

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional



TESIS DOCTORAL

**FISIOTERAPIA MANUAL INSTRUMENTADA
Y RECUPERACIÓN FUNCIONAL ACUÁTICA**

Carlos Leonardo Cano Herrera

MÁLAGA, 2017


UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Carlos Leonardo Cano Herrera

 <http://orcid.org/0000-0001-5702-8918>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es



FISIOTERAPIA MANUAL INSTRUMENTADA Y RECUPERACIÓN FUNCIONAL ACUÁTICA



Universidad de Málaga

Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Departamento de Fisioterapia

Tesis doctoral presentada por

Carlos Leonardo Cano Herrera

Málaga, Enero de 2017



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas, Doctor por la Universidad de Málaga y Profesor del Departamento de Fisioterapia, perteneciente a la Facultad de Ciencias de la Salud.

CERTIFICA que el trabajado presentado como Tesis Doctoral por D. Carlos Leonardo Cano Herrera, titulado *Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática*, ha sido realizado bajo mi dirección y considero que reúne las condiciones apropiadas en cuanto a contenidos y rigor científico para ser presentado a trámite de lectura.

Y para que conste donde convenga firmo el presente en Málaga a veintinueve de Diciembre de dos mil dieciséis.

Fdo.: Antonio Ignacio Cuesta Vargas



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Agradecimientos:

A mi director de tesis, D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas por haber confiado en todo momento en mi persona, dedicar un tiempo tan valioso en mejorar mis conocimientos y ayudarme en todo lo que he necesitado en este tiempo, fomentando un crecimiento tanto personal como profesional.

A mis compañeros del Grupo de Clinimetría (F – 14) porque todos han aportado su granito de arena desde el inicio de la tesis.

Al Centro Médico del Ejercicio AMS, el lugar donde trabajo, porque en todo momento han confiado en mí y me han ayudado en todo lo que necesitaba para poder llegar donde estoy en este momento.

A mis amigos, que siguen estando cerca de mí, aunque haya habido periodos de tiempo en los que no hayamos podido disfrutar de nuestra compañía.

A mi novia y mi futura esposa, Belinda, porque solo los dos sabemos el ánimo, la confianza y el apoyo que me ha prestado en todo momento.

A mis padres, Hermógenes y Soledad, por darme la vida y ayudarme y quererme día a día.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| MARCO TEÓRICO | 21 |
| 1. Terapia acuática | 23 |
| 1.1. Introducción | 23 |
| 1.2. Breve recuerdo histórico | 24 |
| Época griega | 24 |
| Época romana | 25 |
| Edad media | 25 |
| Renacimiento | 25 |
| Siglos XVII - XVIII | 25 |
| Siglo XIX | 26 |
| Siglo XX | 26 |
| 1.3. Propiedades físicas del agua | 27 |
| Propiedades mecánicas | 27 |
| Propiedades térmicas | 32 |
| 1.4. Efectos fisiológicos debidos a la inmersión..... | 33 |
| Sistema respiratorio | 33 |
| Sistema cardiovascular | 34 |
| Sistema renal..... | 34 |
| Sistema musculo-esquelético | 34 |



| | |
|---|----|
| Sistema neuromuscular | 35 |
| 1.5. Efectos psicológicos | 35 |
| 1.6. Efectividad clínica en lesiones musculoesqueléticas..... | 36 |
| Osteoartritis | 36 |
| Artritis reumatoide..... | 37 |
| Artroplastia | 38 |
| Dolor lumbar | 39 |
| Fibromialgia | 40 |
| Osteoporosis | 41 |
| 2. Masoterapia..... | 43 |
| 2.1. Definición del masaje..... | 43 |
| 2.2. Breve recuerdo histórico | 44 |
| Época antigua..... | 44 |
| Época griega..... | 44 |
| Época romana | 45 |
| Edad media | 45 |
| Renacimiento | 45 |
| Siglos XVIII - XIX..... | 46 |
| Siglo XX | 46 |
| 2.3. Efectos fisiológicos del masaje..... | 47 |
| Efectos sobre la piel..... | 48 |

| | |
|---|----|
| Efectos sobre el músculo | 48 |
| Efectos sobre el sistema vascular..... | 49 |
| Efectos sobre el sistema nervioso | 50 |
| Efectos sobre el sistema inmunológico | 52 |
| 2.4. Efectos psicológicos del masaje | 53 |
| 2.5. Efectividad clínica en lesiones musculoesqueléticas..... | 53 |
| Osteoartritis de rodilla..... | 54 |
| Dolor de talón | 54 |
| Síndrome del túnel carpiano..... | 55 |
| Dolor de cuello y de hombro | 55 |
| Dolor lumbar | 55 |
| Fibromialgia | 56 |
| Síndrome de dolor miofascial | 56 |
| 2.6. Diferentes técnicas del masaje terapéutico..... | 57 |
| Masaje terapéutico no instrumentado..... | 58 |
| Masaje terapéutico instrumentado | 59 |
| 3. Lesiones musculoesqueléticas de los fisioterapeutas..... | 65 |
| 3.1. Introducción | 65 |
| 3.2. Lesiones musculoesqueléticas relacionadas con el trabajo entre los fisioterapeutas | 65 |
| INTRODUCCIÓN COMÚN AL MARCO EMPÍRICO..... | 79 |
| OBJETIVOS | 85 |

| | |
|---|-----|
| GENERAL..... | 87 |
| ESPECÍFICOS..... | 89 |
| MARCO EMPÍRICO | 93 |
| <i>1. Electromiografía de superficie durante ejercicio físico en agua: Una revisión sistemática</i> | 95 |
| Abstract | 99 |
| Resumen..... | 100 |
| Introducción..... | 101 |
| Métodos | 103 |
| Resultados | 104 |
| Discusión..... | 113 |
| Conclusiones..... | 116 |
| Agradecimientos | 116 |
| Conflicto de intereses..... | 117 |
| Contribución de los autores..... | 117 |
| Bibliografía..... | 117 |
| <i>2. Respuestas electromiográficas durante el test de time get up and go en agua (wTUG).</i> | 123 |
| Abstract | 127 |
| Resumen..... | 128 |
| Introducción..... | 129 |
| Métodos | 131 |
| Resultados | 134 |

| | |
|---|------------|
| Discusión..... | 137 |
| Conclusiones..... | 140 |
| Conflicto de intereses..... | 140 |
| Contribución de los autores..... | 140 |
| Bibliografía..... | 140 |
| <i>3. Análisis de la actividad neuromuscular durante la acción de levantarse de una silla en agua y en seco.</i> | <i>147</i> |
| Abstract | 151 |
| Resumen..... | 152 |
| Introducción..... | 153 |
| Métodos..... | 155 |
| Resultados. | 158 |
| Discusión..... | 162 |
| Conclusiones..... | 165 |
| Bibliografía..... | 165 |
| <i>4. Comparación de la actividad neuromuscular durante la tarea de girar 180° en agua y en seco: Implicaciones clínicas en la terapia acuática.</i> | <i>173</i> |
| Abstract | 177 |
| Resumen..... | 178 |
| Introducción..... | 181 |
| Métodos.. | 184 |
| Resultados. | 187 |

| | |
|--|------------|
| Discusión..... | 189 |
| Conclusiones..... | 192 |
| Bibliografía..... | 192 |
| <i>5. Masaje profundo instrumentado: Una revisión sistemática.....</i> | <i>201</i> |
| Abstract | 205 |
| Resumen..... | 206 |
| Introducción..... | 207 |
| Métodos | 208 |
| Resultados | 210 |
| Discusión..... | 220 |
| Limitaciones | 224 |
| Conclusiones..... | 224 |
| Bibliografía..... | 225 |
| <i>6. Los efectos inmediatos de uso del Richelli's Painreliever™ sobre el punto gatillo miofascial del trapecio en pacientes con cervicalgia mecánica: un estudio de control aleatorio... ..</i> | <i>231</i> |
| Abstract..... | 235 |
| Resumen..... | 237 |
| Introducción | 239 |
| Métodos.. .. | 242 |
| Resultados. | 260 |
| Discusión..... | 271 |
| Conclusión | 279 |

| | |
|--|-----|
| Bibliografía..... | 280 |
| DISCUSIÓN GENERAL AL MARCO EMPÍRICO..... | 299 |
| CONCLUSIONES..... | 305 |
| CONCLUSIÓN GENERAL..... | 307 |
| CONCLUSIONES ESPECÍFICAS..... | 309 |
| COMPETENCIAS ADQUIRIDAS | 313 |
| COMPETENCIAS INSTRUMENTALES | 315 |
| COMPETENCIAS INTERPERSONALES | 317 |
| PROSPECTIVA..... | 321 |
| BIBLIOGRAFÍA | 325 |



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

MARCO TEÓRICO



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

1. TERAPIA ACUÁTICA

1.1. INTRODUCCIÓN

La hidroterapia es considerada en la actualidad como un modelo de intervención terapéutica holística e integral, que se puede aplicar a las tres dimensiones de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud, debido al gran número de publicaciones científicas que se han venido realizando en los últimos años y que han demostrado su efectividad (Alonso-Fraile, 2015).

El origen etimológico de la palabra “hidroterapia” se encuentra en los términos griegos de *hydro* (agua) y *therapeía* (curación), este término engloba todos aquellos procedimientos que utilizan las propiedades físicas del agua con el fin de alcanzar beneficios terapéuticos (Alonso-Fraile, 2015). Si bien, de este concepto surgen cuatro términos que deben ser diferenciados:

- Hidroterapia: La hidroterapia se define como el tratamiento del cuerpo, de una manera global o parcial, a través de la aplicación de agua potable u ordinaria, pudiéndose modificar la presión y la temperatura. La hidroterapia se beneficia de las propiedades mecánicas y térmicas, para fines terapéuticos en la piel y las mucosas, independientemente de los medios que se empleen para ello (Pérez-Fernández, 2005).
- Fisioterapia acuática: La fisioterapia acuática se refiere a un procedimiento especial de fisioterapia, con una intención terapéutica hacia la rehabilitación o de un alcance de objetivos físicos y funcionales específicos para cada individuo, a través del medio acuático (Cuesta-Vargas, 2012). Ha sido definida como “un programa terapéutico utilizando las propiedades del agua, diseñado por un fisioterapeuta cualificado específicamente para un individuo con el objetivo de mejorar la función, llevado a cabo por un personal debidamente formado, idealmente en una piscina de

hidroterapia de agua caliente y construida para tal labor (Aquatic Therapy Association of Chartered Physiotherapists, 2006).

- Terapia acuática: Es un concepto que de manera similar al anterior, se refiere a la práctica de una actividad basada en el agua con un objetivo terapéutico, apareciendo muy comúnmente en la literatura americana (Cuesta-Vargas, 2012).
- Por otro lado, los conceptos de ejercicio acuático o ejercicio en agua tienen como objetivo el entrenamiento físico tanto en sujetos sanos como sintomáticos (Cuesta-Vargas, 2012).

