática es provocada en un área de la mitad del cerebro, la sustancia gris peri-acueductal (SGPA). Y otros, se apoyan en la posición anatómica de los ganglios paravertebrales y tronco simpático para explicar la activación del SNS [12]. En un reciente estudio, donde se realizó una revisión sistemática, se presentó un cuadro resumen de los efectos simpáticos

que produce una movilización espinal. Todos los estudios que fueron seleccionados eran considerados de alta calidad. En estos, se demostró una excitación simpática en conjunto con hipoalgesia. Además, en algunos estudios, se mostró un aumento significativo en la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y presión arterial [12].

5.1.4. Placebo

El placebo ha tenido una larga y polémica historia en la medicina, porque el término placebo estaba asociado a un reemplazo casi fraudulento de lo real. La medicina moderna, tratando de dejar atrás una historia de curanderos, cuyas curas fueron afectadas por la fe o expectativa, trató de demostrar que los efectos de los tratamientos médicos no eran meramente efecto placebo, si no que estaban ligados a los ingredientes activos de tratamiento. Es decir, los ingredientes activos afectan directamente el cuerpo a través de procesos fisicoquímicos (no mediados por la mente). No obstante, la medicina moderna ha aceptado la idea de que los placebos producen efectos, en diferentes grados, pero sostiene que los tratamientos médicos proporcionan beneficios por encima de lo que proporcionaría un placebo [13]. En el estudio de Nakhostin Ansari, se comparan los efectos del ultrasonido y del infrarrojo en pacientes hemipléjicos con espasticidad. En ellos se observa que la aplicación de ultrasonido continuo durante 10 minutos, genera un efecto principal en el rango de movimiento, no obstante, se concluye que este no es capaz de reducir la actividad electrofisiológica de los pacientes [14].

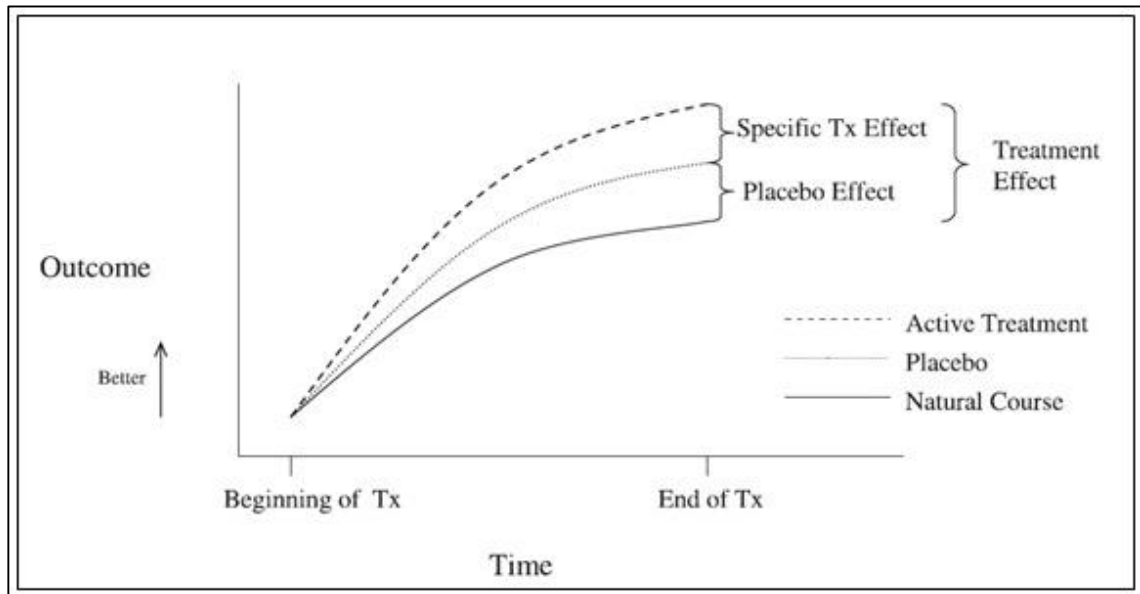


Figura N°1. Modelo aditivo del efecto placebo en una intervención.

Fuente: [13] Wampold, B. E., Minami, T., Tierney, S. C., Baskin, T. W., & Bhati, K. S. The Placebo Is Powerful: Estimating Placebo Effects in Medicine and Psychotherapy From Randomized Clinical Trials. *Journal of Clinical Psychology*. 2005; 61(7): 835–854.

El placebo corresponde a un tipo de intervención que está diseñado para simular una terapia. Una característica esencial para las investigaciones con variables controladas, es que no tiene un efecto biológico sobre una determinada enfermedad, razón por la cual se utiliza con el objetivo de poder aplicar el ciego (aleatorización) a las intervenciones asignadas, y permite estipular la verdadera magnitud de la intervención en estudio. El uso de placebos es útil para lograr y mantener el desconocimiento de los pacientes y clínicos sobre la intervención asignada (ceigo), además permite la creación de un “control negativo”, el que difiere del grupo en estudio solo por la intervención. De este modo es posible estimar el efecto real de la intervención estudiada, deduciéndolo del efecto logrado por el placebo en la misma situación clínica, en otras palabras, si en dos grupos todas las variables fueron idénticas, a excepción de la intervención, es lógico pensar que las diferencias en los resultados estén atribuidas a la misma [15]. Por otra

parte, si bien el placebo es una sustancia o intervención en teoría inerte y sin efectos sobre el curso de la condición en estudio, esta puede mostrar un perfil de efectos secundarios similares al tratamiento estudiado. En estos casos se habla de placebo activo, para diferenciarlo de aquel sin esta propiedad, conocido como placebo pasivo. Los placebos activos se utilizan para mantener el ciego, impidiendo que pacientes o clínicos adivinen o sepan que paciente recibe la terapia en estudio, a través del relato de efectos secundarios del procedimiento [15].

5.1.4.1. Efecto placebo

El efecto placebo, sale como consecuencia de la aplicación del placebo y se puede definir como “la reducción de los síntomas como resultado de la percepción de los pacientes de estar recibiendo una intervención terapéutica”. Sin embargo, pese a su carácter de sustancia ineficaz, puede ser capaz de producir efectos tanto fisiológicos como psicológicos (dependiendo de su naturaleza), es más, el carácter de estos efectos puede ser benéfico (efecto placebo) o adversos (efecto nocivo) [15]. Los estudios con relación a un efecto placebo a menudo involucran síntomas de la esfera psíquica, tales como depresión o dolor. Sin embargo, como se mencionó, el efecto placebo se puede traducir en cambios fisiológicos, como la reducción del dolor a través de la liberación de endorfinas, aumento de los niveles de dopamina endógena en pacientes con enfermedad de Parkinson y cambios en el tono de la musculatura bronquial y en el valor de flujo espiratorio máximo en asmáticos. Es este efecto placebo el que se busca controlar en los ensayos clínicos, de modo de determinar qué proporción del efecto mediado por la intervención en estudio es producto real de esta mejoría clínica, explicada por la sola percepción del paciente de sentirse tratado [15].

En terapia manual ortopédica, existen algunas intervenciones que han demostrado no tener efectividad al momento de la intervención, una de ellas, es el ultrasonido simulado (sham-ultrasound), la cual se basa en la aplicación de ultrasonido durante unos minutos,

ajustando la potencia en 0 watts/cm² [16]. Esta estrategia, es la que será utilizada con fines comparativos en nuestra investigación.

5.1.4.2. Terapia manual ortopédica y efecto placebo

En un estudio realizado por Lougee [17], se vinculó el alcance terapéutico de 4 estrategias, versus el efecto que generan sobre los umbrales de dolor por presión (PPT's) de los usuarios. El objetivo del estudio, era contrastar los efectos fisiológicos producidos por las diferentes estrategias y compararlos con la “sensación de mejoría” que relataban las personas. Las estrategias empleadas fueron:

- a. Técnica de terapia manual ortopédica (HVLA)
- b. Ultrasonido
- c. Técnica funcional simulada (Sham Functional Technique)
- d. Control sin intervención

Los resultados obtenidos, demuestran que ninguna de las estrategias empleadas fue capaz de producir cambios a nivel de los PPT's. Sin embargo, tanto el HVLA, como el ultrasonido, fueron evidenciados como tratamientos creíbles, que generaron cambios en la “sensación de mejoría” de los sujetos en estudio [17].

5.1.5. Terapia manual ortopédica y el control del movimiento

En la vida cotidiana, se realizan muchas actividades comunes, que han sido previamente estudiadas, como por ejemplo, caminar, sentarse, alcanzar objetos entre otras. Para la perfecta ejecución de estas actividades, debe existir un control por parte del cuerpo para su realización. Si bien ya mencionamos los múltiples efectos que genera la TMO y señalamos el efecto placebo que puede causar, aún nos quedan algunas

interrogantes por responder. Los estudios realizados para conocer la influencia de la TMO al control del movimiento, están recién comenzando, pues aún desconocemos que sucede con la musculatura durante gestos motores tan simples como el alcance en personas sanas.

5.2. Control motor

Saber desde donde proviene el movimiento, no es una interrogante nueva, puesto que es un tema que ha sido analizado desde hace muchos años. En la antigua Grecia, filósofos como Aristóteles y Platón consideraban que el origen del movimiento radicaba en el alma inmortal, la cual se encontraba en todos los animales capaces de ejecutar actividades voluntarias. La idea de un alma controladora se sostuvo durante muchos años, por ejemplo, Galeno señalaba en el siglo II de nuestra Era, que “los movimientos voluntarios de los segmentos corporales eran controlados por el alma, la cual enviaba las señales a los músculos a través de los nervios que transportan los espíritus animales”. En el siglo XIX, nos comenzamos a desligar de estos pensamientos gracias a la contribución de dos grandes investigadores, hoy en día considerados los padres del control motor, hablamos de Charles Sherrington y Nicolai Bernstein. El primero contribuyó al concepto de inhibición recíproca, como una forma de coordinación de músculos agonistas y antagonistas, describiendo entre otros aspectos el reflejo de estiramiento [18]. Por otra parte, Nicolai Bernstein deja de lado los aspectos de un control motor neural y se centra en las características del sistema que se está operando, principalmente en las fuerzas externas e internas que actúan en el cuerpo. Se entiende por fuerzas externas, a toda interacción de un cuerpo con factores externos (no dependientes de él), específicamente, las fuerzas que no son producidas por el mismo cuerpo y que tienen directa relación con la acción, un ejemplo de esto es la gravedad. Por otra parte, las fuerzas internas, son todas aquellas fuerzas que el mismo cuerpo puede producir y que tienen directa relación con la acción ejecutada. La interacción de estos factores, nos lleva a comprender, que si

bien, 2 personas pueden realizar la misma actividad, las acciones a llevar a cabo por cada uno de ellos pueden ser completamente diferentes. Esto se debe a que a raíz del mismo comando central, el cuerpo presenta una enorme variabilidad de movimiento (redundancia motora), lo cual nos permite tener una adaptación a la infinita cantidad de situaciones posibles. Bernstein señala que poseemos una gran cantidad de grados de libertad, definidos como la cantidad de planos en los que se mueve una articulación, por lo que las posibilidades de movimientos son demasiadas. Es por esto, que al existir gran cantidad de movimiento posible, debe existir un sistema controlador que permita regular la cantidad de movimiento durante una acción o actividad, ante ello señala: “La coordinación del movimiento es el proceso de dominar los grados de libertad redundantes del organismo en movimiento” [19]. Esto es posible gracias a las sinergias musculares, que son la coordinación de distintos músculos para que trabajen como una unidad.

5.2.1. Gesto de alcance

El análisis del control motor va orientado al estudio de acciones o actividades específicas en un determinado entorno asociado a ciertas condiciones [19]. El analizar esto, nos da una mirada más funcional y práctica de los movimientos, siendo posible aplicarlo a nivel clínico. Uno de los gestos motores más utilizados es el “alcance”, el cual se define a través de dos componentes: Transporte y agarre [20]. El componente transporte consiste en llevar rápidamente la mano al objeto, mientras que el componente de agarre es el movimiento de cierre de los dedos y el pulgar alrededor de un objeto con precisión [20]. El gesto alcance es utilizado en una gran cantidad de actividades de la vida diaria, e involucra necesariamente la interacción con un objeto como factor contextualizante.

5.2.1.1. Análisis cinético

La forma de interacción entre las fuerzas que influyen en la ejecución del gesto de alcance, dependen de variables como la distancia que se va a utilizar en conjunto con el peso del objeto. En el estudio realizado por Kaminski y Simpkins, nos muestra que al realizar un movimiento de agarre, en donde el objeto se encuentra cercano al tronco, la activación muscular agonista-antagonista y la fuerza muscular generada por el movimiento de los brazos es menor, por lo que la estabilización requerida a nivel de codo y hombro también será inferior. Por otro lado, la activación muscular agonista-antagonista toma mayor importancia cuando aumenta la distancia del objeto, ya que en consecuencia, se produce mayor amplitud de fuerza y se necesita una mayor estabilidad a nivel de codo y hombro. En conclusión, se destaca que las variaciones en la distancia del alcance, generan cambios en las respuestas del cuerpo, evidenciadas principalmente en los momentos internos [21].