1.2. BREVE RECUERDO HISTÓRICO

El agua ha sido y es, durante toda la historia del hombre, un elemento indispensable debido a su composición y a sus aplicaciones o utilidades (Pérez-Fernández, 2005). El procedimiento mediante el que se usaba el agua con fines terapéuticos es uno de los más antiguos y relevantes (Pérez-Fernández, 2005).

ÉPOCA GRIEGA

En la Grecia antigua, Hipócrates de Cos (460-377 a.C.) ya consideraba la hidroterapia como un remedio terapéutico primordial. Aplicando agua a temperaturas diferentes, en función del estado y la sensibilidad de sus pacientes, conseguía curar diversos procesos inflamatorios de las articulaciones, dolores musculares e incluso heridas (Pérez-Fernández & Novoa-Castro, 2002).

ÉPOCA ROMANA

Más tarde, durante el época romana, el agua fue muy importante, tanto por su aspecto lúdico, como en el terapéutico, en el que los romanos desarrollaron las técnicas de hidroterapia que se habían instaurado en la época anterior (Irion, 2009).

EDAD MEDIA

La Edad Media fue una época en que el uso del agua como agente terapéutico entró en decadencia, debido a que la cultura y religión cristiana establecía que el cuidado del cuerpo mediante agentes físicos naturales, como por ejemplo el agua, era un acto pagano, pudiendo ser incluso castigado (Irion, 2009).

RENACIMIENTO

Posteriormente en el Renacimiento se va perdiendo el pensamiento teológico de la época previa reavivándose el interés por las prácticas de hidroterapia de la antigüedad. Gracias a la aparición de la imprenta el conocimiento que se había desarrollado sobre este procedimiento se fue difundiendo (destacan de esta época los libros de Savonarola, *De Balneis et Thermis* (1485) y de Badius, como el de *De Termis* (1571) (Pérez-Fernández & Novoa-Castro, 2002).

SIGLOS XVII - XVIII

La aplicación de las fuerzas de la naturaleza con fines terapéuticos adquirió gran importancia durante estos siglos, ya que numerosos médicos desarrollaron métodos terapéuticos basados en la hidroterapia o la balneoterapia (Alonso-Fraile, 2015). De entre todos ellos destacó Floyer, quien defendía que el agua era un medio tanto preventivo como curativo, para enfermedades

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

como el raquitismo, entre otras; o Sigmund y Johann Hann, los cuales desarrollaron, emplearon y compartieron los aspectos beneficiosos del agua; siendo estos últimos considerados como determinantes en la historia moderna de la hidroterapia (Vinyes, 2004).

SIGLO XIX

Ya durante el siglo XIX, aparecieron numerosos autores que contribuyeron con grandes avances en la utilización de la hidroterapia. Vincent Priessnitz realizó experimentos acerca de las propiedades curativas del agua a través de su aplicación externa; Sebastian Kneipp al que se considera actualmente el padre de la hidroterapia, desarrolló numerosa literatura como el libro *Mi cura por el agua*; o por último Wilhelm Winternitz quien en 1877 introdujo en los planes de estudio de medicina europeos la hidroterapia, a través del libro *Die Hydrotherapie* (San José Arango, 2001; Vinyes, 2004).

SIGLO XX

El siglo pasado ha quedado como una época la utilización del agua como recurso terapéutico fue muy reconocida, tanto por el abordaje de enfermos de poliomielitis, como la invención del tanque de inmersión de Hubbard (Gallego-Izquierdo, 2007) o la práctica en instalaciones distintas a los balnearios. Todo esto ha posibilitado que la terapia acuática se lleve a cabo como tratamiento de elección en un gran rango de patologías, avalada además por la evidencia científica actual (Alonso-Fraile, 2015).

1.3. PROPIEDADES FÍSICAS DEL AGUA

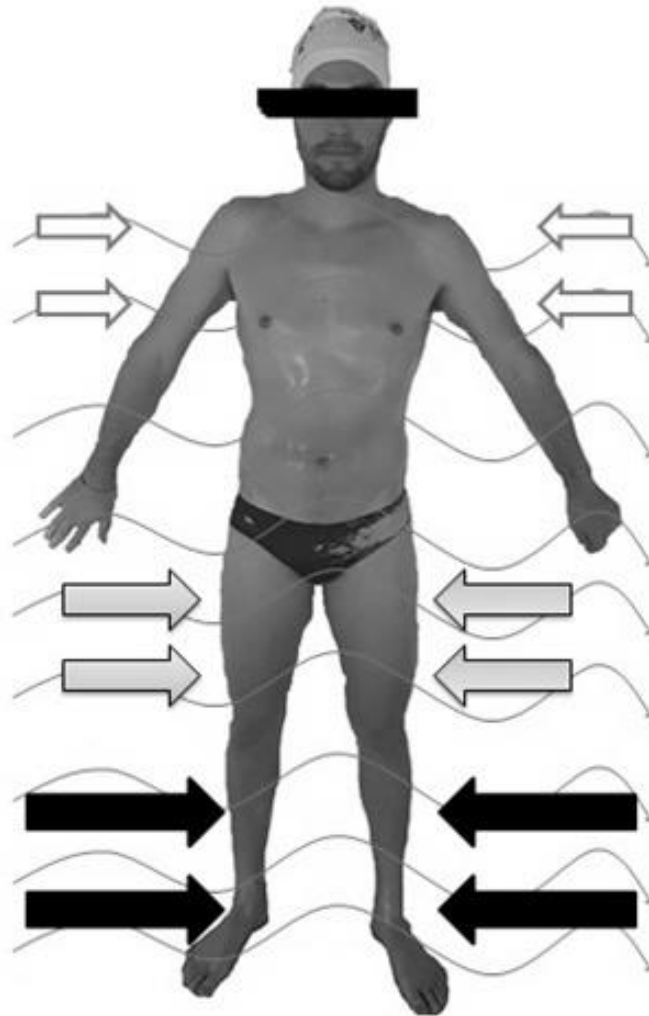
PROPIEDADES MECÁNICAS

FACTORES HIDROSTÁTICOS

Son aquellos que influyen sobre el cuerpo sumergido mientras el agua esté en estado de reposo:

- Presión hidrostática: Está fundamentada en la ley de Pascal, en la que la presión que un fluido ejerce sobre un objeto inmerso en reposo en él es la misma en toda la superficie. Es directamente proporcional a la densidad del líquido además de a la profundidad de la inmersión (Irion, 2009) (Figura 1).

Figura 1. La acción que ejerce la presión hidrostática hacia un cuerpo sumergido en agua es mayor en la profundidad y menor en la superficie.



- Densidad relativa: Se establece como la relación entre la densidad del agua y la de la sustancia inmersa en ella. Se considera que la densidad relativa del agua es 1, por lo que cualquier sustancia con menos de 1 de densidad relativa flotará, mientras que si es mayor de 1 se hundirá (Alonso-Fraile, 2015). De media, la densidad relativa del cuerpo humano se ha establecido en 0.974, pero aspectos como el sexo, raza o constitución corporal influirán en la tendencia final de cada individuo a hundirse o flotar debido a que presentan porcentajes de masa grasa y magra diferentes (Becker, 2010).

- Empuje hidrostático: El principio de Arquímedes representa la base de este factor, el cual afirma que “todo cuerpo sumergido en un fluido experimenta un empuje vertical y hacia arriba igual al peso de fluido desalojado”. En el momento en que se sumerge un sujeto en una piscina, experimentará una fuerza ascendente equivalente a la fuerza de gravedad, en la misma dirección pero sentido distinto, a la que se le denomina flotación. Existen tres maneras diferentes mediante las que es posible usar esta fuerza de flotación (dependiendo del tipo de ejercicios que se quieran realizar): como suspensión, asistencia o resistencia (Alonso-Fraile, 2015).
- Metacentro: Está basado en el hecho de que al sumergirse un cuerpo en el agua, este se someterá a las dos fuerzas contrapuestas anteriormente descritas (la fuerza de gravedad y de flotación). El concepto de “metacentro” se define como el punto en torno al que giran las fuerzas de gravedad y flotación con el objetivo de alcanzar el equilibrio. Si esto no ocurre, el cuerpo se volverá inestable y girará de manera constante hasta que consiga hacer los ajustes necesarios para equilibrarse. Debido a que la densidad y la forma simétrica del cuerpo humano influyen en este par metacéntrico; que la distancia craneocaudal entre los centros de empuje y de gravedad no es despreciable (1 cm aproximadamente en adultos) (McLean & Hinrichs, 1998, 2000); y que el centro de empuje está moviéndose constantemente debido a la respiración; alcanzaremos un equilibrio gracias a la actividad permanente de la musculatura. Esta actividad muscular permanente puede ser una ventaja (estado de alerta incrementado) o un inconveniente (estimulación excesiva) (Alonso-Fraile, 2015; Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).
- Peso aparente: Se define como la diferencia entre el empuje que experimenta el cuerpo humano durante la inmersión y su peso real. Cuanto más profundo esté sumergido el cuerpo, menos pesará este, sus articulaciones estarán sometidas a menos carga y los sujetos se sentirán más ligeros, moviéndose de manera más sencilla

(Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012; Pérez-Fernández, 2005), por ejemplo al sumergirse al nivel de la cintura hay una descarga del 50% del peso corporal (Harrison & Bulstrode, 1987).

- Refracción: Aparece en el momento en que los rayos lumínicos pasan del aire al agua y al contrario, dando lugar a una distorsión en la imagen percibida del sujeto sumergido si el observador se encuentra fuera del agua (Alonso-Fraile, 2015).

FACTORES HIDRODINÁMICOS

Estos factores influyen sobre el cuerpo sumergido y se genere un movimiento en el agua:

- Resistencia hidrodinámica: Este término constituye aquellas variables dependientes del agua y del cuerpo sumergido, determinando la fuerza que un cuerpo necesita para poder moverse dentro del agua. Las variables dependientes del agua son 1) cohesión, la fuerza de atracción en las moléculas del agua; 2) adhesión, fuerza de atracción en la superficie de las moléculas del agua y aire; 3) tensión superficial, resistencia establecida por las fuerzas de cohesión y adhesión mientras se mueve un segmento del cuerpo desde el agua al aire, o al revés; y 4) viscosidad, resistencia que las moléculas del agua afrontan al adherirse a la superficie del cuerpo en movimiento (Irion, 2009). Por su parte, las variables dependientes del cuerpo en el agua son 1) ángulo y superficie de incidencia, el cual, cuanto más grande sea y más próximo esté a la perpendicular en relación a la lámina de agua proporcionará mayor resistencia al movimiento; y 2) velocidad de desplazamiento, diferencia entre la velocidad del cuerpo y la del agua en movimiento (Irion, 2009; Pérez-Fernández, 2005).
- Ola de estrave y estela: Durante el desplazamiento de un cuerpo en el agua se generará una diferencia de presiones entre la parte anterior con respecto a la parte posterior. En la parte anterior se creará una presión positiva, que se denomina ola de estrave, la cual resistirá el movimiento; mientras que la parte posterior se producirá

una presión negativa, que es denominada estela, en la que se generará una fuerza de succión y turbulencias dificultando el cambio brusco en el desplazamiento o produciendo desequilibrios (Pérez-Fernández, 2005) (Figura 2).