5.2.1.2. Análisis cinemático

Una serie de estudios han demostrado que la forma en que se acerca la mano a un objeto depende de la tarea a realizar, por ejemplo, en el estudio realizado por Marteniuk et al, se le solicitó a los sujetos que tomaran un objeto y que posteriormente lo pusieran en una abertura pequeña o lo lanzaran al basurero. Se observó, que aunque la tarea inicial fuera la misma en ambas condiciones (alcanzar el objeto), los análisis demostraron diferencias, tales como una disminución en la velocidad y tiempo de desaceleración en la acción que requería mayor ajuste (colocar el objeto en una abertura pequeña), comparada con el lanzamiento. Estos valores, según Armbruster y Spijkers también se ven afectados por el tipo de movimiento que le sigue, ya sea por un

lanzamiento o por la reubicación del objeto [20]. La posición de los dedos también varía dependiendo del requisito para el agarre, ya que al solicitar que se tome un objeto, levantarlo y luego ponerlo en un nuevo lugar como una abertura estrecha o en un lugar amplio, se requiere la acción de movimientos precisos que también afectan a la posición individual de cada dedo [20]. Según Cohen y Rosenbaum [20], la colocación de la mano sobre el objeto también se ve afectada por la naturaleza de la tarea, ya que al pedir tomar un objeto cilíndrico y situarlo en una nueva altura, se observó que el área de agarre del objeto estaba relacionada inversamente con la altura a la cual se reubicaba el cuerpo. Esta evidencia demuestra claramente que los sujetos son capaces de anticipar la posición final antes de que se termine el movimiento mediante la generación de ideas sobre los movimientos que se van a realizar. Con el fin de estandarizar, otra investigación ocupó 2 tipos de botellas, de distinta forma y peso. En el estudio, se concluyó que la meta final influye en el gesto de agarre, específicamente en aspectos temporales. Por ejemplo, cuando la tarea tiene la finalidad de verter el agua, se observa un aumento en la duración del movimiento, lo cual puede ser explicado por el grado de precisión que se necesita para llevar a cabo esta tarea. Otro aspecto capaz de afectar el gesto, es el tipo de estímulo (representado en el peso y la forma del objeto). Se sabe que cuando este es más ligero, en este caso al utilizarse una botella convexa, el tiempo y amplitud de apertura máxima del agarre, se producen antes, en comparación con la de forma cóncava [20].

5.2.1.3. Análisis electrofisiológico

La gran mayoría de los estudios realizados sobre terapia manual, están centrados en los efectos inmediatos que se producen tras la manipulación vertebral. En ellos se refleja, que la actividad muscular, ya sea en descanso o durante la realización de una tarea, no ha presentado cambios significativos en los registros de las señales mio-eléctricas, tanto en la musculatura proximal y distal al lugar en que se aplica la técnica [4]. La actividad eléctrica durante el gesto de alcance no se limita solamente a los miembros superiores.

Gracias a estudios realizados últimamente, podemos declarar que las extremidades inferiores son mucho más que una mera base de apoyo. Por ejemplo, Crosbie et al encontró que, durante alcances rápidos a objetivos más allá de la longitud del brazo, las fuerzas de reacción verticales (FRV) a través de uno o ambos pies aumentaron de acuerdo con la dirección del alcance, activando una serie de músculos de las piernas durante el gesto. En un estudio realizado por Catherine Dean, Roberta Shepherd, Roger Adams se corrobora esta afirmación, ellos demuestran que a medida que el objeto alcanzado se aleja, la activación de las extremidades es mayor [21]. Ellas evaluaron la activación muscular del deltoides anterior (AD), recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y soleo (SOL), mostrando los siguientes resultados:

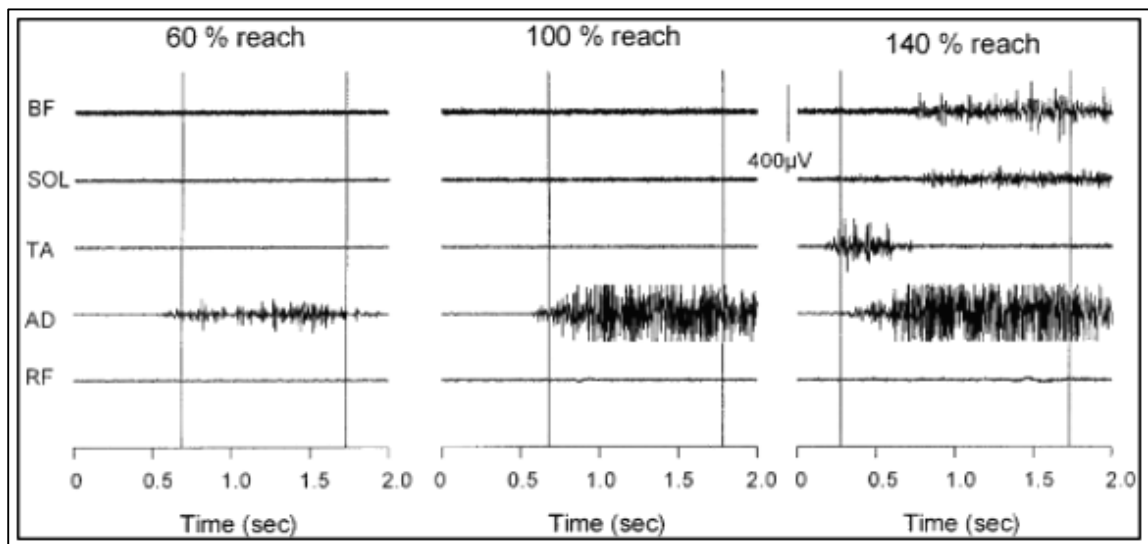


Figura N°2. Actividad eléctrica durante el gesto alcance, realizado a diferentes distancias.

Fuente: [21] D. Catherine. S. Roberta. A Roger. Sitting balance I: trunk–arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. School of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences, The University of Sydney, Australia Accepted 11 January 1999.

5.3. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es un método utilizado para medir la actividad eléctrica emitida colectivamente por la musculatura esquelética durante una contracción muscular [24], [25]. Por medio del desarrollo, registro y análisis de señales bio-eléctricas formadas por las variaciones fisiológicas en el estado de la membrana plasmática, se representan las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos, por consiguiente la señal EMG representa la actividad eléctrica de las unidades motoras de un músculo [25]. En esta línea, la señal electromiográfica es una manifestación de la acción neuromuscular asociada a una contracción muscular, siendo representativa del flujo de iones que se genera en la membrana de las fibras musculares. Es por esto que la electromiografía en kinesiología es utilizada para el estudio de la activación neuromuscular en ciertas tareas posturales, movimientos, trabajos y regímenes de tratamiento o entrenamiento, para cuyo desarrollo se utiliza un instrumento denominado electromiógrafo en conjunto con electrodos, cuya finalidad es medir en el tiempo, un registro eléctrico que corresponde a la suma de los potenciales de acción de las unidades motoras, transmitidas por las fibras hasta donde se encuentra el electrodo. Esta detección puede ser de dos formas; de manera directa (intramuscular), con la inserción de los electrodos en el tejido muscular, siendo de un carácter invasivo para la persona, o bien puede ser de forma indirecta (superficial), con electrodos de superficie colocados en zonas de la piel, justo encima del tejido muscular. Al ser menos invasivo, los electrodos de superficie tienen mejor aceptación y son utilizados preferentemente para obtener información sobre el tiempo y la intensidad de activación del músculo [1], [25].

5.3.1. Electromiografía de superficie

La electromiografía de superficie es un método no invasivo, que permite la obtención fácil y segura de las señales producidas por la activación muscular. La ventaja que posee, es que el usuario no necesita ser anestesiado, ya que no es necesario penetrar la piel para obtener la información de las unidades motoras, siendo una acción simple e indolora [25]. Es por esto, que este tipo de señal (que tiene la capacidad de ser recogida en la superficie de la piel), ha tenido grandes implicancias no tan solo en el área de la investigación, sino que también en el área de la medicina y la rehabilitación [1]. Gracias a la EMG de superficie, es posible estimar diversa información sobre la activación muscular, por ejemplo, la intensidad de la contracción muscular, la manifestación mioeléctrica de la fatiga muscular y el reclutamiento de unidades motoras [1].

5.3.2. Generación de la señal electromiográfica

La entidad más pequeña para la generación de fuerza muscular, es la unidad motora, la cual es la base de las fibras musculares que se encuentran bajo control neural. A medida que se van activando o reclutando más unidades motoras, más fuerza será incorporada, sin embargo, la cantidad de fibras bajo el control de las motoneuronas depende netamente de la función y características de un músculo particular. Las unidades motoras son reclutadas desde la más pequeña a la más grande. Este orden de reclutamiento se denomina principio de tamaño [1].

5.3.3. Fuentes que interfieren en la señal

Si bien, obtener los datos es relativamente sencillo, identificar la señal EMG original que se produce de la contracción muscular no lo es, ya que no solo se registra la señal

emanada. Esto es debido a que durante el camino, específicamente, desde la membrana del músculo hacia el electrodo, sufre alteraciones y se mezcla con otras señales. Como consecuencia, las características de una señal EMG son dependientes de la estructura del sujeto, tales como la conformación de la piel, la velocidad del flujo sanguíneo, la temperatura de la piel, las estructuras de los tejidos, el sitio en que se va a medir, entre otros [24]. Debido a esta gran cantidad de variables, se hace relevante conocer como otras fuentes de señales influyen en la calidad del registro.

5.3.3.1. Ruido

Corresponde a toda presencia o aspecto en la señal obtenida que se considera indeseable, la cual puede enmascarar alguna información de importancia con respecto a la medición, y cuyo origen puede ser proveniente de diversos factores [27], entre ellos tenemos:

- a. El ruido inherente a los artefactos eléctricos, poseen una frecuencia que va desde 0 a miles de Hz, los cuales no pueden ser eliminados, sino reducidos por componentes eléctricos de alta calidad.
- b. El ruido ambiental es el generado a partir de las fuentes de emisiones electromagnéticas o corrientes eléctricas las cuales pueden ser 2 a 3 veces mayor a la señal electromiográfica original.
- c. El ruido proveniente de los artefactos en movimiento, el cual es producido por la interfaz de la superficie del electrodo – piel y los movimientos de los cables conectados, cuya frecuencia va desde 0 a 20 Hz.
- d. Ruido proveniente de la inestabilidad propia de la señal, cuya explicación se debe a la naturaleza aleatoria que posea la tasa de disparo de las unidades motoras, y cuya frecuencia va desde 0 a 20 Hz.

5.3.3.2. Características de los tejidos o volumen conductor

Corresponde al efecto que generan los tejidos que separan la fuente de la señal electromiográfica y el electrodo sobre la señal detectada, ya que si bien el cuerpo humano es un buen conductor eléctrico, esta capacidad depende del tipo de tejido, su espesor, la temperatura fisiológica y varía de sujeto en sujeto, lo que puede influir en la comparación cuantitativa de la señal electromiográfica [30].

5.3.3.3. Crosstalk

Se refiere a la presencia o intromisión de señales electromiográficas provenientes de músculos ajenos al que se desea estudiar, si bien estas señales no superan el 10% al 15% del contenido total, se compone de muchos parámetros, entre ellos está la mezcla de volúmenes conductores de tejido generadores de señales y de la colocación de los electrodos [5]. Estos aspectos deben ser considerados, ya que son una fuente importante de error, puesto que puede confundirse con la información de un músculo activo cuando en realidad se encuentra inactivo. De la misma forma, los electrodos grandes son más susceptibles a detectar las señales de músculos adyacentes o cercanos [26], debemos considerar la influencia de la ubicación del electrodo, la cual está determinada por una entidad que nos permite unificar criterios en este aspecto, estamos hablando de la SENIAM, este acuerdo nos favorece para poder disminuir la fuente de error de una investigación.

5.3.4. Posicionamiento de los electrodos

Debido a que la electromiografía de superficie es una técnica que se utiliza en muchas áreas, entre ellas la investigación, es importante tener una normalización en la toma de datos, por lo que el proyecto SENIAM (Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles), tiene el objetivo de resolver los inconvenientes que impiden un intercambio útil de datos e integrar la investigación básica aplicada de la EMG. Dando lugar a las recomendaciones para la ubicación de los sensores, procedimientos de colocación y métodos de procesamiento de señales [27].

5.3.5. Procesamiento de la señal

Al realizar el proceso de registro o recolección de los datos EMG, lo que obtenemos es la señal original o como también se denomina en estado natural, la cual generalmente es controlada visualmente en un osciloscopio o un monitor de computador, para garantizar una señal libre de artefactos durante la etapa de recolección. El procesamiento de los datos requiere tomar decisiones en aspectos como el filtrado y en las técnicas relacionadas con los dominios tiempo y frecuencia [28]. En cuanto al filtrado de la señal, se sabe que juega un rol fundamental, ya que no solo afecta la fidelidad de los datos expuestos, sino que también su subsecuente procesamiento e interpretación. Dentro de las técnicas más utilizadas para la atenuación del ruido, encontramos la eliminación de bandas de frecuencias en las que se considera un mayor predominio (real o potencial) de la presencia de elementos indeseados, un ejemplo de esto es el empleo del filtro Butterworth, con sus correspondientes funciones paso alto y paso bajo, con frecuencias de corte (f_c) de 500 y 10 Hz respectivamente, o la utilización del filtro Notch para reducir la interferencia de la corriente eléctrica (50 Hz) [29]. Sin embargo, estas modalidades tienden a remover no solo el ruido, sino que también componentes de

frecuencia de la señal EMG, lo que implica una pérdida de información [30]. Este comportamiento ha sido denominado clásicamente como respuesta en “Pared de ladrillos”, en donde el intervalo entre la banda de paso y la banda de rechazo ocurre instantáneamente sin ningún retraso. Sin embargo, para efectos prácticos, esta situación no sucede de tal forma, ya que existe una zona de transición entre la aplicación del filtro y su acción sobre la señal (pendiente de la zona de transición). Otra característica relevante es la preservación de la linealidad en amplitud de la región banda, condición de importancia para la mantención de la fidelidad de la señal EMG registrada [37].

5.3.6. Técnica de normalización

En cuanto a esta temática, se sabe que consiste en tratar los datos funcionales de cada electrodo como un coeficiente (expresado habitualmente como un porcentaje) relativo a algún valor de referencia. Actualmente, y a pesar de su gran importancia, no se conoce un método óptimo de normalización, sin embargo, múltiples modalidades han surgido a lo largo de los años, lo que implica de una u otra forma cierta variabilidad en los datos obtenidos. Cuando la normalización es desarrollada, el investigador debiera decidir si un esfuerzo es estático o dinámico, lo cual será usado como referencia para el tipo de normalización a utilizar. El valor comúnmente empleado es la contracción voluntaria máxima (CVM), no obstante se debe tener en cuenta que la capacidad máxima de activar todas las unidades de motoras depende de muchos factores, tales como la activación del músculo, nivel de entrenamiento y motivación, en donde sin un entrenamiento adecuado sobre el sujeto, la CVM puede ser 20% a 40% menos que el máximo verdadero [30]. En base a esto, se sabe que las características de amplitud y frecuencia de la señal electromiografía han demostrado ser variables y muy sensibles a múltiples factores. De Luca proporciona una detallada descripción de cada uno, dividiéndolos en factores extrínsecos e intrínsecos. Los factores extrínsecos son aquellos que pueden ser influenciados por el experimentador, en los que se incluyen: configuración de los

electrodos (distancia entre electrodos, así como el área y forma de los electrodos), la colocación de estos con respecto al punto motor en el músculo, preparación de la piel, transpiración y temperatura, por otra parte, los factores intrínsecos incluyen: las características fisiológicas, anatómicas y bioquímicas de los músculos, como el número de unidades motoras activadas, tipo de fibra muscular que compone al músculo, el flujo sanguíneo en el músculo, diámetro de la fibra muscular, la distancia que hay entre el músculo con respecto al electrodo, y la cantidad de tejido entre la superficie del músculo y el electrodo. Todos estos factores, son los que pueden generar variaciones en la medición dentro de los individuos. Por este motivo, para poder comparar la actividad EMG en el mismo músculo en días diferentes, en diferentes individuos o comparar la actividad EMG entre los distintos músculos, la señal debe ser normalizada [31], lo que generalmente se realiza al dividir las señales EMG obtenida durante una tarea con un valor de referencia obtenido del mismo músculo, por lo tanto los factores que afectan las señales durante la realización de la tarea y la contracción de referencia son los mismos, logrando así, obtener de manera válida la medición de la actividad muscular.

Por tanto, el consenso de un buen valor de referencia para la normalizar de las señales, tiene como características una alta capacidad de repetición en un individuo, y que esta pueda ser comparada a partir de cualquier tarea, la elección de este valor debe permitir comparaciones entre los individuos y entre los músculos. Para hacer esto, se debe poseer un significado similar entre los sujetos y entre los músculos a evaluar. La elección del método de normalización es fundamental en la interpretación de las señales de EMG, ya que influirá en la amplitud y el patrón de las señales de EMG. Desafortunadamente, no hay consenso en cuanto al mejor método para la normalización de los datos EMG [32], y una variedad de métodos se han descrito para obtener valores de referencia de normalización, entre los cuales tenemos [33]:

A. Los niveles máximos de activación durante una contracción máxima

a. Contracción isométrica voluntaria máxima

Este es el método más común y confiable utilizado para normalizar los datos EMG, y se puede utilizar para comparar la actividad entre los músculos, entre las tareas y entre los individuos, en donde el registro EMG de un músculo durante una contracción isométrica voluntaria máxima es utilizado como valor de referencia. En este proceso de normalización se utiliza una prueba de referencia [34], en donde se asegura que se produzca la contracción máxima en el músculo de interés. Considerando la capacidad de repetición la pruebas, se recomienda al menos 3 repeticiones realizadas de manera separada por al menos 2 minutos con la finalidad de reducir los efectos de la fatiga. Y luego de los procesos de filtrado de las señales de EMG, el valor máximo obtenido es utilizado de referencia para la normalización de las señales, permitiendo de esta forma la evaluación del nivel de la actividad muscular de interés en la actividad evaluada [33].

b. La activación máxima obtenida durante la tarea de investigación al realizar un esfuerzo máximo

Es un método de normalización EMG que reduce enormemente la posibilidad de obtener señales mayores a los del valor de referencia, donde el proceso de normalización se realiza al pedir la máxima capacidad de realizar fuerza en una determinada tarea, sin embargo, los niveles de activación muscular máximos se desconocen, porque durante la realización de esta fuerza máxima, no se produce necesariamente la máxima activación muscular. Además, los diferentes individuos pueden utilizar diferentes estrategias de control muscular para producir el mismo movimiento, dando como resultado diferentes niveles de activación durante la contracción de referencia en un músculo determinado entre los diferentes sujetos. Por lo tanto, aunque altamente fiable, el uso de este método para normalizar los datos electromiográficos en la comparación de los niveles de activación muscular entre los individuos y entre los músculos que se están investigando, no es válido. Otro aspecto a destacar, es que este valor de referencia es dependiente de la

tarea, no puede ser utilizado para comparar los niveles de activación muscular entre diferentes actividades [35].

B. Los niveles de activación peak o media obtenidos durante la tarea bajo investigación

Esta técnica consiste en normalizar la señal, gracias a la amplitud máxima o media obtenida al realizar una actividad, donde los datos obtenidos, son utilizados para cada músculo e individuo por separado, en donde se determina por ejemplo: la máxima actividad EMG del músculo cuádriceps durante el ciclo de marcha o al andar en bicicleta, también en la máxima actividad del músculo bíceps braquial durante los ejercicios de miembro superior [35].

Si bien la normalización sobre la amplitud peak o media durante la actividad de estudio ha demostrado que disminuye la variabilidad, puede ser menos fiable ya que si bien la normalización se logra reduciendo las variables como la diferencia de fuerza entre los individuos, la cantidad de fuerza para levantar una carga dada varía en cada sujeto, por tanto los valores de referencia son relativos a la tarea y no a la capacidad muscular máxima de cada persona, por lo tanto los niveles de actividad muscular no se pueden comparar entre los músculos, tareas o sujetos [33].

C. Los niveles de activación durante las contracciones isométricas submáximas

El uso de contracciones máximas con el fin de obtener el valor de referencia para la normalización de la señal EMG, ha sido cuestionada debido a la dificultad de conseguir su máxima potencia, especialmente en sujetos sintomáticos que no puedan realizar una contracción máxima a causa del dolor, la inhibición muscular o el riesgo de lesión. Por lo cual, el uso de pruebas de contracción submáxima se han utilizado para obtener niveles de referencia EMG, donde se alienta el uso de contracciones <80% de la

contracción isométrica voluntaria máxima. Sin embargo, no hay consenso en cuanto a si las contracciones submáximas tienen una mayor fiabilidad, ya que comúnmente incluyen mantener una extremidad contra la gravedad o mantener una carga dada, determinada sobre un porcentaje de la carga máxima para cada individuales. Siendo, por lo tanto, este método de normalización utilizado para medir la actividad muscular del mismo músculo evaluado. Es por esto que la limitación principal son las comparaciones entre los niveles de actividad en los músculos y los individuos, puestos que no son válidas, porque el valor de referencia utilizado no es relativo a la capacidad máxima del músculo. Por ejemplo: levantar una carga absoluta de 1 kg puede requerir el 10% de la capacidad máxima del músculo en una persona fuerte, en comparación con decir el 40% de la capacidad máxima del músculo en otra persona que no es tan fuerte. Otra limitación es que la estrategia motora puede no ser la misma entre individuos o entre los hemi-cuerpos del mismo individuo durante la contracción submáxima de referencia [36].

D. La amplitud peak to peak de la onda M máxima (M-max)

Este método de normalización EMG requiere la estimulación externa de las motoneuronas- α . Cuando un nervio motor periférico es estimulado en un punto proximal al músculo, hace que este se contraiga. Esta señal se llama la onda M y puede ser grabada utilizando los electrodos colocados sobre ese músculo. Para obtener la máxima activación muscular y producir una onda M máxima (M-max), la amplitud de estimulación se incrementa hasta que la amplitud peak to peak de la onda M no aumenta más. Para garantizar la máxima simulación, la amplitud de la estimulación se incrementa en un 30%. La amplitud se usa entonces para normalizar las señales de EMG de la misma muscular durante las tareas de interés. Actualmente, este método de normalización es problemático, ya que la repetitividad de la onda M-max es cuestionable, esta parece ser menos fiables ya que el nivel de contracción máxima, disminuye con el tiempo, y depende de la longitud del músculo y la actividad a realizar. Si estos factores que afectan los valores de M-max se controlan, resultaría una medición más fiables. Este

método para normalizar los datos EMG tiene el potencial de facilitar las comparaciones entre los músculos, entre las tareas y entre individuos [33].

Ya que no se conoce un método óptimo de normalización, para nuestro estudio utilizamos los valores comúnmente empleados en la literatura, el cual corresponde a la contracción voluntaria isométrica máxima, sin embargo, como ya se ha mencionado, se debe tener en cuenta que la capacidad máxima de activar todas las unidades de motoras depende de muchos factores, por lo que al final este valor puede ser de un 20% a un 40% menor a la máxima contracción isométrica [30].

6. MARCO METODOLÓGICO

6.1. Diseño de investigación

La presente investigación es de tipo experimental, experimento puro, que utiliza 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 $0_1, 0_3$ (experimental y control respectivamente). Posteriormente, al grupo experimental (RG_1), se le administra la variable independiente ($X_1 = HVLA$) y se analiza la variable dependiente (0_2). Por otra parte, al grupo control (RG_2), no se le administra la variable independiente (--) y se analiza la variable dependiente (0_4).

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

RG_1	0_1	X_1	0_2
RG_2	0_3	--	0_4

Fuente: [38] Hernández Sampieri, R. Metodología de la investigación. 5ª. Ed. McGraw-Hill. México, D.F., 2010.
Pág. 278 – 318.

En este diseño, la única diferencia entre los grupos será la presencia-ausencia de la variable independiente. Inicialmente serán 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 solo afecte a un grupo. La hora en que se efectuará el experimento será la misma para ambos grupos, al igual que las condiciones ambientales. Es importante mencionar que al grupo control, si bien no se le aplicara la variable independiente, ésta se reemplazara por un estímulo placebo (ultrasonido).

6.2. Población y muestra

En la presente investigación, la población objetivo corresponde a hombres entre 18 y 25 años de nacionalidad chilena, pertenecientes a la Región Metropolitana, Santiago. Siendo la población de estudio hombres entre 18 y 25 años, estudiantes universitarios de la carrera de Kinesiología de la Universidad Nacional Andrés Bello, que estaban cursando entre 1er y 5to año de la carrera, durante los años 2014 y 2015. La muestra o población de estudio 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 fueron 20 estudiantes de segundo año, sección de KYMH II, de los Lunes 8:30 y 10:20 horas y de los martes a las 12:00 horas, que cumplieron con los criterios de inclusión.