Figura 2. Descripción gráfica de la ola de estrave y estela en un sujeto sumergido parcialmente en agua.



FACTORES HIDROCINÉTICOS

Estos factores son capaces de estimular los exteroceptores, obteniendo un efecto analgésico (Pérez-Fernández, 2005):

- Percusión: Se refiere a la proyección del agua sobre un cuerpo a distintas presiones.
- Agitación: Se establece como la inyección de aire sobre una masa de agua.

PROPIEDADES TÉRMICAS

El agua presenta mil veces más capacidad calorífica que el aire, por lo que esta propiedad se utiliza con diferentes objetivos terapéuticos (modificando la temperatura del agua) (Becker, 2009), detallados en la Tabla 1 (Alonso-Fraile, 2015):

Tabla 1. Tratamiento indicado según la temperatura del agua.

| TRATAMIENTO | TEMPERATURA DEL AGUA |
|--|--------------------------|
| Recuperación después del ejercicio o baños de contraste | Fría (10 – 15 °C) |
| Acondicionamiento físico cardiaco, ejercicio intenso, esclerosis lateral amiotrófica / múltiple | Templada (26 - 30 °C) |
| Terapia acuática, ejercicios de Ai-Chi o para relajación | Indiferente (32 - 35 °C) |
| Baños de contraste o relajación | Caliente (36 - 41 °C) |

Dependiendo de la temperatura del agua, los efectos sobre el cuerpo serán diferentes. De este modo; una temperatura alta del agua conllevará una vasodilatación superficial además de un aumento del riego sanguíneo, produciendo un efecto antiinflamatorio, analgésico y relajante (Kemoun, Watelain, & Carette, 2006), y por otro lado también se ha observado que la viscoelasticidad del tejido conjuntivo se ve aumentada (Moscoso Alvarado, 2005), facilitando el aumento del rango de amplitud articular. Del modo contrario, una temperatura baja del agua conllevará una vasoconstricción, la cual disminuirá la inflamación, incrementará el umbral del dolor y aumentará también la actividad muscular (Alonso-Fraile, 2015).

- **Calor específico:** Se traduce como la cantidad de calorías que una unidad de masa necesita para ver aumentada su temperatura en 1 °C. El agua por su parte posee un

calor específico muy alto, en comparación con el que tenga cualquier otra sustancia, por lo que tiene una capacidad para retener una gran cantidad de calor (Rodríguez-Fuentes & Iglesias-Santos, 2002).

- Conductividad térmica: Se refiere a la velocidad a la que es transferido el calor y se mide en calorías, siendo el agua un muy buen conductor de calor (Becker, 2009).

1.4. EFECTOS FISIOLÓGICOS DEBIDOS A LA INMERSIÓN

En primer lugar, se debe tener en cuenta que las adaptaciones fisiológicas que aparezcan en el cuerpo humano van a depender de los efectos que la presión y empuje hidrostático ejerzan sobre el organismo, que serán diferentes en función del nivel al que esté sumergido (Alonso-Fraile, 2015).

SISTEMA RESPIRATORIO

La presión hidrostática produce un aumento del volumen sanguíneo central, además de una compresión de la caja torácica que conlleva a una disminución de su perímetro (un 10% aproximadamente) y a un trabajo de la fase inspiratoria aumentado, y una compresión del abdomen que conduce a que el centro diafragmático se coloque más hacia craneal y a un aumento de la presión intratorácica transmural en los grandes vasos. Todos estos cambios conllevan a una reducción de los volúmenes pulmonares y a un aumento del 65% del trabajo respiratorio (Choukroun, Kays, & Varène, 1989; Hall, Bisson, & O'Hare, 1990; Weston, O'Hare, Evans, & Corral, 1987).

SISTEMA CARDIOVASCULAR

La presión hidrostática produce un aumento del retorno venoso y del linfático, lo que conlleva al aumento del volumen central en un 60% (Becker, 2010). El incremento del volumen central va a provocar que la presión pulmonar, la venosa central y la de la aurícula derecha aumenten, además de que el reflejo llamado de Frank Starling se ponga en marcha, el cual es un mecanismo intrínseco cardiaco que produce una distensión de las fibras miocárdicas y un aumento de la fuerza contráctil; de este modo el volumen sistólico y el gasto cardiaco aumentarán un 35 y 32% respectivamente, a pesar de que habrá una ligera reducción de la frecuencia cardiaca (Gulick, 2009).

SISTEMA RENAL

La presión hidrostática produce una centralización del volumen sanguíneo, hacia corazón y riñones, desde la periferia. Este efecto conllevará a que la diuresis aumente con el objetivo de recuperar el equilibrio de los fluidos corporales debido a la supresión del sistema renina-angiotensina-aldosterona, descenso de los niveles de hormona antidiurética y aumento del sodio y potasio eliminados. El efecto final será un aumento de la necesidad de orinar y de constante hidratación (Gulick & Geigle, 2009; Mogollón-Méndez, 2005).

SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO

En el momento en que el cuerpo se sumerge en agua se produce un aumento del riego sanguíneo tisular, por lo que se facilitará su oxigenación además de la eliminación de productos de desecho; además de un incremento del retorno venoso y linfático y de la

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

compresión tisular (gracias a la presión hidrostática), propiciando una reducción del edema (Alonso-Fraile, 2015).

El empuje hidrostático produce una disminución del peso corporal en comparación con el medio terrestre, esto conducirá a que se mejore la amplitud de movimiento y a que disminuya la sobrecarga en las articulaciones (Alonso-Fraile, 2015).

SISTEMA NEUROMUSCULAR

La presión hidrostática y los factores hidrodinámicos e hidrocinéticos producen una estimulación constante de los receptores cutáneos, propioceptores y barorreceptores, dando lugar a la integración tanto de estímulos propioceptivos como táctiles (Gulick, 2009) y a una normalización del tono muscular (Moscoso-Alvarado, 2005).

1.5. EFECTOS PSICOLÓGICOS

Por norma general los pacientes que acuden a terapia acuática suelen sentirse avergonzados ya que se ven obligados a mostrar su cuerpo a los demás, lo que es fácil de entender teniendo en cuenta que suelen tener cierto grado de minusvalía u obesidad por ejemplo. Pero una vez se supere esta barrera dichos pacientes alcanzarán un estado de bienestar general debido a los siguientes factores (Alonso-Fraile, 2015):

- El entorno de las sesiones de terapia acuática es totalmente distinto al que existe durante sesiones en tierra firme, por lo que se rompe la sensación de rutina que los pacientes puedan tener durante su proceso de recuperación.
- Cuando los pacientes experimentan la sensación de libertad de movimientos e ingravidez obtienen una mejora de la autoestima y de la autoconfianza (Ehrlich-Bagdon, 1992).

- Durante la realización de un programa de rehabilitación acuático, los pacientes son capaces de lograr adaptaciones fisiológicas y físicas, con el consecuente beneficio en su salud o condición física, que probablemente no hubieran logrado en un entorno terrestre debido a la imposibilidad de tolerar el estrés mecánico del ejercicio en dicho entorno (Cuesta-Vargas & Cano-Herrera, 2014). Por consiguiente se produce una mejora en la autoestima y autoconfianza (Campion, 1997).
- En el medio acuático se pueden llevar a cabo sesiones terapéuticas con un fondo lúdico, en el que el juego puede ser incluido como recurso terapéutico, de este modo se generará más participación y una disminución sobre la presión en cuanto al rendimiento o el miedo al fallo (Moscoso-Alvarado, 2005).

1.6. EFECTIVIDAD CLÍNICA EN LESIONES MUSCULO-ESQUELÉTICAS

OSTEOARTRITIS

La osteoartritis produce dolor, inflamación y limitación de la movilidad articular, siendo la forma de presentación más común de artritis y afectando predominantemente a las articulaciones de la rodilla, cadera, mano o columna vertebral (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012). El tratamiento de esta afección se puede plantear mediante una intervención grupal, siempre teniendo en cuenta ligeras individualizaciones en cuanto a la dosis del ejercicio (número de repeticiones o intensidad de la carga) (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012). Se recomienda una duración de la sesión de entre 30 minutos y 1 hora, con una periodicidad de dos o tres sesiones a la semana (Lin et al., 2004; Stener-Victorin et al., 2004; Wang et al., 2007). Cada sesión constará de 1) periodo de calentamiento, 2) fase de entrenamiento del equilibrio y de las demás capacidades físicas básicas (fuerza, resistencia y velocidad) y 3) fase de vuelta a la calma (Belza et al., 2002; Patrick et al., 2001), sin olvidarnos de la concienciación

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

por parte del fisioterapeuta en cuanto a la adherencia al proceso de recuperación del paciente (Suomi & Collier, 2003).

Si comparamos los efectos que produce el ejercicio realizado en el agua en comparación con el mismo plan en seco, se ha demostrado un mayor aumento de la distancia recorrida andando (Foley et al., 2003) y un mayor alivio del dolor (Wyatt et al., 2001) con un trabajo de hidroterapia en comparación a uno realizado en seco.

ARTRITIS REUMATOIDE

La artritis reumatoide se caracteriza como una patología del sistema musculoesquelético autoinmune de etiología desconocida, la cual provoca dolor, inflamación, limitación de la movilidad articular y función de articulaciones como la tobillo, rodilla, dedos de las manos y muñeca (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).

En estos pacientes, la intervención también podrá llevarse a cabo en un entorno grupal, pero siempre adaptada a las características particulares de cada paciente (Eversden et al., 2007). Se recomienda una duración de cada sesión de entre 30 minutos y 1 hora, con una periodicidad de dos o tres sesiones a la semana (Bilberg et al., 2005; Eversden et al., 2007; Sandfor-Smith et al., 1998). Cada sesión constará de 1) periodo de calentamiento (atendiendo al trabajo de movilidad articular), 2) fase de entrenamiento aeróbico, de fuerza y de ejercicios funcionales y 3) fase de vuelta a la calma de nuevo con ejercicios encaminados a mejorar la movilidad articular (Bilberg et al., 2005; Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012; Sandfor-Smith et al., 1998).

A la hora de comparar los beneficios que reporta la realización de ejercicio acuático con respecto al mismo realizado en seco se encuentran estudios en los que una intervención acuática genera más efectos (tanto en la evolución general de la enfermedad como en la capacidad de realización de diferentes test funcionales, como levantarse de una silla) que la

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

misma realizada en seco (Bilberg et al., 2005; Eversden et al., 2007); mientras que otros estudios han mostrado que ambos medios de tratamientos producen similares efectos (Sandfor-Smith et al., 1998).

ARTROPLASTIA

Para el abordaje de un paciente al que se le ha realizado una artroplastia es necesario llevar a cabo un protocolo que combina la hidroterapia y otros procedimientos de fisioterapia en tierra firme (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).

Tras la cirugía, se deberá hacer especial hincapié en que el paciente camine correctamente, evitando la rotación externa excesiva de la cadera (Gilbey et al., 2003); mejore la movilidad articular mediante estiramientos de los grupos musculares del miembro inferior y tronco (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012) y realice un fortalecimiento mediante ejercicios globales como los de sentarse o levantarse de una silla (Gilbey et al., 2003). Una vez pasadas dos semanas desde la intervención ya se recomienda comenzar con las sesiones en agua (Gilbey et al., 2003), que durarán 30 minutos y 1 hora con una frecuencia semanal de dos a tres veces (Gilbey et al., 2003; Weigenfeld-Lahav et al., 2007).

Cada sesión constará de 1) periodo de calentamiento, en el que el paciente caminará hacia delante o atrás o realizará el movimiento de los miembros inferiores de manera que imite estar montado en una bicicleta suspendida, 2) fase de entrenamiento de la fuerza, centrándose en los grupos musculares del miembro inferior que participen en la marcha aumentando progresivamente la dificultad de los ejercicios y usando material auxiliar para propiciar una descarga articular o para incrementar la resistencia (en función de la fase de recuperación en la que esté) y 3) fase de vuelta a la calma mediante estiramientos y ejercicios de relajación (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012; Gilbey et al., 2003).

Por el momento no es posible establecer una comparación de la efectividad de la hidroterapia de manera aislada frente a un protocolo de recuperación en tierra firme en pacientes con artroplastia, debido a la ausencia de estudios en este ámbito. Aunque sí hay una evidencia moderada, según una reciente revisión sistemática, de que la terapia acuática y en seco combinadas entre sí producen una mejora en la función y movilidad articular además de una mayor reducción del edema en pacientes con artroplastia de cadera o rodilla, en comparación con una terapia realizada únicamente en seco (Gibson & Shields, 2015).

DOLOR LUMBAR

La lumbalgia se define como dolor, tensión muscular o rigidez localizada en la zona posterior del tronco, entre el borde inferior de la duodécima costilla y los pliegues glúteos; con o sin dolor en la pierna (ciática) (Krismer et al., 2007). La presentación más común de lumbalgia es la lumbalgia mecánica inespecífica crónica, en la que los síntomas no se atribuyen a una patología subyacente con una evolución de más de 12 semanas (Weiner & Nordin, 2010).

El tratamiento de este cuadro es complejo abarcando diversas disciplinas y técnicas, en el que la hidroterapia juega un papel adicional (Barker et al., 2003; Cuesta-Vargas et al., 2009). La sesión de hidroterapia constará de una duración de entre 20 y 30 minutos (Barker et al., 2003; Cuesta-Vargas et al., 2009; Schepfer & Fritz, 2000; Winter, 2000) en la que se realizarán ejercicios encaminados a mejorar la resistencia, fuerza y estabilidad, siendo uno de ellos el de la carrera acuática (en la que el participante mantiene el segmento lumbar en una posición neutra), todo esto encaminado a la mejora en el rendimiento de las actividades de la vida diaria (Barker et al., 2003; Cuesta-Vargas et al., 2009; Winter, 2000).

En cuanto a la evidencia científica, el ejercicio terapéutico acuático parece ser beneficioso en pacientes con lumbalgia mecánica inespecífica crónica, pero no más que otras intervenciones terapéuticas (Waller et al., 2009), ya que parece que los procedimientos terapéuticos que

engloban la hidroterapia obtienen unas mejoras similares a aquellos que no la engloban (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).

FIBROMIALGIA

La fibromialgia engloba una serie de síntomas y trastornos del sistema musculo-esquelético que provocan un dolor constante, una rigidez de la musculatura, los tendones y los tejidos blandos con una intensidad variable, además de una fatiga extrema; y por otro lado un abanico de sintomatología psicológica como dificultad para conciliar el sueño, cefaleas o problemas de memoria (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).

Se recomienda una duración de cada sesión de entre 30 minutos y 1 hora (Assis et al., 2006; Gowans et al., 1999; Gusi et al., 2006; Vitorino et al., 2006), con una periodicidad de una a tres sesiones a la semana (Assis et al., 2006; Gowans et al., 1999; Gusi et al., 2006; Mannerkorpi et al., 2002; Mannerkorpi et al., 2002; Mannerkorpi & Gard, 2003). Cada sesión constará de 1) periodo de calentamiento, usando estiramientos y movimientos globales, 2) fase de entrenamiento aeróbico, de la flexibilidad y movilidad de los grandes grupos musculares y articulaciones respectivamente, de la fuerza, de la coordinación y de la relajación, y 3) fase de vuelta a la calma, de nuevo utilizando estiramientos y movimientos globales (Cuesta-Vargas & González-Sánchez, 2012).

A la hora de comparar los beneficios que reporta la realización de ejercicio acuático con respecto al mismo realizado en seco se encuentran estudios en los que una intervención acuática genera más efectos (en la capacidad para caminar, percepción de fatiga o de autosuficiencia) que la misma realizada en seco tanto a corto (Gowans et al., 1999) como medio o largo plazo (Jentoft et al., 2001; Mannerkorpi et al., 2002) y con respecto a un grupo control (Bidonde et al., 2014); pero no así en la fuerza muscular (Bidonde et al., 2014; Gusi et al., 2006; Jentoft et al., 2001).

OSTEOPOROSIS

La osteoporosis se define como una enfermedad sistémica esquelética caracterizada por una disminución de la densidad ósea, con un consecuente menoscabo de microarquitectura ósea, que conlleva a un estado de fragilidad ósea y a un riesgo elevado de padecer fracturas como consecuencia última, debido también a factores como pérdida de equilibrio o disminución de la fuerza de las extremidades (Gusi et al., 2006; Ruan et al., 2008). La osteoporosis se asocia comúnmente a mujeres postmenopáusicas debido en gran parte a cambios hormonales y la disminución de actividad física; por lo que conforman un grupo de riesgo de padecerla (Totós y de Zepetnek et al., 2009).

Se recomienda que la intervención mediante un programa de hidroterapia en este grupo de población tenga como mínimo una duración de 6 meses y una periodicidad semanal de 3 sesiones, con una duración comprendida entre 30 minutos y 1 hora de cada una de ellas (Ay & Yurtkuran, 2003, 2005; Bravo et al., 1997). Las sesiones de hidroterapia deben consistir de manera principal en la realización de ejercicios de resistencia que conlleven un impacto leve pero constante durante la mayor parte del tiempo; sin olvidarse de la progresión en la dosificación del ejercicio (duración e intensidad) (Ay & Yurtkuran, 2003, 2005; Bravo et al., 1997).

En cuanto a la evidencia científica de la efectividad de la realización de ejercicio acuático en este aspecto, se ha demostrado un mayor aumento de la calidad y cantidad del hueso en comparación a un protocolo de ejercicios sin carga realizados en seco; pero este aumento fue similar al comparar otro protocolo de ejercicios en seco, esta vez en carga (Ay & Yurtkuran, 2005; Balsamo et al., 2013) o menor (Murtezani et al., 2014). Por otro lado, también se ha evidenciado un aumento de las hormonas indicadoras de la calidad del hueso, y mejoras en la fuerza, resistencia muscular, condición física, equilibrio, agilidad, flexibilidad o bienestar, y menor riesgo de caídas tras un procedimiento de terapia acuática con una duración de 6

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

meses a 1 año (Arnold et al., 2008; Ay & Yurtkuran, 2003; Bravo et al., 1997; Moreira et al., 2013).

2. MASOTERAPIA

2.1. DEFINICIÓN DEL MASAJE

El término masaje presenta un origen etimológico variado; pudiendo provenir del término griego de *masso*, la cual se refiere a tocar, manipular, amasar o estrujar; o del término árabe *mass* o *mass'h*, que se refiere a realizar una presión de manera suave (Castro-Sánchez et al., 2012). En la actualidad, son practicadas más de 80 formas diferentes de masaje, la mayoría desarrolladas en los últimos 30 años (Sherman et al., 2006).

El masaje terapéutico puede definirse de diferentes maneras. Recientemente el Comité de expertos de Ottawa definió el masaje como “la manipulación de tejido blando y articulaciones usando las manos o cualquier dispositivo portátil” (Brosseau et al., 2012; Brosseau et al., 2012). Esta definición también incluía la manipulación espinal y el uso de dispositivos mecánicos (Brosseau et al., 2012; Brosseau et al., 2012). Otra definición del masaje terapéutico implica la manipulación muy enfocada del músculo y/o la fascia circundante, pudiendo actuar también en otros sistemas del cuerpo humano como el linfático, el circulatorio o el nervioso; con un fin terapéutico como el alivio del dolor (mediante la liberación de espasmos musculares, por ejemplo) y del movimiento restringido (Levine & Levine, 1999; Sherman et al., 2006). El masaje también se puede definir como el conjunto de movimientos realizados de una manera sistemática mediante las manos o dispositivos mecánicos a través de la utilización de una amplia variedad de técnicas (amasamiento, fricción o compresión) que actúan sobre los tejidos blandos corporales; todo esto con un objetivo terapéutico, por lo que se considera un procedimiento de fisioterapia (Beck, 2000).

2.2. BREVE RECUERDO HISTÓRICO

En primer lugar, se debe tener en cuenta que el masaje podría ser procedimiento más natural e instintivo de alivio del dolor, debido a que tanto los animales como los seres humanos, sienten impulsos instintivos de lamerse o frotarse respectivamente, ante algún dolor o herida que presenten (Fritz, 2008). Por lo que podría ser probable que el masaje sea la primera herramienta y la más primitiva para el tratamiento del dolor (Lee et al., 1990; Rubik et al., 1992), empezándose a realizar en la época prehistórica (Tappan, 1988).

ÉPOCA ANTIGUA

En la época antigua, la gran mayoría de las culturas parece que han realizado de alguna manera el masaje, a través de ceremonias llevadas a cabo por chamanes, sacerdotes, etc. (Fritz, 2008). El origen del masaje parece ser que ha sido multicultural, realizado y mencionado por la cultura egipcia, china, japonesa o persa desde el año 2000 a.C. (Fritz, 2008; Lee et al., 1990; Tappan, 1988).

ÉPOCA GRIEGA

En la Grecia antigua, Hipócrates de Cos (460-377 a.C.) ya describió específicamente los beneficios terapéuticos del uso de masajes y fricciones (Fritz, 2008). Por otro lado, la aplicación de fricciones o frotamientos con arena era común para los atletas griegos en los momentos previos a su participación en los Juegos Olímpicos (Fritz, 2008).