Tabla N°2: Criterios de inclusión y exclusión para el estudio.

Criterios de Inclusión	Criterio de exclusión
Edad entre 18 – 25 años.	Alteraciones osteomusculares y capsulo-ligamentosas a nivel de hombro, codo, muñeca y mano (mencionadas por el sujeto participante).
IMC entre 19 – 24.	IMC menor a 19 o sobre 24. (Aumento del volumen conductor) [30].
Sexo Masculino.	Sexo femenino (cambios electromiográficos producto de las variaciones hormonales de estrógeno y progesterona durante el ciclo menstrual) [39].
Sedentarios (personas que realizan menos de 150 minutos de actividad física aeróbica de intensidad moderada, o bien 75 minutos de actividad física aeróbica vigorosa a la semana) [40].	Cirugía a nivel de miembros superiores o columna.
	Padecer alguna alteración de la columna (relatada por el sujeto participante).
	Padecer alguna lesión o alteración que comprometa su SNC o periférico.
	Sujetos no sedentarios (personas que realizan menos de 150 minutos de actividad física aeróbica de intensidad moderada, o bien 75 minutos de actividad física aeróbica vigorosa a la semana) [40].

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

6.3. Aspectos éticos de la investigación

Los progresos científicos y tecnológicos que día a día aportan el conocimiento de modernos procedimientos y avances en la medicina, por una parte, conllevan un sinnúmero de beneficios para las personas sanas o enfermas; pero, por otra, surgen de las investigaciones que se realizan en seres humanos, diversos dilemas éticos, específicamente, cuando no hay cumplimiento de normas, códigos o reglamentación en la investigación experimental. Si bien es cierto la experimentación en seres humanos tiene como propósito contribuir al mejoramiento de procedimientos diagnósticos y profilácticos y además la comprensión de la etiología y patogenia de una enfermedad, no es menos cierto que estos protocolos deben pasar por un cauteloso filtro que proteja los derechos de los pro-bandos y, en especial, de aquellas poblaciones vulnerables donde pudiera ser violentada la dignidad de la persona humana [41].

6.3.1. 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.

6.3.2. Principios bioéticos

- 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 influida por la expectativa de un trato preferencial o por la desaprobación o represalia en caso de que se nieguen a participar. No obstante, se recurre a ellos debido a la proximidad que existe con los investigadores.

- 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 alternativas terapéuticas, menos riesgosas (en cuanto a la movilización en TMO), para toda la población.

- No Maleficencia

Los autores de esta investigación se comprometen a evitar provocar cualquier tipo de sufrimiento (físico o psicológico) sobre los participantes del estudio, ya sea, que pertenezcan al grupo experimental o al grupo control (establecido en el consentimiento informado).

- Autonomía

Este principio debe ser abordado desde 2 aristas:

- Investigadores

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

- Participantes
 - Cada sujeto tiene la facultad de determinar por voluntad propia, si desea participar en la investigación. Se reconoce además, que cada persona, tiene la libertad de salir del proceso sin temor a represalias de ningún tipo, lo cual está estipulado dentro del consentimiento informado (Anexo 3).

6.3.3. Conflictos de interés.

Se recalca que ninguna de las personas vinculadas al estudio, presentan conflictos de interés en base a la producción de resultados. Todo este proceso fue aceptado y validado por el comité de ética de la Universidad Nacional Andrés Bello el día 10 de noviembre del año 2014.

6.4. Variables

Las variables que se utilizaron 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	Definición operacional
Amplitud de la señal	Cuantitativa	Continua	mV	Datos recolectados con EMG fueron analizados con software MatLab.
Porcentaje de activación muscular	Cuantitativa	Continua	%	

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

6.5. Hipótesis

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

$H1_i$: “Los porcentajes de activación muscular del músculo trapecio inferior durante el gesto de alcance, difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H1_o$: “Los porcentajes de activación muscular del músculo trapecio inferior durante el gesto de alcance, no difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H2_i$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo trapecio inferior durante el gesto de alcance, difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H2_o$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo trapecio inferior durante el gesto de alcance, no difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H3_i$: “Los porcentajes de activación muscular del músculo deltoides posterior durante el gesto de alcance, difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H3_o$: “Los porcentajes de activación muscular del músculo deltoides posterior durante el gesto de alcance, no difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H4_i$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo deltoides posterior durante el gesto de alcance, difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

$H4_o$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo deltoides posterior durante el gesto de alcance, no difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”.

6.6. Materiales y métodos

6.6.1. 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 (anexo 5).

Material específico para la medición	Unidad
Alcohol desnaturalizado (1litro).	1
Algodón hidrófilo (100gr)	2
Camilla	2
Consentimiento informado	20
Electrodos	2
Electromiógrafo DELSYS Bagnoli – 16 EMG System.	1
Electrotherapy ultrasound laser unit GYMNA COMBI 500.	1
Acelerómetro	2
Rasuradora	20
Alargador	2
Monitor	1
Lápiz dermatológico	1
Guincha medición	1
Mesa regulable	1
Silla regulable	1
Vaso de vidrio	1

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

6.6.2. Recolección de datos y mediciones

Se contactaron 20 sujetos, 10 fueron citados el 22 de noviembre del año 2014 a las 10:00 am y los restantes 10, el 12 de junio del año 2015 a las 12:00 pm en la sede Campus Casona Las Condes perteneciente a la UNAB, en el edificio C5 sala 402.

Luego de la llegada de los sujetos al lugar de medición, se les entregó el consentimiento informado (Anexo N°3), 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 de esta casa de estudio, visado por la Dra. Carolina Montero C.

Una vez firmado dicho consentimiento, se procedió a realizar las siguientes etapas:

Etapa 1: Determinar el brazo dominante, y obtener la amplitud EMG de la máxima de fuerza generada por el usuario, la cual será utilizada como el 100% (valor de referencia), permitiendo calcular el porcentaje de activación muscular pre y post intervención, en función de este valor. Para esto, se posicionaron los electrodos en las ubicaciones determinadas por la SENIAM, primero en el trapecio inferior, el electrodo se colocó a 2/3 de la línea entre el ángulo medial de la escápula y T8, y en el deltoides fibras posteriores se posiciono dos dedos por detrás del ángulo del acromion. Todo lo anterior fue realizado previo a limpiar la piel para sacar los elementos que podrían interferir al tomar los datos. Esta etapa estuvo a cargo del estudiante investigador Alejandro Antonio Aedo Gajardo.

Etapa 2: Una vez determinada la CVM para ambos músculos, se procedió a colocar los electrodos en el sujeto de estudio, y a su vez colocaron los acelerómetros (uno en la

mano dominante y el otro en el vaso), este sensor tenía por objetivo delimitar el ciclo de alcance, por lo tanto una vez detectados cambios de aceleración en la mano que realizaba el alcance, era indicador del comienzo del gesto, mientras que el sensor colocado en el vaso determinaba el fin del gesto en cuestión.

Los electrodos se colocaron en los siguientes canales del electromiógrafo:

- Canal 1 – Electrodo del trapecio inferior
- Canal 2 – Electrodo del deltoides posterior
- Canal 3 – Acelerómetro 1 (vaso), eje X
- Canal 4 – Acelerómetro 1 (vaso), eje Y
- Canal 5 – Acelerómetro 1 (vaso), eje Z
- Canal 6 – Acelerómetro 2 (mano dominante), eje X
- Canal 7 – Acelerómetro 2 (mano dominante), eje Y
- Canal 8 – Acelerómetro 2 (mano dominante), eje Z

Una vez instalado todo, se le solicitó al sujeto realizar el gesto de alcance, para lo cual la persona se ubicó en una silla frente a una mesa (ambas con altura regulable), con el fin de poder ajustarlas según las características de la persona a evaluar. El gesto consistía en alcanzar un vaso lleno con agua ubicado sobre una mesa que estaba ajustada a una altura correspondiente al 75% de la distancia entre el suelo y la articulación de hombro, del sujeto sentado. El alcance se realizó a una distancia del 100% del largo entre la articulación de hombro, hasta el punto más distal de la mano equivalente al dedo medio flexionado al momento de alcanzar el vaso. Este gesto, debió ser practicado 1 vez, previo a la medición oficial, siendo los sujetos instruidos para beber agua del vaso. Para esto, la mano dominante debió estar relajada sobre el muslo del sujeto y la mano no dominante debió colgar al lado del tronco, luego se procedió a pedir al sujeto que tomara agua, iniciando el movimiento con la mano dominante. Esta etapa estuvo a cargo de los estudiantes investigadores María Victoria Fernández Rioja y Fernando Javier Marileo González.

Etapa 3: Aplicación de la técnica de TMO o placebo, una vez realizado el gesto. Es importante señalar que los sujetos fueron seleccionados de forma aleatoria (mediante una tómbola), para recibir una manipulación de alta velocidad y baja amplitud o bien una intervención placebo (US). En el primer caso, para el grupo experimental, las manipulaciones HVLA solo fueron realizadas por el Klgo. Juan Ignacio de la Fuente Astroza, quién tiene magister en TMO y varias certificaciones en cursos de alta velocidad. En el segundo caso, para el grupo control, los participantes recibieron una intervención con US (Electrotherapy ultrasound laser unit GYMNA COMBI 500). La aplicación de ultrasonido fue realizada por el estudiante investigador Claudio Iván Oyarzo Aceitón.

Etapa 4: El usuario vuelve a realizar el gesto alcance para tomar las mediciones finales. Todas las mediciones fueron registradas y procesadas posteriormente por el investigador a cargo Klgo. Leónidas Eduardo Arias Poblete.

6.6.3. Estandarización del gesto de alcance

Se procede a pedirle a los sujetos sentarse en una silla de altura regulable, la cual es ajustada al 100% de la distancia correspondida entre la articulación de la rodilla hasta el suelo. Desde esta posición debió alcanzar un vaso de 13,4 cm de alto, 7,3 cm de diámetro, y con un peso constante al ser llenado con agua hasta 1,5 cm bajo su borde. Este vaso se encuentra en una mesa que posee una altura que va al 75% de la distancia que corresponde a la articulación de hombro hasta el suelo con el sujeto sentado. 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. El

alcance se realizó a una distancia del 100% del largo entre la articulación de hombro, hasta el punto más distal de la mano correspondiente al dedo medio flexionado al momento de alcanzar el vaso [21].

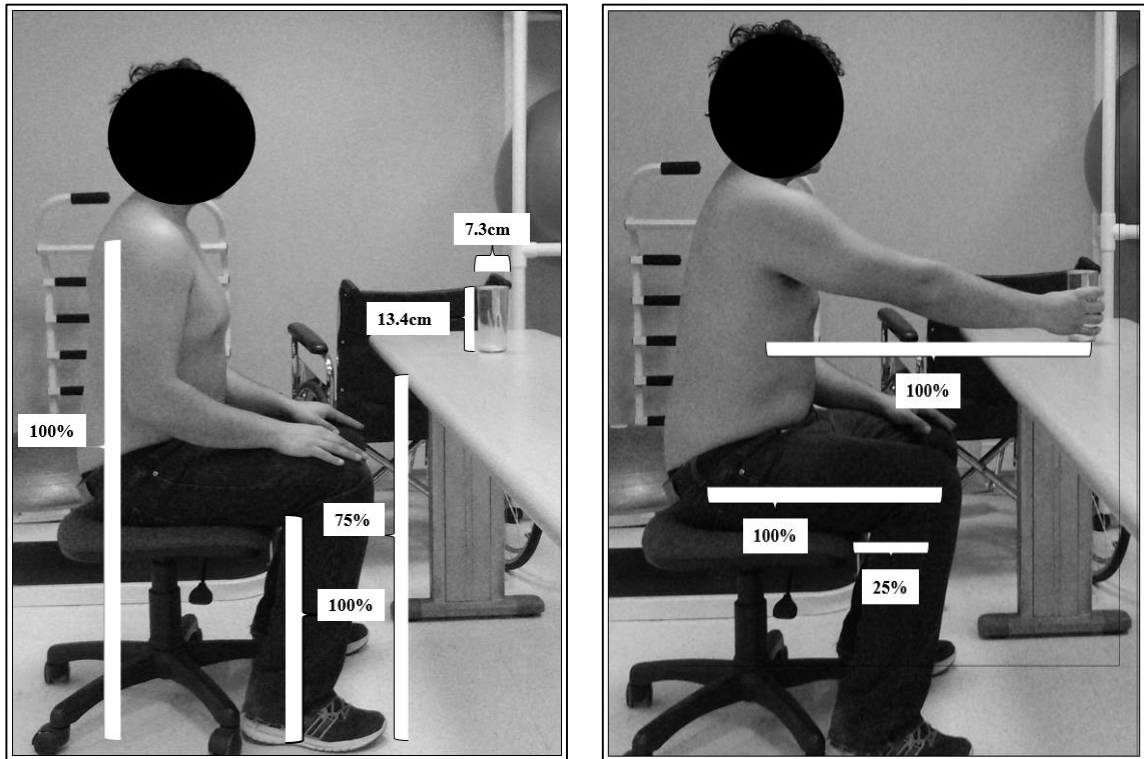


Figura N°3 y N°4. Ejemplificación del gesto de alcance.

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

6.6.4. Estandarización del placebo

Los sujetos del grupo control recibieron una intervención con US, la cual constaba de una aplicación local en el segmento a tratar (T3-T4) durante 2 minutos, mientras la intensidad se mantenía en 0 (W/cm²). A todos los participantes de este grupo se les solicitó mantenerse en posición decúbito prono durante la realización de la intervención [22].

6.6.5. Estandarización de la manipulación

Los sujetos pertenecientes al grupo experimental fueron intervenidos con una movilización torácica de alta velocidad y baja amplitud a nivel del segmento vertebral T3-T4. Esta intervención fue realizada según el protocolo descrito por Sánchez-Jiménez and Rodríguez-Díaz, 2009 y Dunning et al., 2012, en el cual, cada participante se colocó en posición decúbito supino con los brazos cruzados alrededor del pecho. La mano derecha del terapeuta contacta de manera bilateral los procesos transversos de T4, mientras que la mano izquierda se apoya sobre los codos del sujeto añadiendo un componente de movimiento flexor y de deslizamiento posterior para reducir la tensión. El espacio inferior al proceso xifoides de la mano izquierda del terapeuta es usado como área de contacto contra los codos del paciente. La maniobra es realizada con una dirección antero-posterior mientras el sujeto exhala [23].

6.7. Prueba piloto

La prueba piloto se realizó el día 13 de Diciembre del 2014 en la sede Campus Casona Las Condes perteneciente a la UNAB, en el edificio C5 sala 402 (Laboratorio Sistema Músculo Esquelético). En esta instancia se citaron a 2 participantes, con el propósito de detectar algún error o falencia en el procedimiento de la toma de muestras y a su vez poner en práctica las etapas enunciadas en el punto 6.6.2

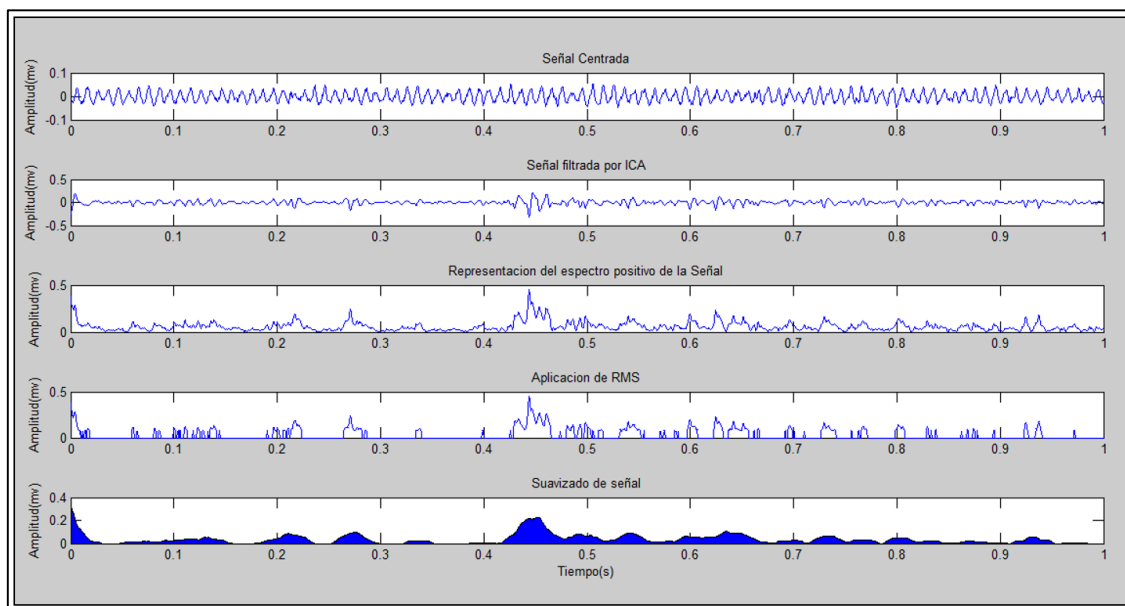
6.7.1. Técnicas para el análisis de información

En primer lugar es importante señalar cuál fue el procesamiento que se le aplicó a la señal EMG de cada músculo.

El procesamiento se llevó a cabo con el software MatLab © versión 7.10.0. Lo primero que se realizó a todas las señales fue el filtrado mediante ICA, utilizando el algoritmo FastICA. 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°5).

Figura N°5: Primer procesamiento de la señal electromiográfica

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

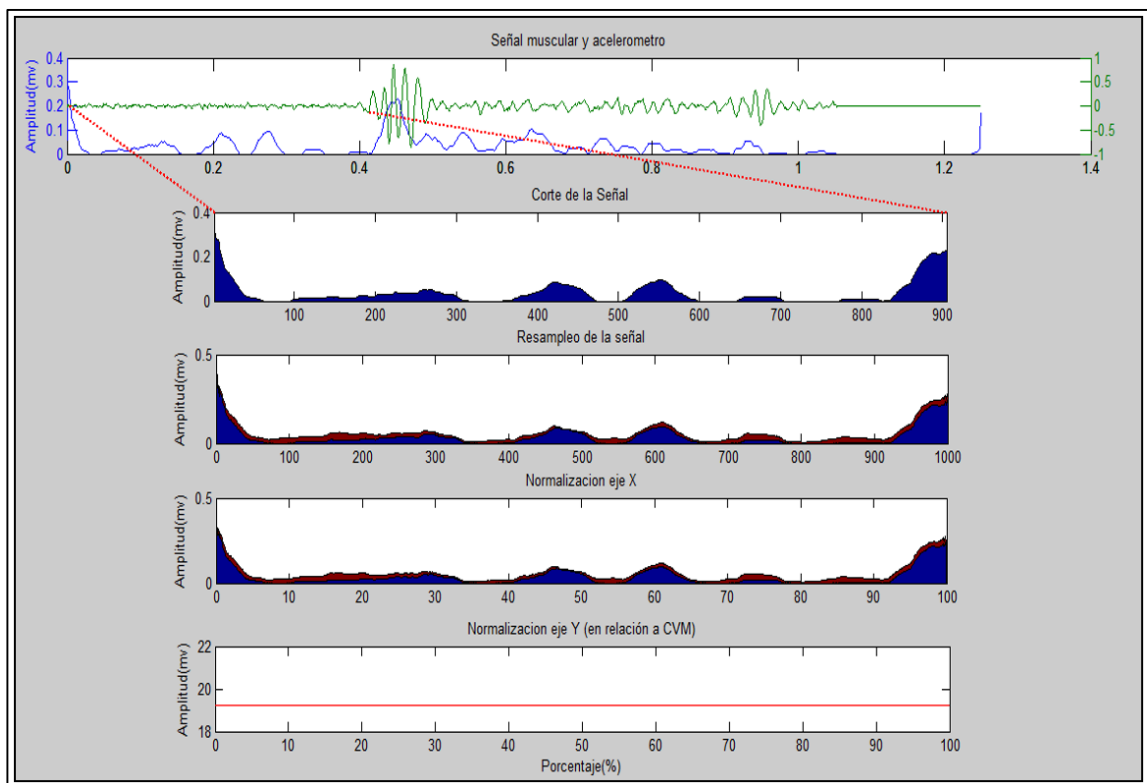


Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

A continuación, se procedió a cortar cada una de las señales EMG según las espigas generadas por el acelerómetro, con el fin de obtener ciclos de alcance 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 de cada músculo (Ver figura N°6).

Figura N°6: 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, 2015.

Si consideramos el procesamiento de la señal que se realizó anteriormente, debemos ponderar que para cada sujeto en estudio se obtuvo una señal para el músculo Trapecio inferior y Deltoides posterior 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) tenemos la siguiente cantidad de ciclos evaluados:

- 10 ciclos del gesto alcance pre TMO
- 10 ciclos del gesto alcance post TMO
- 10 ciclos del gesto alcance pre Placebo
- 10 ciclos del gesto alcance post Placebo

En base a estos antecedentes, se promediaron los ciclos de la categoría pre y post intervención por separado, para cada condición y cada músculo. Por lo tanto, en función de estos datos finales se obtuvieron las variables analizadas en la presente investigación, es decir, amplitud y porcentajes de activación muscular

6.7.2. Análisis de 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: Seleccionar un programa estadístico: MatLab © versión 7.10.0.

Fase 2: Explorar los datos:

- Analizar descriptivamente los datos por variable, mediante medidas de tendencia central (media) y medidas de variabilidad, para evaluar la dispersión de los datos (desviación estándar).
- Visualizar 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 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.

Fase 5: Preparación de los resultados para presentarlos (tablas, graficas, cuadros).

7. 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 23,48 y una desviación estándar de 0,88. En cuanto a la edad se encontró un promedio de 21,8 años con una desviación estándar de 1,22 (Tabla N°5).

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

Datos Grupo Experimental		
	IMC	Edad
Promedio	23,48	21,8
SD	0,88	1,22

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

Por otra parte para el grupo control participaron 10 hombres, con un IMC promedio de 23,43 con una desviación estándar de 2,26. En cuanto a la edad se encontró un promedio de 21,7 años con una desviación estándar de 1,41 (Tabla N°6).

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

Datos Grupo Control		
	IMC	Edad
Promedio	23,43	21,7
SD	2,26	1,41

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

7.1. Porcentajes de activación electromiográfica

Se valoraron los porcentajes promedio para cada músculo 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 de cada músculo

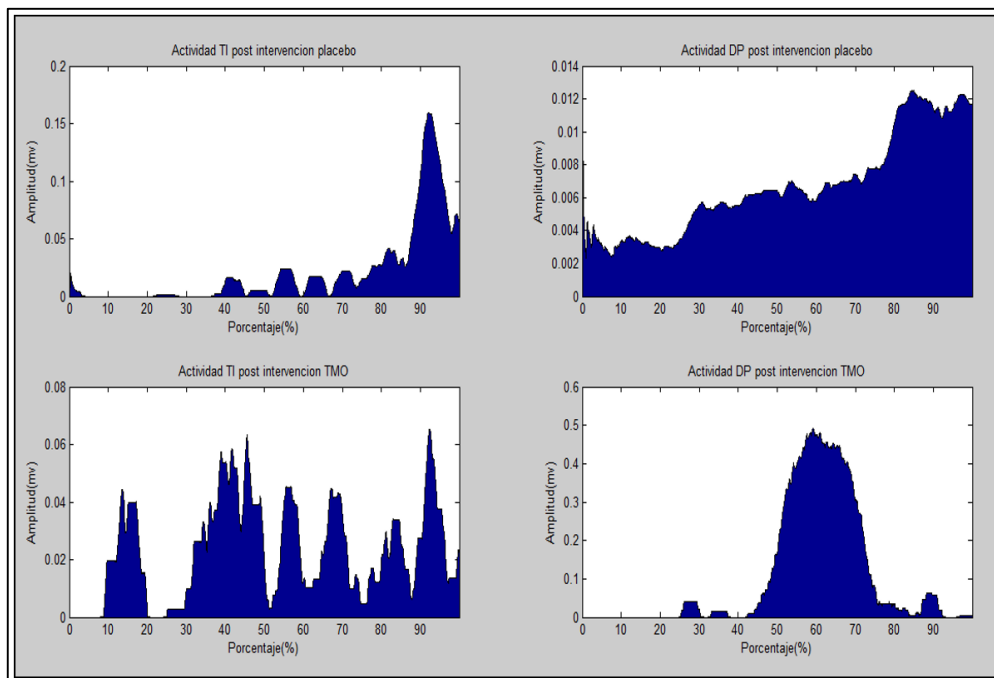
Músculo	Condición	Control	Experimental
Trapecio Inferior	Pre	82%, SD: 3,56	83%, SD: 2,89
	Post	80%, SD: 2,22	89%, SD: 5,63
Deltoides Posterior	Pre	100%, SD: 0,12	100%, SD: 1,77
	Post	100%, SD: 0,45	68%, SD: 6,91

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

Al analizar los datos expresados en la tabla N°7 se logró verificar que para el músculo Trapecio inferior la actividad post intervención en el grupo experimental es mayor en un 9% a la del grupo control, sin embargo para el Deltoides Posterior sucedió lo contrario, ya que el grupo experimental presento una disminución de su actividad en un 32% respecto al grupo control.