ÉPOCA ROMANA

Más tarde, durante la época romana, el médico Aulo Cornelio Celso (25 a.C – 50) recopiló 8 libros (*De Re Medica*) que versaban sobre la utilización de las fricciones y unciones (además de los ejercicios y baños) con un fin preventivo y terapéutico (Fritz, 2008). Por su parte, el médico Claudio Galeno (129 – 199), contribuyó de gran manera a la medicina manual debido a su amplio material escrito (Cantu & Grodin, 1992).

EDAD MEDIA

En la Edad Media, en la región de Oriente, que seguían la religión musulmana se continuó con la tradición de las culturas griega y romana anteriores (Fritz, 2008). Mientras que en Occidente, con la religión cristiana, el masaje se asoció a experiencias sobrenaturales y se olvidó su uso, debido al escaso pensamiento científico y a que la Iglesia perseguía a los curanderos debido a que sus prácticas eran consideradas heréticas (Fritz, 2008; van Why, 1992).

RENACIMIENTO

Ya en el Renacimiento, en pleno siglo XVI, Ambrose Paré (1517-1590), uno de los creadores de la cirugía moderna, comenzó a instaurar las técnicas de masaje posteriormente a sus intervenciones quirúrgicas, con el objetivo de aliviar la rigidez articular y sanar las heridas; clasificando el masaje en suave, medio y vigoroso (Fritz, 2008).

SIGLOS XVIII - XIX

En el siglo XVIII, Per Henrik Ling (1776-1839) desarrolló (pero no inventó) el masaje sueco; proponiendo un programa que consistía en la utilización con fines terapéuticos de movimientos pasivos y activos, además de masaje, logrando fundar con el tiempo el Real Instituto Central de Gimnasia (Fritz, 2008). Poco a poco el masaje fue obteniendo una mayor relevancia, debido a que se llevaron a cabo los primeros estudios científicos y a su introducción en la comunidad científica como un procedimiento médico gracias a la contribución del doctor holandés Johann Mezger (1839-1909) (Fritz, 2008). En 1894, apareció la *Society of Trained Masseuses* y más tarde la *Chartered Society of Massage and Medical Gymnastics*; con el objetivo principal de homologar y establecer una serie de criterios en cuanto a la formación, docencia y práctica del masaje, debido a la gran variabilidad que existía en el sistema educativo que conllevaba una práctica errónea y dispar del masaje (Fritz, 2008; van Why, 1992). De este modo, la aplicación del masaje fue evolucionando para llegar a ser un campo de asistencia médica, de donde más tarde surgió la fisioterapia como profesión (Fritz, 2008).

SIGLO XX

La primera mitad del siglo XX estuvo marcada por el interés científico del masaje y en el que destacaron numerosos autores. El doctor James Mennell describió y clasificó las acciones mecánicas y reflejas del masaje; el neurólogo y creador del psicoanálisis Sigmund Freud (1856-1939), realizó experimentos utilizando el masaje como medida terapéutica de la histeria; Albert Hoffa publicó un libro a principios de siglo presentando las técnicas más clásicas del masaje como el *effleurage* (deslizamiento), *pretissage* (amasamiento) *tapotement* (percusión) y la vibración (Fritz, 2008). Con la epidemia de poliomielitis de 1918 y el fin de la Primera Guerra Mundial el masaje obtuvo un nuevo interés, debido a la necesidad de aumentar las

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

opciones terapéuticas, apareciendo además una nueva técnica de masaje llamada drenaje linfático manual, desarrollada por el danés Emil Vodder (Fritz, 2008). Ya al principio de los 50, James Henry Cyriax desarrolló el masaje de fricción transversa profunda, que aparece publicado en el *Textbook of Orthopedic Medicine* (Fritz, 2008).

Alrededor de 1960 el masaje volvió a alcanzar un resurgimiento académico y clínico gracias al movimiento humanista, al aumento de estudios clínicos controlados en el ámbito médico, de enfermería, de fisioterapia e incluso de psicología (debido al movimiento Esalen o la psicología de la Gestalt) y a la corriente iniciada por Jonh F. Kennedy acerca de los beneficios del ejercicio físico en la prevención de enfermedades cardiovasculares (Fritz, 2008).

En las décadas de los 70 y 80, el masaje avanzó de gran manera en el campo de investigación y del tratamiento del dolor (van Why, 1992). El profesor de psicología Ronald Melzack, fue con diferencia el autor más importante en este campo, al proponer las teorías del “Control de la puerta del dolor” y de la analgesia mediante la hiperestimulación del masaje (esta última publicada en la revista *Clinics in Anesthesiology*); al mostrar la eficacia en el alivio del dolor dental y lumbar, además de los mecanismos neuronales, del masaje realizado con hielo y manualmente o la realización de presiones (van Why, 1992).

2.3. EFECTOS FISIOLÓGICOS DEL MASAJE

Con el masaje se obtendrán una serie de efectos fisiológicos sobre el organismo de gran diversidad, los cuales se diferenciarán en función las maniobras de masaje utilizadas o de si el procedimiento del masaje se realice de forma local o global sobre el paciente (Castro-Sánchez et al., 2012).

EFFECTOS SOBRE LA PIEL

Durante la aplicación de un masaje; se va a producir una respuesta nerviosa debido a un incremento de la estimulación sensitiva (térmica, táctil, dolorosa o cinética) la cual conllevará a una respuesta vasomotora de diferente duración, en función al tipo de masaje aplicado; y una respuesta humoral que estimulará tanto las terminaciones simpáticas (liberando sustancias vasoconstrictoras como la adrenalina), como las parasimpáticas (liberando sustancias vasodilatadoras como la acetilcolina e histamina), que provocarán una vasodilatación e incremento de la permeabilidad de los capilares (Castro-Sánchez et al., 2012).

Ambas respuestas propiciarán un incremento del metabolismo celular, con un incremento en la producción de diversas sustancias metabólicas consecuentemente, y por ende un aumento en el ritmo del intercambio arteriovenoso (Castro-Sánchez et al., 2012). Se ha descrito que la intensidad del aumento del flujo sanguíneo, también denominado hiperemia, provocado por la vasodilatación, dependerá de la fuerza y el tipo de masaje que se hayan realizado (Sorube & Pernía, 1999; Torres & Salvat, 2006).

También se ha afirmado la actuación del masaje a nivel de la epidermis, y que gracias a la mejora en la permeabilidad de los orificios de las glándulas sebáceas y sudoríparas, además del aumento en la circulación sanguínea y linfática, se obtiene una función más eficaz de dichas glándulas (Castro-Sánchez et al., 2011).

EFFECTOS SOBRE EL MÚSCULO

MÚSCULO ESQUELÉTICO

Sobre el músculo esquelético, el masaje puede actuar modificando el tono, la contractilidad y la elasticidad y de éste (Castro-Sánchez et al., 2012). A este nivel también se producirá un

incremento del flujo sanguíneo, de manera que se produzca un incremento del intercambio arteriovenoso con la expulsión de sustancias de desecho (catabolitos) al espacio intersticial y que a continuación son recogidas por los capilares venosos, provocando un incremento de sangre arterial oxigenada. Todo esto conlleva a una normalización y una mejora del trofismo muscular (Castro-Sánchez et al., 2012). La relajación y el alivio de los espasmos musculares que produce el masaje parece que son debidos al mecanismo de disminución en la excitabilidad de la motoneurona α , siempre y cuando el masaje tenga una suficiente profundidad como para alcanzar al vientre muscular (Castro-Sánchez et al., 2012). Del mismo modo, en función del ritmo de implementación de las maniobras de masaje, éste tendrá un efecto u otro; de este modo un ritmo brusco y/o rápido producirá una estimulación del músculo con un incremento del efecto contráctil, mientras que un ritmo suave y/o lento producirá una relajación muscular (Sorube & Pernía, 1999; Torres & Salvat, 2006).

MÚSCULO LISO

A nivel de la musculatura lisa del aparato digestivo, el ritmo, el tipo y la dirección de las maniobras del masaje tendrán unos efectos u otros; así, aquellas maniobras con una dirección desde el intestino al recto van a tender a producir un efecto relajante y analgésico, o bien conlleva una estimulación y aumento del peristaltismo si se utilizan maniobras de presión o vibración (Sorube & Pernía, 1999).

EFFECTOS SOBRE EL SISTEMA VASCULAR

El masaje conlleva una serie de efectos tanto sobre la circulación arterial, venosa o linfática, estando todos ellos interrelacionados (Cassar, 2001; Clay & Pounds, 2003; Fernández, 2008).

FLUJO SANGUÍNEO ARTERIAL

En cuanto a la circulación arterial, el masaje conllevará un incremento del flujo sanguíneo, tanto de arterias como arteriolas, un mayor aporte de nutrientes y un aumento en la eliminación de los catabolitos (Castro-Sánchez et al., 2012; Lee et al., 1990). El masaje producirá una vasoconstricción seguida de una vasodilatación en los capilares, conllevando a un aumento de sangre y un mejor trofismo en la zona de aplicación (Jingxi & Huangui, 2003).

FLUJO SANGUÍNEO VENOSO

A nivel venoso, cuando el masaje es aplicado con un sentido centrípeto, se va a producir una mejora en la circulación venosa (de retorno), debido parece ser a la acción mecánica de compresión y de descompresión que tiene lugar en los tejidos masajeados, a una vasodilatación a través del efecto de sustancias químicas o incluso la acción del sistema nervioso autónomo (Castro-Sánchez et al., 2012).

CIRCULACIÓN LINFÁTICA

A nivel linfático, debido a que los vasos linfáticos se extienden superficialmente a nivel cutáneo, y que el masaje es capaz de estimular la piel, habrá una aceleración de la circulación de la linfa, hacia la dirección del masaje este y también en función de la gravedad (Fritz, 2005).

EFFECTOS SOBRE EL SISTEMA NERVIOSO

FORMACIÓN RETICULAR

El masaje modifica la función de la formación reticular en función del tipo de masaje y la forma de realización; de este modo cuando se realiza un masaje con maniobras bruscas la actividad cerebral se ve incrementada, mientras que si las maniobras del masaje son realizadas de una

manera rítmica y suave aumentará la somnolencia y habrá una relajación tanto física como mental (Castro-Sánchez et al., 2012).