Esta situación se puede verificar en la figura N°7 en donde se aprecia la actividad muscular en términos porcentuales (eje x) para cada músculo y post intervención, tanto placebo como TMO. En relación al Deltoides Posterior se aprecia una notable disminución de su actividad en la primera mitad del ciclo, ya que post intervención placebo se observa una activación constante. Por otro lado, en relación al Trapecio Inferior se logra observar que post TMO aumenta el porcentaje de activación muscular, lo cual se manifiesta predominantemente en la mitad inicial del gesto.

Figura N°7: Perfil de activación del gesto funcional alcance en grupo control y grupo experimental post intervención.



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se acepta $H1_i$: “Los porcentajes de activación del músculo Trapecio Inferior durante el gesto de alcance, difieren de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”, y también $H3_i$: “Los porcentajes de activación del músculo Deltoides Posterior durante el gesto de alcance, 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 cada 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)
Trapecio Inferior	-8.5634
Deltoides Posterior	14,72

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

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.

7.2. Amplitud de activación electromiográfica

En primer lugar se valoró la amplitud promedio para cada músculo y cada condición (grupo control – 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 de cada músculo

Músculo	Condición	Control	Experimental
Trapezio Inferior	Pre	6,48%, SD: 1,54	6,7%, SD: 1,12
	Post	6,7%, SD: 0,98	6,5%, SD:0,65
Deltoides Posterior	Pre	1,2%, SD: 0,34	1,3%, SD: 0,81
	Post	1,17%, SD: 0,27	19,21%, SD: 7,45

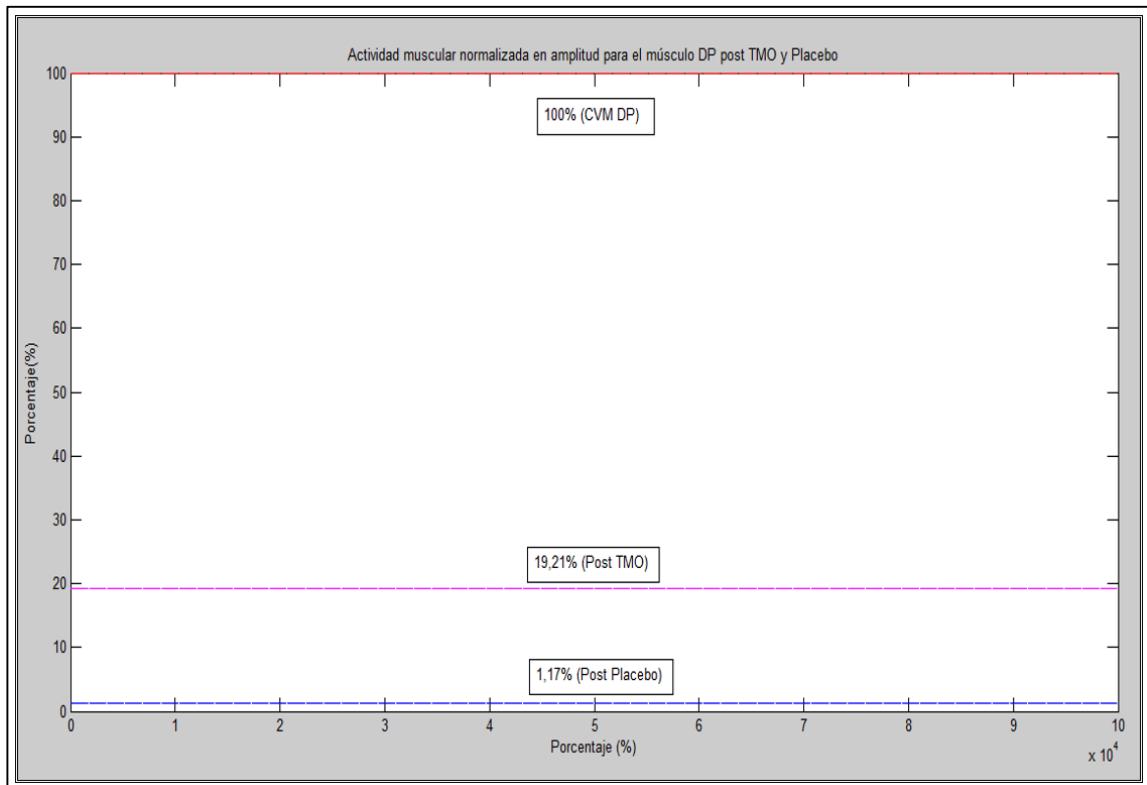
Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

Es importante mencionar, que estos valores están en función de la actividad eléctrica detectada durante la contracción voluntaria máxima, 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 Trapecio inferior la actividad post intervención en el grupo control y experimental es bastante similar, variando entre un 6,7% y 6,5% respectivamente.

En relación al Deltoides posterior se aprecia un gran aumento en su amplitud porcentual promedio, pasando de un 1,17% post intervención placebo en el grupo control, a un 19,21% post intervención TMO en el grupo experimental. Esta situación se puede verificar en la figura N°8 en donde se aprecia la actividad muscular en términos porcentuales (eje Y) para este músculo. Es importante ponderar que la línea de color rojo representa el 100% de actividad (CVM), la línea de color magenta es la amplitud promedio post TMO, mientras que la línea de color azul representa la amplitud promedio post Placebo (Grupo control).

Figura N°8: Actividad muscular Normalizada en amplitud para el músculo DP post TMO y Placebo



Fuente: MatLab © Creada por Kinesiólogo Leónidas Arias Poblete, 2015.

Por otro lado al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se rechaza $H2_i$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo Trapecio Inferior durante el gesto de alcance, difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”, y se acepta la hipótesis nula $H2_0$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo trapecio inferior durante el gesto de alcance, no difiere de manera significativa al comparar el grupo control con el grupo experimental”. Sin embargo, para el músculo Deltoides Posterior sucedió lo contrario ya que se acepta $H4_i$: “La amplitud de la señal electromiográfica del músculo deltoides posterior durante el

gesto de alcance, 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 TI, se ubica dentro de los valores críticos, mientras que el valor t para el músculo DP se encuentra fuera de estos valores.

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

Músculo	Valor t (grupo control - experimental)
Trapezio Inferior	1,45
Deltoides Posterior	-12,97

Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.

8. DISCUSIÓN

Antes de comenzar con este punto, es pertinente saber que existe un ciclo determinado para realizar el gesto de alcance correspondiente a las fases de transporte y agarre (relatado previamente en el marco teórico), sin embargo, ya que la monitorización del gesto finaliza cuando el sujeto inicia la fase de agarre, solo estamos consignando la fase de transporte. Por este motivo, en el presente estudio se relacionó la fase de transporte del gesto de alcance, con los porcentajes de activación muscular obtenidos en el análisis de los datos, para lo cual, fue necesario dividir la fase en porcentajes de 0 al 100% para facilitar su posterior análisis, ya que la duración era diferente para cada sujeto.

Con respecto a los datos obtenidos del músculo trapecio inferior, tanto para los sujetos pertenecientes al grupo experimental como para los del grupo control, no se evidencian cambios significativos en cuanto a la variable de amplitud de señal, lo cual puede estar atribuido a que los rangos de trabajo en el gesto de alcance no coinciden con los rangos óptimos para un reclutamiento mayor de las fibras (considerando que corresponde a un estabilizador del movimiento), sin embargo, al apreciar el porcentaje del tiempo de activación, se deja al descubierto un cambio significativo en el grupo experimental, principalmente en la primera mitad de la fase durante el despegue de la mano desde el muslo. Estos últimos datos, reflejan que hay un incremento en la duración de la activación para el trapecio inferior luego de la intervención con la maniobra HVLA, lo que implica que este musculo juega un rol más importante en la estabilización escapular en contraste con el grupo control.

En cuanto a los datos obtenidos del músculo deltoides posterior, existen importantes cambios en cuanto a las 2 variables analizadas. En la amplitud de la señal de este músculo, se observa un aumento significativo en el grupo experimental posterior a la

intervención, mientras que en el porcentaje de activación muscular, se aprecia una notoria disminución en el grupo experimental con respecto al grupo control tras la intervención, destacándose principalmente en la primera mitad de la fase. Estos datos manifiestan que el musculo deltoides posterior se activa de forma más precisa e intensa comparado con el grupo control, ya que está directamente relacionado con la desaceleración de la flexión de hombro.

Los resultados obtenidos producto de la investigación, son distintos a los conseguidos por los autores McChesney, Haig y Gissane [3] en los cuales basamos nuestro estudio, ya que ellos estudiaron la activación de estos músculos durante el ciclo de marcha sobre una treadmill, en donde la participación de estos músculos no toma mayor relevancia. Por otro lado durante el gesto de alcance los músculos estudiados tienen una mayor importancia como estabilizadores y reguladores durante la ejecución consciente de un movimiento de flexión de hombro, lo que se respalda con los resultados obtenidos por nuestro grupo.

Todos los cambios observados en las variables, pueden estar atribuidos a una eficiencia del movimiento desde el punto de vista del control motor, donde el trapecio inferior presenta un menor porcentaje de activación posterior a la intervención, debido a que se encarga de estabilizar la escapula durante el gesto y el deltoides posterior cambia su tiempo de activación (desde la segunda mitad del porcentaje de movimiento) actuando como desacelerador y controlador del movimiento, en contraste con las mediciones previas a la intervención, donde presentaba una actividad constante durante todo el ciclo. A partir de esto, se deduce que la musculatura realiza un mejor desempeño desde el punto de vista de la economía energética, ya que los sujetos intervenidos con terapia manual ortopédica utilizan de manera más selectiva y precisa la musculatura analizada, activando cada sector durante un porcentaje específico y con una mayor amplitud.

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, en musculatura no relacionada metaméricamente, esto implica que independiente de los segmentos movilizados, son los efectos neurofisiológicos de la intervención los que contribuyen con las modificaciones observadas en el gesto, según lo develado en estudios anteriores [7]. Bajo estos argumentos, podemos comparar las manipulaciones cervicales versus las manipulaciones torácicas, denotando la seguridad de estas técnicas como herramientas terapéuticas. Las manipulaciones cervicales cuales tienen diversas contraindicaciones para su realización, como por ejemplo: insuficiencia arteria vertebral, aneurisma, estenosis del canal raquídeo, inestabilidad, entre otras. Existe un riesgo de interrumpir el flujo sanguíneo de la arteria vertebral, pudiendo llevar a variadas alteraciones, generando problemas motores, vestibulares, auditivos, problemas de concentración y pérdida de la conciencia. Por otro lado, una manipulación a nivel torácico, carece de estos riesgos y permite a la vez, generar los mismos efectos terapéuticos consignados en la literatura [12]. Es por ello, que consideramos la manipulación de alta velocidad y baja amplitud a nivel torácico, como una herramienta más segura, que nos permite intervenir de forma preventiva y efectiva en el día a día.

Debido a que existen múltiples alteraciones de la condición de salud de un individuo en las cuales se ve perjudicada la integridad del complejo de hombro (por ejemplo, fracturas de húmero, escápula, clavícula; luxaciones glenohumerales, acromioclaviculares y esternoclaviculares; disfunción del nervio axilar y accesorio), hay gran cantidad de actividades realizadas con las EESS se ven afectadas a partir de estas condiciones de salud, entre ellas, el gesto alcance. Ya que este es una actividad funcional que se utiliza frecuentemente en la vida diaria, producto de estos cuadros ya mencionados, se produce un cambio en las sinergias musculares del complejo de hombro, llevando a una ejecución poco apropiada del movimiento, lo cual a largo plazo, puede llevar al desgaste de otras estructuras, generando mayores complicaciones para la recuperación. La dificultad de lograr una activación muscular adecuada, luego de una lesión, es común, y requiere de reiteradas repeticiones y estrategias para conseguirlo. Creemos que la manipulación torácica podría contribuir a reducir estos tiempos,

permitiendo una activación más temprana de la musculatura estabilizadora del gesto mencionado, contribuyendo al reconocimiento voluntario de la sinergia correcta y permitiendo un gesto más armonioso. Por lo tanto, podríamos entonces utilizar esta terapia para evitar gestos motores errados o mal ejecutados, y así prevenir en un futuro próximo, lesiones de tipo músculo esqueléticas y con ello, contribuir finalmente a un proceso de rehabilitación de un gesto motor (alcance), para que éste sea utilizado en un determinado contexto, permitiendo el desarrollo de las actividades de la vida diaria de una persona, desde tomar agua, coger objetos, hasta dejar objetos en su lugar...etc., logrando así facilitar la participación familiar, social, deportiva y/o cultural, a través del modelo biopsicosocial. La intervención de un terapeuta, debe mirar a una persona en todo su conjunto, esto quiere decir desde su cuerpo, sus actividades e incluso su contexto.