ALIVIO DEL DOLOR

El alivio del dolor que produce el masaje se desarrolla por la combinación de algunos de los siguientes mecanismos:

1. La Teoría de la Compuerta (*The Gate Control Theory*): Según esta teoría, el dolor estimula las fibras nerviosas más cortas y con menos mielina (fibras A δ y C), por lo que la señal dolorosa requiere más tiempo para alcanzar la médula espinal que las señales de presión, las cuales se transmiten a través de fibras nerviosas más largas y con más mielina (fibras A β); y por eso son capaces de transmitir el estímulo de presión más rápidamente que el estímulo doloroso, haciendo que el estímulo de presión llegue antes a las estructuras supraespinales implicadas en el procesamiento del dolor y “cierre la compuerta” al estímulo doloroso (Brosseau et al., 2012; Field, 2014; Field et al., 2007; Melzack & Wall, 1965).
2. Se ha evidenciado un aumento de serotonina, considerada como un neurotransmisor que disminuye la intensidad del dolor (que conlleva a una disminución de la sustancia P), con el masaje terapéutico (Field et al., 2005).
3. El aumento del flujo sanguíneo que conlleva un drenaje de sustancias algógenas (responsables del dolor, como la bradicinina) y demás sustancias inflamatorias (Cafarelli & Flint, 1992; Mori et al., 2004).
4. La relajación que percibirá el paciente producirá una disminución de la actividad del sistema nervioso central, a través de la formación reticular (Castro-Sánchez et al., 2012).

SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO

El masaje suele producir una relajación y una sensación de bienestar general (Castro-Sánchez et al., 2012). Además de esto, el masaje a una presión moderada parece que estimula los baroreceptores, y en menor lugar los mecanorreceptores, cutáneos (que han demostrado transmitir señales al sistema nervioso parasimpático (Kandel et al., 2000)). Estos mecanismos podrían explicar el hecho de que el masaje tanto directa como indirectamente actúe a nivel del sistema nervioso vegetativo, y más concretamente aumente la actividad del sistema nervioso parasimpático (Bervoets et al., 2015; Diego et al., 2007; Diego et al., 2004; Diego & Field, 2009; Guan et al., 2014), lo cual conlleva a que el masaje reduzca la frecuencia cardíaca (Diego et al., 2004), la tensión arterial (Ahles et al., 1999; Hernandez-Reif et al., 2000; Kubsch et al., 2000) y los niveles de cortisol (Kim et al., 2001).

EFECTOS SOBRE EL SISTEMA INMUNOLÓGICO

El masaje a presión moderada ha demostrado que produce un incremento en las células NK (*natural killer cells*), células del sistema inmunológico que parecen tener una función protectora sobre las células víricas, bacterianas y cancerígenas, y de su actividad (Field et al., 2007); comprobándose estos efectos en recién nacidos (Ang et al., 2012), en niños y adolescentes afectados del virus VIH (Diego et al., 2001; Shor-Posner et al., 2006), y en mujeres afectadas de cáncer de pecho (Hernandez-Reif et al., 2004, 2005). También se ha observado un incremento en la cromogranina A (anticuerpo con acción antibacterial y antifúngica) salivar, en sujetos sanos tras un masaje de espalda (Noto et al., 2010). Por otro lado, se ha evidenciado el aumento de la función inmunológica debido al incremento de linfocitos en sangre (linfocitos T colaboradores o CD4+, linfocitos T citotóxicos o CD8+, entre otros) tras una sesión de masaje (Rapaport et al., 2010).

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

Por su parte, el masaje también parece tener una acción indirecta debido a que aumenta la actividad del sistema nervioso parasimpático, la cual reduce los niveles de cortisol, conllevando una protección hacia las células inmunológicas, que son atacadas por esta hormona (Diego & Field, 2009; Field, 2014).

2.4. EFECTOS PSICOLÓGICOS DEL MASAJE

El efecto de relajación y bienestar general descrito anteriormente que produce el masaje se ha hipotetizado que es producido por la disminución de la actividad del sistema simpático y de las hormonas del estrés (Rapaport et al., 2010), y por otro lado del aumento de la liberación de serotonina y endorfinas, que podrían ser eficaces para el alivio de cuadros de ansiedad, o depresivos (Listing et al., 2009; Moyer et al., 2004). El masaje también parece favorecer la adherencia al tratamiento por parte del paciente (Hou et al., 2010; Myers et al., 2008).

2.5. EFECTIVIDAD CLÍNICA EN LESIONES MUSCULO-ESQUELÉTICAS

El masaje terapéutico es uno de las principales herramientas terapéuticas utilizadas para aliviar el dolor (Brummitt, 2008; Kong et al., 2013). Por su parte, el masaje terapéutico ha sido promovido como tratamiento de elección para numerosas condiciones, como las lesiones musculoesqueléticas, estrés o embarazo (Brummitt, 2008); y por su popularidad en cuanto al alivio del dolor se ha convertido un tratamiento ampliamente aceptado para las lesiones musculoesqueléticas (Patel et al., 2012).

OSTEOARTRITIS DE RODILLA

El masaje terapéutico para el manejo de pacientes con osteoartritis de rodilla ha sido utilizado en al menos tres recientes estudios de control aleatorizados. En uno de ellos el masaje terapéutico en la musculatura del cuádriceps, en combinación con un programa de ejercicio terapéutico, mostró mejores resultados en la intensidad del dolor, el test de *time get up and go* y en el Índice WOMAC que un programa de ejercicio terapéutico aislado (Cortés-Godoy et al., 2014). Del mismo modo, 6 sesiones de masaje de presión moderada (3 sesiones / semana) mostró mejoras en la intensidad del dolor, rigidez y en la función de la rodilla, además de un aumento de la velocidad y anchura del paso (Qingguang et al., 2015). Por último, otro estudio que abordó con masaje terapéutico de presión moderada tanto a la musculatura del cuádriceps como a la isquiosural observó un incremento del rango de movilidad de la rodilla, así como una disminución en el la intensidad del dolor (Field et al., 2015).

DOLOR DE TALÓN

El masaje terapéutico ha sido estudiado también para el dolor de talón. Se ha comprobado que la realización de un protocolo basado en el masaje terapéutico de la musculatura del tríceps sural, junto con ejercicios de movilización neural y la realización de auto-estiramientos, realizado en 6 sesiones durante un periodo de 4-6 semanas es más eficaz en el manejo del dolor de talón que un procedimiento basado en la aplicación de ultrasonidos terapéuticos y la realización de los mismos auto-estiramientos, tanto en la intensidad del dolor como en el estado funcional de los pacientes (Saban et al., 2014).

SÍNDROME DEL TÚNEL CARPIANO

El masaje terapéutico por sí solo ha mostrado ser efectivo en el tratamiento del síndrome del túnel carpiano y para la mejora en los test de Phalen y de Tinel (usados para la valoración de este síndrome) (Field, 2014). Además, también se ha demostrado su efectividad en la reducción del dolor y el incremento en la actividad funcional después de 2 semanas en los que los pacientes con síndrome del túnel carpiano recibieron 2 sesiones / semana de 30 minutos cada una de masaje terapéutico con especial atención a las localizaciones de puntos gatillo miofasciales de la mano, miembro superior y cuello (Elliott & Burkett, 2013).

DOLOR DE CUELLO Y DE HOMBRO

Las últimas revisiones sistemáticas y meta-análisis han evidenciado la efectividad en la reducción del dolor del cuello y hombro del masaje terapéutico, en comparación a otras modalidades terapéuticas pasivas; mientras no se obtienen mayores beneficios cuando es comparado con modalidades terapéuticas activas (Brosseau et al., 2012; Cheng & Huang, 2014; Kong et al., 2013).

DOLOR LUMBAR

Las últimas revisiones sistemáticas acerca de los beneficios del masaje en el manejo del dolor lumbar inespecífico han mostrado varios resultados. Así, el masaje terapéutico ha demostrado ser más efectivo en la reducción del dolor en el dolor lumbar agudo y en la reducción del dolor y la mejora de la función en el dolor lumbar subagudo y crónico, solo a corto plazo en comparación a si se compara con una intervención control inactiva (lista de espera, no tratamiento, etc.) (Furlan et al., 2015). Mientras que en comparación con intervenciones

terapéuticas como ejercicio, manipulación, educación, etc.; el masaje terapéutico obtuvo mejores resultados a corto y largo plazo en la reducción del dolor, pero no en la mejora de la función (Furlan et al., 2015). Aunque por lo general, tanto para la mejora de la función, como para el alivio del dolor en pacientes con dolor lumbar inespecífico (en especial para el crónico), se recomienda la combinación del masaje terapéutico con ejercicio terapéutico y educación (Brosseau et al., 2012; Imamura et al., 2008).

FIBROMIALGIA

En la reciente revisión sistemática y meta-análisis acerca de los beneficios del masaje terapéutico en pacientes con fibromialgia, en la que incluyó 9 estudios de control aleatorizados, se mostró que este procedimiento realizado durante un periodo de tiempo mayor a 5 semanas disminuyó el dolor, la ansiedad y la depresión, pero no produjo cambios en la alteración del sueño (Li et al., 2014).

SÍNDROME DE DOLOR MIOFASCIAL

El síndrome de dolor miofascial se define como el conjunto de síntomas sensitivos, motores y autonómicos que incluyen dolor local y referido, rango de movilidad disminuido y debilidad en relación a la presencia de puntos gatillo miofasciales (Jafri, 2014), estimándose que el 85% de la población ha estado o estará afectada en algún momento de su vida (Fleckenstein et al., 2010; Gerber et al., 2013). Aquellas personas que sufren de síndrome de dolor miofascial tienen una función limitada de sus actividades de la vida diaria, alteración del estado del ánimo y disminución de la calidad de vida debido al dolor severo que experimentan (Fernández-de-Las-Peñas et al., 2007; Gerber et al., 2013; Kogo & Kurosawa, 2010; Lee et al., 2012; Moldofsky, 2001). Cuando los puntos gatillo miofasciales están activos, aparecen también

reacciones propiciadas por el sistema nervioso autónomo (sensación anormal, atenuación de la función neuromuscular, o alteración de la frecuencia cardiaca) (Budgell & Polus, 2006; Iqbal et al., 2013; Kuo & Yang, 2004; Lee & Han, 2011; Srbely et al., 2008; Terkelsen et al., 2005). Además, el aumento del dolor, junto con todo lo anterior puede aumentar la actividad del sistema nervioso simpático (Terkelsen et al., 2005). Debido a que los puntos gatillo son los que principalmente causan estos síntomas, son estos los que han sido objetivo del tratamiento de este síndrome (Simons, 2002). Los puntos gatillo miofasciales pueden clasificarse en activos, producen sintomatología clínica y presentan hallazgos más intensos durante la exploración; o latentes, no presentan dolor espontáneo (Simons, 2005; Simons, 2008). El masaje terapéutico, con una amplia variedad de técnicas y estilos, ha demostrado tener efectos beneficiosos tanto en los puntos gatillo activos (Chan et al., 2015; Chatchawan et al., 2005; Fernández-de-las-Peñas et al., 2006; Hanten et al., 2000; Hou et al., 2002; Moraska & Chandler, 2008, 2009) como, aunque en menor medida, en los puntos gatillo latentes (Fernández-de-las-Peñas et al., 2006; Trampas et al., 2010) de la musculatura del cuello y espalda.