En cuanto a las deficiencias de nuestro estudio, estas radican en el limitado número de músculos evaluados, ya que para determinar si existen modificaciones concretas en los patrones movimiento, se requieren análisis más exhaustivos en cuanto a la musculatura involucrada y la globalidad del gesto. Por ende, sería recomendable para futuras investigaciones el considerar los demás músculos que se encuentran en el complejo de hombro, o incluso tomar en cuenta la segunda parte del gesto de alcance para así obtener una visión completa de que es lo que ocurre en este sector durante la actividad funcional.

9. CONCLUSIONES

Este estudio tuvo como objetivo general, el “evaluar el efecto de la manipulación torácica, sobre la actividad electrofisiológica, de los músculos implicados en el movimiento de extremidad superior”. Para cumplir este objetivo, se realizó una medición a través de electromiografía de los músculos Trapecio inferior y Deltoides posterior, antes y después de una manipulación vertebral (TMO) o terapia placebo, durante la fase de transporte del gesto de alcance, donde se obtuvieron los porcentajes de activación y la amplitud de señal de los músculos mencionados.

Para analizar los porcentajes de activación, se valoraron los porcentajes promedio para cada músculo y cada condición (grupo control y experimental). Se logró verificar que para el músculo Trapecio inferior, la actividad post intervención en el grupo experimental es mayor a la del grupo control. Sin embargo, para el Deltoides Posterior sucedió lo contrario, ya que el grupo experimental presentó una disminución de su actividad respecto al grupo control. Al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se acepta $H1_i$, y $H3_i$, ya que el valor t para cada músculo, se ubica fuera de los valores críticos.

Con respecto a la amplitud de señal, se valoró la amplitud promedio para cada músculo y cada condición (grupo control y grupo experimental), donde se logró verificar que para el músculo Trapecio inferior, la actividad post intervención en el grupo control y experimental es bastante similar. En el caso del Deltoides posterior, se aprecia un gran aumento en su amplitud porcentual promedio post intervención TMO en el grupo experimental. Al analizar las hipótesis mediante la prueba t, se logra verificar que se rechaza $H2_i$ y se acepta la hipótesis nula $H2_0$. Sin embargo, para el músculo Deltoides Posterior sucedió lo contrario ya que se acepta $H4_i$. En donde el valor t para el músculo TI, se ubica dentro de los valores críticos, mientras que el valor t para el músculo DP se

encuentra fuera de estos valores.

Bajo estos resultados se logró verificar que la TMO, particularmente la HVLA, genera efectos en los músculos que no tienen relación metamérica directa, con la región movilizada.

Podemos concluir que este estudio presentó cambios significativos tanto, en los porcentajes de activación como en la amplitud de la señal de los músculos implicados en la estabilización de hombro durante un gesto de alcance, luego de una intervención TMO en comparación a una terapia placebo. Creemos que estos resultados pueden ser proyectados hacia diferentes áreas en las cuales participa el kinesiólogo, por ejemplo:

- En el ambiente clínico, los usuarios que presentan limitaciones para realizar el gesto de alcance, pueden verse afectados por diversas deficiencias funcionales a nivel del complejo de hombro, entre las cuales encontraremos sinergias musculares inadecuadas. En estas condiciones, los usuarios podrían verse beneficiados con los resultados de la intervención, puesto que en base a nuestros resultados, obtendría un mejor desempeño expresado en un aumento de la estabilidad y una optimización del movimiento del hombro durante el gesto de alcance.
- Por otro lado, en un ámbito deportivo, si pensamos en un boxeador durante una pelea, este realiza un gesto muy similar al de alcance para poder realizar un golpe, es decir una flexión de hombro que lleva la mano hacia un objetivo determinado. En base a esto, el deportista se vería beneficiado, puesto que la actividad muscular se vuelve más precisa y eficiente durante el movimiento.
- Ya que los efectos sobre la actividad muscular provienen de los cambios a nivel de sistema nervioso simpático, resulta útil aplicar esta técnica en un segmento torácico, puesto que si lo comparamos con un segmento cervical, en este último nos encontramos con múltiples contraindicaciones. Desde este enfoque, esta intervención resulta más segura y con un mayor alcance para los usuarios.

Consideramos que estos resultados permiten justificar la aplicación de estas técnicas, tanto en el ámbito clínico como deportivo, ya que contribuyen al sustento teórico de la TMO.

En cuanto a las deficiencias de nuestro estudio, estas radican en el limitado número de músculos evaluados, ya que para determinar si existen modificaciones concretas en los patrones movimiento, se requieren análisis más exhaustivos en cuanto a la musculatura involucrada y la globalidad del gesto. Por ende, sería recomendable para futuras investigaciones el considerar los demás músculos que se encuentran en el complejo de hombro, o incluso tomar en cuenta la segunda parte del gesto de alcance para así obtener una visión completa de que es lo que ocurre en este sector durante la actividad funcional.

Por último, este estudio deja como interrogante: ¿Qué pasaría con la actividad electromiográfica en personas que presentan dolor o alguna alteración a nivel de hombro?, En este aspecto, ¿El efecto de la TMO que obtuvimos, será similar en personas que presentan dolor o alguna patología de hombro?, 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 TMO, buscando nuevos enfoques terapéuticos, y en el mejor de los casos, mejores resultados de tratamiento. Consideramos que este estudio deja las puertas abiertas para futuras investigaciones, por lo que puede ser considerado como guía para quien quiera seguir esta línea, con la finalidad de complementar y contribuir al conocimiento de los efectos de la terapia manual sobre el contexto funcional planteado por nosotros.

10. REFERENCIAS

1. Calvacanti Garcia, M., & Vieira M., T. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*. 2011: 17-28.
2. David W. Evans. Mechanisms and effects of spinal high-velocity, low- amplitude thrust manipulation: previous theories. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2002: 251-262.
3. Ben D. McChesney, Lesley Haig, Conor Gissane. The effect of thoracic spine high-velocity low – amplitude thrust manipulation on myoelectric activity of lower trapezius and posterior deltoid muscles during treadmill walking. *International Journal of Osteopathic Medicine*. 2011; 14: 141-148.
4. Lehman, G. Kinesiological research: The use of surface electromyography for assessing the effects of spinal manipulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012: 692-696.
5. Pagé, I., Nougrou, F., Dugas, C., & Descarreaux, M. The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses. *Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2014; 58(2): 141-148.

6. IFOMPT. OMT España, Terapia Manual Ortopédica. [Orthopaedic Manual Therapy (OMT)]. 2008 [Internet]. 2014. Disponible en: <http://www.omtpain.es/omt/es/omt/info-fisioterapeutas.html>
7. Bialosky, J. E. Mechanism of Manual Therapy. Florida. 2008.
8. Pickar, J. G. Neurophysiological effects of spinal manipulation. EL SEVIER The Spine Journal 2. 2002: 357-351.
9. Esther Suter, PhD,^a Gordon McMorland, DC,^b Walter Herzog, PhD,^a and Robert Bray, MDc. Decrease in Quadriceps Inhibition After Sacroiliac Joint Manipulation in Patients with Anterior Knee Pain. Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics , Volume 22 , Issue 3 , 149 – 153.
10. Cardinale, Marco; Boccia, Gennaro; Greenway, Tom; Evans, Owain; Rainoldi, Alberto. “The acute effects of spinal manipulation on neuromuscular function in a-symptomatic individuals: a preliminary study”. Physical Therapy in Sport. Doha, Qatar. Published Online: June 20, 2014.
11. Dishman, J.D; Bilbulian, R. “Comparison of effects of spinal manipulation and massage on motoneuron excitability”. Electromyography and clinical neurophysiology. Vol. 41 N°2 (pp. 97-106)- 2001.

12. Kingston, L., Claydon, L., & Tumilty, S. The effects of spinal mobilizations on the sympathetic nervous system: A systematic review. *EL SEVIER Manual Therapy*. 2014: 1-7.
13. Wampold, B. E., Minami, T., Tierney, S. C., Baskin, T. W., & Bhati, K. S. The Placebo Is Powerful: Estimating Placebo Effects in Medicine and Psychotherapy From Randomized Clinical Trials. *Journal of Clinical Psychology*. 2005; 61(7): 835–854.
14. Nakhostin Ansari N, Naghdi S, Hasson S, Rastgoo M. Efficacy of therapeutic ultrasound and infrared in the management of muscle spasticity. *Brain Inj* [Internet]. 2009 Jul [citado el 28 de Septiembre del 2014]; 23(7):632–8. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19557566>
15. Rada, G. Placebo y el efecto placebo. Escuela de Medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile. 2007 [Internet]. Disponible en: <http://escuela.med.puc.cl/recursos/recepidem/estexper05.htm>
16. Michener L a, Kardouni JR, Lopes Albers AD, Ely JM. Development of a sham comparator for thoracic spinal manipulative therapy for use with shoulder disorders. *Man Ther* [Internet]. Elsevier Ltd; 2013 Feb [citado el 8 de Octubre del 2014]; 18(1): 60–4. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22883130>

17. Lougee, H., Johnston, 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 & Movement Therapies*. 2013: 59-68.
18. Latash, M. L. *Motor Control: The Heart of Kinesiology*. American Academy of Kinesiology and Physical Education. 2008: 19-30.
19. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 1995.
20. Bonnefoy, A., Louis, N., & Gorce, P. Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: Influence of the distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009: 269-275.
21. D. Catherine. S. Roberta. A Roger. *Sitting balance I: trunk–arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting*. School of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences, The University of Sydney, Australia Accepted 11 January 1999.
22. Michener, L. a, Kardouni, J. R., Lopes Albers, A. D., & Ely, J. M. (2013). Development of a sham comparator for thoracic spinal manipulative therapy for use with shoulder disorders. *Manual Therapy*, 18(1), 60–4. <http://doi.org/10.1016/j.math.2012.07.003>

23. Casanova-Méndez, A., Oliva-Pascual-Vaca, A., Rodríguez-Blanco, C., Heredia-Rizo, A. M., Gogorza-Arroitaonandia, K., & Almazán-Campos, G. (2014). Comparative short-term effects of two thoracic spinal manipulation techniques in subjects with chronic mechanical neck pain: a randomized controlled trial. *Manual Therapy*, 19(4), 331–7. doi:10.1016/j.math.2014.03.002
24. De Luca C.J., Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John G. Webster, Ed. John Wiley. 2006: 98-109.
25. Chowdhury, R., Reaz, M., Bin Modh Ali, M. A., Bakar, A., Chellapan, K., & Chang, T. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors. 2013.
26. De Luca, C. Surface Electromyography: Detection and Recording. Boston University, NeuroMuscular Research Center. Massachusetts: DelSys Incorporated. 2002: 1-10.
27. SENIAM, “Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles”, Consultado el 26 de Abril de 2014 en: <http://www.seniam.org/>.
28. Merletti, R., & Parker, P. J. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc. 2004.
29. De Luca C.J. Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. Technical Report, Delsys. 2001: 1 – 34.

30. Arias L. Análisis Kinesiológico del Movimiento Humano. Santiago, Chile: 2012
Abril. 1 – 17.
31. De Luca C.J. “The use of surface electromyography in biomechanics”, Boston University, NeuroMuscular Research Center. Massachusetts: DelSys 1997:135-162.
32. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010: 1023-1035.
33. Halaki M. & Ginn K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?. Naik G. Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Changes. INTECH. 2012; 175-194.
34. Chopp J., Fischer S, Dickerson C. On the feasibility of obtaining multiple muscular maximal voluntary excitation levels from test exertions: A shoulder example. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010: 896–902.
35. Fernandez E. Lucertini F. Ditroilo M. A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. Electromyography and Kinesiology. 2009: 162–170.

36. Ha S. Cynn H. Kwon O., Park k., Kim G., A Reliability of Electromyographic Normalization Methods for the Infraspinus Muscle in Healthy Subjects. *Journal of Human Kinetics* volume. 2013: 69-76.
37. Mesin, L., Merletti, R., & Rainoldi, A. Surface EMG: The issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009: 719-726.
38. Hernández Sampieri, R. Metodología de la investigación. 5ª. Ed. McGraw-Hill. México, D.F. 2010. Pág. 278 - 318.
39. Meigal, a. Y., Voronova, N. V., Yelaeva, L. E., & Kuz'mina, G. I. Electromyographic characteristics of women in different phases of the menstrual cycle, depending on season and type of autonomic regulation. *Human Physiology*, 2014, 40(1), 97–104. doi:10.1134/S0362119714010113
40. OMS. Recomendaciones mundiales para sobre la actividad física para la salud. OMT España, Terapia Manual Ortopédica. [Orthopaedic Manual Therapy (OMT)]. 2010 [Internet]. 2014. Disponible en: http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_recommendations/es/
41. ACEVEDO PÉREZ, IRENE. ASPECTOS ETICOS EN LA INVESTIGACION CIENTIFICA. *Ciencia y enfermería*, 8(1), 15-18. Recuperado el 05 de septiembre de 2014, de http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95532002000100003&lng=es&tlng=es. 10.4067/S0717-95532002000100003.

11. GLOSARIO

11.1. Manipulación

Es un empuje de alta velocidad y baja amplitud que se realiza al final del rango de movimiento pero sin exceder los límites anatómicos. Esto es ejecutado por un terapeuta quien regula la velocidad y la amplitud del empuje. La manipulación busca mejorar el movimiento y la función, además de disminuir el dolor [6].

11.2. Movilización

Es una técnica de terapia manual que se basa en movimientos continuos pasivos donde el terapeuta regula la velocidad y amplitud, por lo tanto también podría ser una manipulación si es que la velocidad es alta y la amplitud es baja. La movilización se utiliza muchas veces antes de realizar una manipulación [6].

11.3. Empuje

En inglés es “thrust”. Es la fuerza o energía de empuje que el terapeuta ejerce a la persona cuando realiza una manipulación [6].

12. ANEXOS

12.1. Anexo N°1: Distribución cronológica de la investigación

	2014																				
	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre											
Desarrollo de la idea de investigación																					
Presentación de la idea de investigación																					
Construcción del problema de investigación, pregunta de investigación, objetivos.																					
Construcción del marco teórico																					
Presentación marco teórico																					
Elaboración del diseño metodológico																					
Presentación del diseño metodológico																					
Presentación del proyecto ante la comisión																					
Revisión de tesis																					
Aprobación del comité de ética																					
Aplicación de encuesta																					
Contacto con los participantes																					
Prueba piloto de protocolos e instrumentos de recolección de datos																					
Toma de muestra																					
Recolección de datos																					
Análisis de la información y Resultados																					
Elaboración de discusión y conclusión																					
Revisión de tesis por profesor corrector																					
Ajustes al informe final																					
Preparación defensa de tesis																					
Defensa de tesis																					

	2015											
	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre		
Desarrollo de la idea de investigación												
Presentación de la idea de investigación												
Construcción del problema de investigación, pregunta de investigación, objetivos.												
Construcción del marco teórico												
Presentación marco teórico												
Elaboración del diseño metodológico												
Presentación del diseño metodológico												
Presentación del proyecto ante la comisión												
Revisión de tesis												
Aprobación del comité de ética												
Aplicación de encuesta												
Contacto con los participantes												
Prueba piloto de protocolos e instrumentos de recolección de datos												
Toma de muestra												
Recolección de datos												
Análisis de la información y Resultados												
Elaboración de discusión y conclusión												
Revisión de tesis por profesor corrector												
Ajustes al informe final												
Preparación defensa de tesis												
Defensa de tesis												

12.2. Anexo N°2: Encuesta con criterios de inclusión y exclusión

Santiago, Octubre 2014.



Encuesta para Proceso Investigativo 4to año 2014

“Cambios electromiográficos en la musculatura de hombro tras una manipulación torácica de alta velocidad y baja amplitud: un estudio piloto”

Junto con saludarlo, quisiéramos invitarlo a participar en nuestro Proyecto de Tesis a realizar entre los meses de Octubre y Noviembre del presente año.

Datos personales:

- Nombre: _____.
- Edad: _____ años.
- Sexo: _____.
- Teléfono Fijo: 022-_____. Cel: _____.
- Semestre que cursa (considere la mayoría de sus ramos):
_____.

Datos académicos:

- Talla (estimado desde la última vez que se midió): _____.
- Peso (estimado desde la última vez que se pesó): _____.

- IMC _____ (NO CONTESTAR).

Señale en el siguiente espacio, la cantidad de ejercicio que realiza a la semana, indicando la cantidad de días y horas que dedica en cada jornada.

Marque con una X dentro del cuadrante correspondiente, si presenta alguna de las siguientes patologías:

- Alteración a nivel de miembro superior (hombro, codo o mano).
- Alteración a nivel de la columna vertebral.
- Cirugías a nivel de miembro superior o columna vertebral.

12.3. Anexo N°3: Consentimiento informado

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN: “Cambios electromiográficos en la musculatura de hombro tras una manipulación de alta velocidad y baja amplitud: Un estudio piloto”

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 de la musculatura de hombro (trapecio fibras inferiores y deltoides fibras posteriores) durante el gesto motor de alcance, lo cual se realizará bajo condiciones normales, grupo control, y posterior a la aplicación de una técnica de terapia manual ortopédica, grupo experimental. En esta última situación, se aplicará manipulación de alta velocidad y baja amplitud a nivel torácico (HVLA), realizada por un experto en el área (Klgo. Juan Ignacio de la Fuente Astroza). Por otro lado, para evaluar la actividad electromiográfica, se utilizarán 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 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 el gesto de alcance y beber de un vaso con agua 2 veces, durante el tiempo que sea necesario para un correcto registro, posteriormente, se aplicará sobre él, una sesión de ultrasonido, para finalmente volver a medir con electromiografía (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 el gesto de alcance, consecutivamente recibirá la manipulación HVLA, para culminar con una nueva medición electromiográfica durante el gesto.

PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO: La participación en este estudio 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 sobre la terapia manual ortopédica, en lo que respecta a la electromiografía, lo cual es importante, porque ésta es una poderosa herramienta terapéutica en el contexto clínico y esta información puede ser útil frente a patologías que afecten el sistema locomotor. 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 A CARGO:

KLGO. LEÓNIDAS EDUARDO ARIAS POBLETE

Correo: arias07eduardo@gmail.com

ESTUDIANTES INVESTIGADORES:

ALEJANDRO ANTONIO AEDO GAJARDO

Correo: alejandro.antonio.aedo@gmail.com

Cel: 84109636

FERNANDO JAVIER MARILEO GONZALEZ

Correo: fj.marileo@gmail.com

Cel: 76080412

MARIA VICTORIA FERNÁNDEZ RIOJA

Correo: yiki_fernandez@hotmail.com

Cel: 97414504

CLAUDIO IVÁN OYARZO ACEITÓN

Correo: clau_oac@hotmail.com

Cel: 74627552

PRESIDENTA DEL COMITÉ DE ÉTICA:

CAROLINA MONTERO COFRÉ

Correo: c.monterocofre@unab.cl

DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE

He sido invitado a participar en la investigación de estudiantes de 4to año de kinesiología de la Universidad Andrés Bello, la cual consiste en la medición de cambios electromiográficos en la musculatura de hombro 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 los riesgos son mínimos y pueden incluir solo dolor, el cual puede tener una duración de 24 a 48 horas. En caso de mantenerse por más tiempo, se me ha destacado verbalmente, que debo comunicarme con el mismo experto que realizo la técnica, el cual efectuará una evaluación e intervención para solucionar el problema. 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 la dirección.

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 _____
_____ consiento 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.

Firma:

RUN:

Nombre Investigador:

Firma Investigador:

RUN:

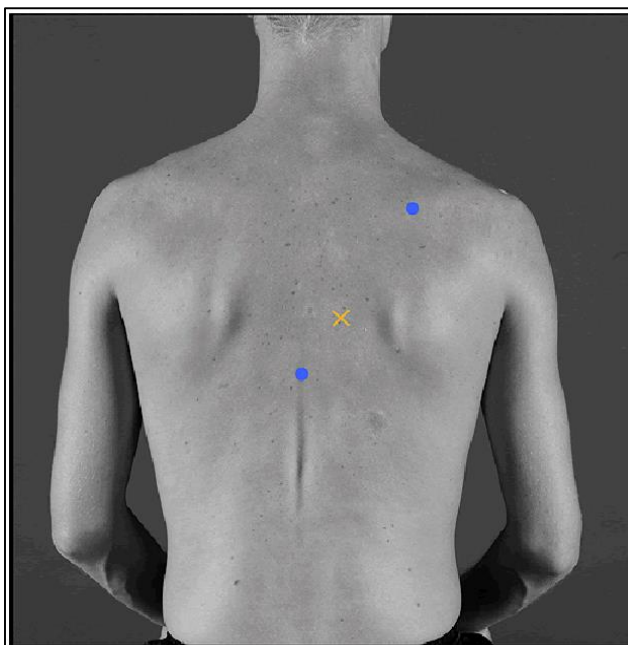
Fecha:

12.4. Anexo N°4: Colocación de electrodos según el protocolo SENIAM

Músculo *Trapezius Ascendens* (inferior)

Figura N°9: Colocación de los electrodos para el músculo *Vastus Lateralis* de acuerdo al protocolo SENIAM.

La colocación del electrodo debe ser en 2/3 desde el trígono de la espina escapular hacia el proceso espinoso de la octava vertebra torácica, en orientación y dirección de las fibras musculares, con una posición del usuario en sedente erguido con los brazos relajados en los costados.

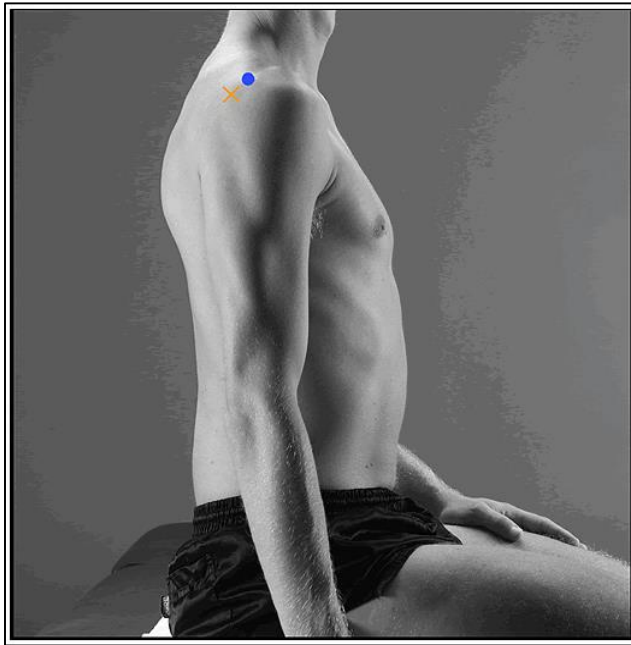


Fuente: www.seniam.org, 2015.

Músculo *Deltoideus Posterior*

Figura N°10: Colocación de los electrodos para el músculo deltoideus posterior de acuerdo al protocolo SENIAM.

La colocación del electrodo debe centrado en el área que esta aproximadamente a dos dedos bajo el ángulo del acromion, en orientación y dirección de las fibras musculares, con una posición del usuario en sedente erguido con los brazos relajados en los costados y las palmas de las manos mirando hacia medial.



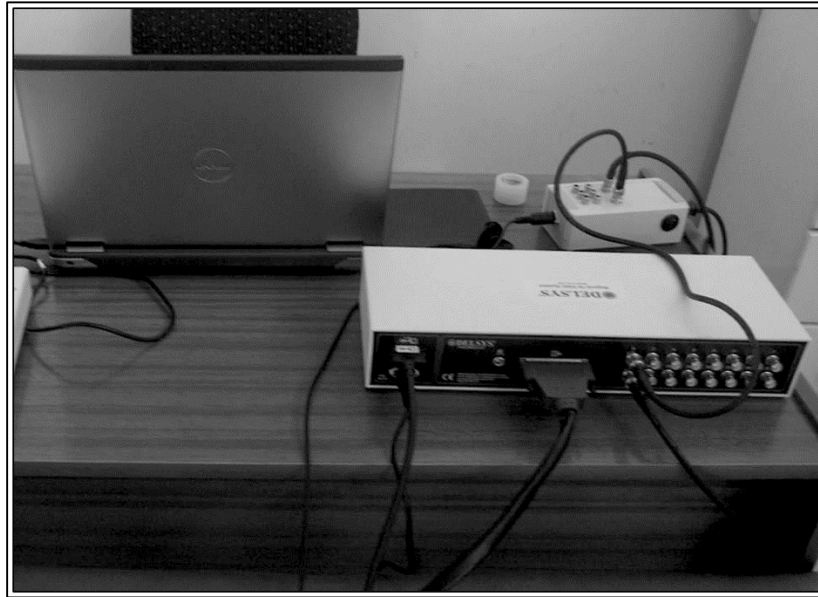
Fuente: www.seniam.org, 2015.

12.5. Anexo N°5: Imágenes de los materiales requeridos para la medición.

Figura N°11, N°12, N°13 y N°14. Materiales tabla N°4.



Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.



Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.



Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.



Fuente: Alejandro Antonio Aedo Gajardo, Fernando Javier Marileo González, María Victoria Fernández Rioja y Claudio Iván Oyarzo Aceitón, 2015.