2.6. DIFERENTES TÉCNICAS DEL MASAJE TERAPÉUTICO

Como ya se ha citado anteriormente, en la actualidad se practican más de 80 técnicas diferentes de masaje, la mayoría desarrolladas en los últimos 30 años (Sherman et al., 2006). A continuación se expondrá la definición y los objetivos de ciertas técnicas de masaje terapéutico; clasificadas en función de si aplican o no algún dispositivo o herramienta de masaje.

MASAJE TERAPÉUTICO NO INSTRUMENTADO

MASAJE SUECO

El masaje sueco se podría definir como el acariciamiento y el amasamiento de la piel y los tejidos blandos subyacentes; el cual emplea cinco maniobras básicas: *effleurage* (deslizamiento), *petrissage* (amasamiento y levantamiento), fricción (movimiento de las capas de tejido debajo de la piel), vibración y percusión (Bialosky et al., 2009; Sherman et al., 2006). Los objetivos del masaje sueco, de manera general podrían ser la mejora de la circulación, la disminución de los espasmos musculares y la relajación del organismo (Bialosky et al., 2009).

MASAJE DE FRICCIÓN TRANSVERSO PROFUNDO

El masaje de fricción transversa profunda, también llamado masaje de Cyriax por ser él quien lo desarrolló, se podría definir como la aplicación de un movimiento repetitivo, generalmente a una presión profunda (en función de la localización del tejido sobre el que se realice el tratamiento), de manera transversal a los músculos y los tejidos blandos, realizado mediante los dedos del fisioterapeuta (Bialosky et al., 2009; Patiño, 2016). Los objetivos del masaje de fricción transversa profunda se podrían citar en la realineación del tejido blando, el alivio del dolor, la ruptura de adherencias o el aumento de la amplitud de movimiento (Bialosky et al., 2009; Patiño, 2016).

MASAJE DE PUNTOS GATILLO MIOFASIALES

El masaje de puntos gatillo miofasciales consiste en la presión profunda sobre las áreas locales de mayor tensión o sensibilidad, con el objetivo de disminuir los espasmos musculares (Bialosky et al., 2009).

MASAJE TERAPÉUTICO INSTRUMENTADO

FIBRÓLISIS DIACUTÁNEA

La Fibrólisis Diacutánea, también llamada *cochetage mioaponeurótico* (debido a los instrumentos que se utilizan durante el procedimiento: *crochets*), se define como una técnica de fisioterapia no invasiva; desarrollada en la década de los 60 por el fisioterapeuta sueco Kurt Ekman (colaborador de James Cyriax), y modificada posteriormente por los fisioterapeutas belgas Jean Burnotte y Pierre Duby; siguiendo los principios del masaje de fricción transversa profundo, usada para el tratamiento de la restricción de movimiento o el dolor mecánico o inflamatorio del sistema musculo-esquelético mediante una serie de herramientas de acero inoxidable con forma de gancho y bordes biselados, con la ventaja de obtener una aplicación más precisa y profunda, la cual no podría ser obtenida manualmente (Barra et al., 2011; Barra-López et al., 2013; Martins et al., 2013; Patiño, 2016) (Figura 3). El objetivo principal de la Fibrólisis Diacutánea es liberar las adherencias entre las diferentes estructuras musculo-esqueléticas, aunque por lo general, comparte los demás objetivos del masaje de fricción transversa profundo (Patiño, 2016; Tricás et al., 2010).

Figura 3. Demostración del uso de la Fibrólisis Diacutánea en el vientre muscular del bíceps braquial. Tomado de (Martins et al., 2013). Con *Licencia Creative Commons*.



ROPTROTERAPIA

La Roptroterapia se define como una técnica terapéutica específica de masaje de fricción transversa profunda, desarrollada inicialmente por terapeutas japoneses, caracterizada por aplicar una presión que va siendo incrementada paulatinamente mediante una barra T miofascial de bronce (un material neutro para la piel) (0.80 kg) (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013; Farasyn, 2007, 2010; Farasyn et al., 2006). En este procedimiento, la presión se establece entre 5 – 10 kg/cm², dentro de un umbral de dolor tolerable por el paciente, siendo específicamente administrada en las capas más profundas del músculo durante 30 minutos (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013; Farasyn, 2007, 2010; Farasyn et al., 2006) (Figura 4). El término roptroterapia proviene de combinar la palabra “ropton”, que significa “el nudo” en el griego, y “terapia” (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013). Los objetivos de la Roptroterapia de los tejidos conectivos cicatrizales y la reducción de los endurecimientos musculares como un

mecanismo posible del alivio del dolor (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013; Farasyn, 2007, 2010; Farasyn et al., 2006).

Figura 4. Demostración del uso de barra T durante una sesión de Roptroterapia en el músculo erector espinal. Tomado de (Farasyn & Meeusen, 2007). Con el permiso del autor para su reproducción en el presente trabajo.



TERAPIA ASTYM®

La Terapia Astym® se define como una técnica de terapia manual, desarrollada en Estados Unidos, aplicada con instrumentos portátiles especializados que se implementan sobre el tejido blando en disfunción de manera tópica y que posteriormente son capaces de transferir presiones particulares y fuerzas de cizallamiento al tejido en disfunción (Kivlan et al., 2015; Sevier & Stegink-Jansen, 2015) (Figura 5). Los objetivos de la Terapia Astym® son la facilitación de la curación y cicatrización del tejido blando y la actuación sobre las consecuencias asociadas con la patología musculoesquelética (Kivlan et al., 2015; Sevier & Stegink-Jansen, 2015).

Figura 5. Demostración del uso de los instrumentos durante un procedimiento de Terapia Astym® en la musculatura epicondilea. Tomado de (Sevier & Stegink-Jansen, 2015). Con Licencia Creative Commons.



TÉCNICA GASTON®

La Técnica Gaston® se define como un método de movilización del tejido blando asistida por instrumental, realizada mediante una serie de 6 diferentes instrumentos de acero inoxidable (Cheatham et al., 2016; Laudner et al., 2014; Portillo-Soto et al., 2014) (Figura 6). El objetivo de la Técnica Gaston® es el tratamiento de las restricciones del tejido blando y fasciales, además del tejido cicatricial con unos efectos adversos limitados como la incomodidad durante el tratamiento o la aparición de hematomas en la piel después del tratamiento (Cheatham et al., 2016; Laudner et al., 2014; Portillo-Soto et al., 2014).

Figura 6. Demostración del uso de los instrumentos durante un procedimiento de la Técnica Graston® en la musculatura de la zona lumbar. Tomado de (Loghmany & Bane, 2016). Con Licencia Creative Commons.



RICHELLI'S PAINRELIEVER™

El Richelli's Painreliever™ es una nueva herramienta de terapia manual realizada de resina con un cuerpo central y unos extremos de diferentes ángulos y tamaños, todos con el borde redondeado (Montañez-Aguilera et al., 2011) (Figura 7).

Figura 7. Demostración del uso de la herramienta Richelli's Painreliever™ en la musculatura interescapular.



3. LESIONES MUSCULO-ESQUELÉTICAS DE LOS FISIOTERAPEUTAS

3.1. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el término “enfermedad músculo-esquelética relacionada con el trabajo” (EMET) “describe un amplio rango de enfermedades inflamatorias y degenerativas así como dolencias que producen dolor y discapacidad funcional”. Se producen cuando los sujetos están expuestos a actividades laborales que contribuyen significativamente a su desarrollo o exacerbación, sin que las cuales sean la única causa (World Health Organization, 1985).

La OMS ha declarado que el ambiente de trabajo contribuye significativamente a las EEMMEETT, parcialmente causadas por condiciones de trabajo adversas o agravadas, aceleradas o exacerbadas por la exposición al lugar de trabajo (Sharan & Ajeesh, 2012; World Health Organization, 1985).

3.2. LESIONES MUSCULO-ESQUELÉTICAS RELACIONADAS CON EL TRABAJO ENTRE LOS FISIOTERAPEUTAS

Los trabajadores sanitarios, especialmente aquellos que están en contacto directo con pacientes son, entre las demás profesiones, los que mayor tasa de EEMMEETT presentan (Hanson et al., 2007). Según algunos estudios, el 91% de los fisioterapeutas han experimentado una EMET a lo largo de su vida (Cromie et al., 2000). Por lo que, las EEMMEETT se consideran uno de los mayores problemas de salud entre los fisioterapeutas; presentando una prevalencia a lo largo de la vida del 55-91%, y una prevalencia anual del 40-91.3% (Milhem et al., 2016), siendo la lumbalgia la enfermedad más común (Campo et al., 2008; Glover et al.,

2005; Holder et al., 1999; King et al., 2009; Mierzejewski & Kumar, 1997; Molumphy et al., 1985; Punnett & Wegman, 2004; Rozenfeld et al., 2010; Salik & Ozcan, 2004; Shehab et al., 2003); estimándose su prevalencia a lo largo de la vida del 26-79.6%, y la anual del 22-73.1% (Milhem et al., 2016). Las zonas corporales más comúnmente afectadas después de la zona lumbar son las manos y la muñeca, el cuello, la zona alta de la espalda y los hombros (Cromie et al., 2000; Milhem et al., 2016; Rozenfeld et al., 2010; Salik & Ozcan, 2004; West & Gardner, 2001). Se observa pues, que los fisioterapeutas, a pesar de sus conocimientos en biomecánica y prevención de lesiones no son una excepción en este sentido (Rozenfeld et al., 2010).

Las actividades terapéuticas que parecen estar más asociadas a las EEMMEETT de los fisioterapeutas son: La realización de tareas físicas repetitivas e intensas, asociadas al manejo del paciente como transferencias, recolocaciones y levantamientos; el mantenimiento de ciertas posiciones de trabajo, en algunos casos forzadas; y la implementación de técnicas de terapia manual (Bork et al., 1996; Campo et al., 2008; Cromie et al., 2000; Darragh et al., 2012; Hanson et al., 2007; Power & Flemming, 2007; Yassi et al., 1995), que en muchos casos se realizan ejerciendo presión directa y con un posicionamiento incómodo de algunas articulaciones (Glover et al., 2005).

Las EEMMEETT causan pérdidas económicas sustanciales, tanto para los individuos como para la sociedad (Bureau of Labor Statistics, 2009). En el caso de los fisioterapeutas, se ha demostrado que suelen ausentarse del trabajo algunos días, pueden llegar a cambiar sus hábitos laborales y/o su entorno de trabajo o incluso abandonar la profesión debido a las EEMMEETT. Cromie et al. han mostrado que 1 de cada 6 fisioterapeutas cambió el entorno laboral o abandonó la profesión a causa de una EMET (Cromie et al., 2000), Glover et al. mostraron que el 32% de los fisioterapeutas con alguna EMET se ausentó algunos días del trabajo (Glover et al., 2005), del mismo modo Molumphy et al. revelaron que el 18% de los fisioterapeutas con lumbalgia a causa del trabajo cambió su entorno de trabajo y que el 12% redujo el número de horas en contacto con el paciente (Molumphy et al., 1985). Por el

contrario, Campo et al. han publicado que el 23.4% de los fisioterapeutas que sufrieron alguna lesión realizó algún tipo de cambio de trabajo, el 6,9% cambió de unidad y el 2,4% abandonó su profesión (Campo et al., 2008) demostrando una amplia variabilidad en cuanto a dichas tasas, que en muchos casos parece ser debida a las diferencias culturales de la zona o país en la que se han llevado a cabo dichos estudios. Por otro lado, se ha evidenciado que los fisioterapeutas prefieren tratarse a ellos mismos, o solicitar un tratamiento informal a un compañero en oposición a solicitar un tratamiento formal (Engels et al., 1996; Rozenfeld et al., 2010). El dolor del pulgar por su parte, podría ser una causa de que los fisioterapeutas cambien la manera de realizar las técnicas manuales, de hecho se ha comprobado que el 43-91% de los fisioterapeutas así lo hacen (Snodgrass et al., 2003; Wajon & Ada, 2003; West & Gardner, 2001). Estos cambios en las aplicaciones de los tratamientos, más que aumentar el beneficio terapéutico, podrían disminuir la efectividad de la terapia manual, conllevando a un tratamiento al paciente menos eficiente y efectivo, potenciando el aumento del coste sanitario (Snodgrass et al., 2003).

La realización de técnicas de terapia manual (maniobras de trabajo de amplitud articular, masaje de tejidos blandos, la movilización / manipulación articular, técnicas ortopédicas, técnicas de presiones antero-posteriores vertebrales de Maitland, técnicas de movilización de Mulligan, o tratamiento de puntos gatillo como la presión isquémica), al producir cargas muy altas en la muñeca, mano y dedo pulgar (Campo et al., 2008; Caragianis, 2002) que son transmitidas directamente a las articulaciones (Snodgrass et al., 2003) aumenta el riesgo de padecer una lesión relacionada con el trabajo en dichas articulaciones en fisioterapeutas, siendo las zonas más prevalentes en aquellos fisioterapeutas que dedican la mayor parte del tiempo a la realización de estas técnicas (Bork et al., 1996; Campo et al., 2008; Caragianis, 2002; Cromie et al., 2000; Glover et al., 2005; Grooten et al., 2011; Holder et al., 1999; Rossettini et al., 2016; Snodgrass et al., 2003; Stevens, 1994; Wajon & Ada, 2003; West & Gardner, 2001) y de lesiones en otras partes del cuerpo (Nordin et al., 2011). De entre todas

estas, la técnica que más influye es la terapia de tejidos blandos (parece ser debido a que esta técnica se implementa durante un tiempo elevado), ya que se ha demostrado que aquellos fisioterapeutas que realizan dichas técnicas en 10 o más pacientes al día tienen 13.61 veces más posibilidades de tener lesiones en muñeca, mano o dedo pulgar a causa del trabajo que aquellos que no realizan dicho trabajo (Campo et al., 2008). Mientras que los fisioterapeutas que realizan movilizaciones articulares en más de 10 pacientes al día, tienen 7.95 veces más posibilidades de sufrir una lesión de muñeca, mano o dedo pulgar que aquellos que no realizan este tipo de técnicas (Campo et al., 2008). Por el contrario, aquellos fisioterapeutas que realizan 5 o más transferencias / recolocaciones de pacientes tienen menos probabilidades de sufrir lesiones de muñeca, mano o dedo pulgar (debido a que los fisioterapeutas que realizan este trabajo no se encuentran trabajando en entornos en los que se administre terapia manual) (Campo et al., 2008). Se ha demostrado también que las técnicas ortopédicas aumentan 3.9 veces más la posibilidad de sufrir lesiones en manos o muñecas en fisioterapeutas mujeres con más de 15 años de experiencia laboral (Grooten et al., 2011).

Se ha evidenciado que la articulación metacarpofalángica del pulgar tiene factores predisponentes para la inestabilidad articular (Caragianis, 2002), ya que cuando las fuerzas de la pinza y prensión se aplican en el pulgar, la articulación tiene tendencia a la subluxación hacia dorsal y radial (Imaeda et al., 1992). Diversas técnicas producen una fuerza compresiva aplicada longitudinalmente a través del pulgar y el primer radio, pudiendo causar estas fuerzas una subluxación en la primera articulación carpometacarpiana, debido a que el soporte ligamentario es insuficiente para aguantar estas fuerzas deformantes (Wajon & Ada, 2003). Del mismo modo, las técnicas que compriman el pulgar han sido relacionadas con lesiones en dicho segmento (Cromie et al., 2000; Snodgrass et al., 2003; Wajon & Ada, 2003; West & Gardner, 2001). En relación a esto, se ha demostrado que la alineación y la incapacidad de estabilizar el pulgar mientras se realizan técnicas de terapia manual en general (Cromie et al., 2000; McMahon et al., 2006) y de presiones antero-posteriores vertebrales es un factor de

riesgo a tener dolor del pulgar, de este modo, una presión con el pulgar en extensión ha demostrado ser la alineación que menos tendencia tiene a producir dolor (Figura 8) (Wajon et al., 2007). Otros factores de riesgo de sufrir lesiones del pulgar son: el aumento de movilidad de la articulación del pulgar y la disminución de la fuerza de la mano (en especial la de pinza) (Snodgrass et al., 2003; Stubin & Torres-Gray, 1997). Se ha sugerido también que la posición de la mano durante el tratamiento, y la debilidad de abductores / extensores del dedo pulgar resultan en el desarrollo de cambios degenerativos en las articulaciones del pulgar (Snodgrass et al., 2003). Por el contrario, la hiperlaxitud articular general medida con la escala Beington, no ha mostrado relación con las lesiones o el dolor del pulgar (Snodgrass et al., 2003).

Figura 8. La realización de una presión antero-posterior con las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas del pulgar en una posición de extensión es la alineación menos asociada al dolor del pulgar. Tomado de (Wajon et al., 2007).



Se ha demostrado que las lesiones del pulgar ocurren más frecuentemente en la mano dominante de aquellos fisioterapeutas que realizan técnicas de terapia manual como lo son las presiones antero-posteriores vertebrales (Wajon et al., 2007). También se ha demostrado que en la mano dominante de los fisioterapeutas con dolor del pulgar, aparece mayor inestabilidad y debilidad en la articulación carpo-metacarpiana (Snodgrass et al., 2003); ya se ha descrito

que dicha inestabilidad, además de la debilidad del pulgar (Taylor, 2000) es un factor de riesgo a sufrir cambios degenerativos y dolor del pulgar (Moulton et al., 2001; Pellegrini, 2001), aunque esto hay que tomarlo con cautela ya que otros estudios no han encontrado la asociación entre cambios degenerativos y dolor del pulgar (Snodgrass et al., 2003), ya es sabido que los cambios radiológicos no se corroboran muchas veces con la presencia de dolor (Barron et al., 2000).

Se ha demostrado en diversos estudios, que los fisioterapeutas más jóvenes (< de 30 años) y graduados recientemente (4-5 años) tienen mayor vulnerabilidad a la hora de sufrir alguna EMET, debido a que tienen menos conocimiento y actitudes (Bork et al., 1996; Molumphy et al., 1985) que aquellos compañeros de más avanzada edad y experiencia, que se piensa que desarrollan estrategias de afrontamiento a las demandas físicas del trabajo (Milhem et al., 2016) ya que prevalencia de lesiones en general (West & Gardner, 2001), de lumbalgia (Alrowayeh et al., 2010; Bork et al., 1996; Cromie et al., 2000; Glover et al., 2005; Holder et al., 1999; King et al., 2009; Mierzejewski & Kumar, 1997; Molumphy et al., 1985; Rozenfeld et al., 2010) y de lesiones del pulgar (Cromie et al., 2000; Rossettini et al., 2016) es menor en este grupo de edad. Además, los fisioterapeutas más mayores cuando se comparan con sus homólogos jóvenes, solicitan con más probabilidad tratamiento, se ausentan del trabajo, limitan el tiempo de contacto con los pacientes, o solicitan un cambio de trabajo a causa de sus síntomas (King et al., 2009). Del mismo modo, los fisioterapeutas recién graduados tienden a trabajar en áreas más demandantes físicamente, como un entorno de rehabilitación, son inexpertos en el manejo correcto del paciente y se avergüenzan de pedir ayuda a sus colegas (Glover, 2002). Otros estudios por el contrario encuentran que los fisioterapeutas más mayores y más experimentados, suelen sufrir más EEMMEETT (Campo et al., 2008) y lumbalgias (Rugelj, 2003). En otros casos, no se encuentran diferencias en la tasa de EEMMEETT entre fisioterapeutas jóvenes y mayores o entre inexpertos y expertos (Salik &

Ozcan, 2004), ni en la tasa de lesiones del pulgar entre fisioterapeutas que realizan técnicas de terapia manual (McMahon et al., 2006; Wajon & Ada, 2003).

Se ha demostrado que la incidencia de las EEMMEETT está asociada con el género de los fisioterapeutas, mostrándose que las mujeres se aquejan más a menudo, presentando una prevalencia del 73-100% (Adegoke et al., 2008; Bork et al., 1996; Cromie et al., 2000; King et al., 2009; Mierzejewski & Kumar, 1997; Nordin et al., 2011; Rozenfeld et al., 2010; Shehab et al., 2003); aunque no así en otros estudios (Campo et al., 2008; Cromie et al., 2000; Salik & Ozcan, 2004; West & Gardner, 2001). En cuanto a la lumbalgia, la prevalencia en mujeres ha mostrado ser mayor que en hombres en numerosos estudios (Alrowayeh et al., 2010; Bork et al., 1996; Glover et al., 2005; Shehab et al., 2003), revelándose además que las mujeres (21%) sufren más discapacidad músculo-esquelética que los hombres (15%) (Shehab et al., 2003). Una explicación podría ser que las mujeres son generalmente más pequeñas y físicamente más débiles que los hombres, llevándolas a una posición de desventaja durante tareas de levantamiento y transferencia de pacientes; o incluso por el embarazo, que comúnmente afecta a la región lumbar (Nordin et al., 2011). En cuanto a las lesiones del dedo pulgar, la evidencia es contradictoria, ya que existen estudios que demuestran que la prevalencia es igual en ambos sexos (Glover et al., 2005; Snodgrass et al., 2003; Wajon & Ada, 2003), otros que muestran una mayor prevalencia en mujeres fisioterapeutas (Bork et al., 1996; Rossettini et al., 2016), y otros que exponen que los hombres tienen más posibilidades (ya que al parecer, los hombres realizan más manipulaciones y movilizaciones articulares que las mujeres) (Cromie et al., 2000; McMahon et al., 2006).

En cuanto a la relación del Índice de Masa Corporal (IMC) y la tasa de lesiones hay diferencias en función de la lesión. Se ha comprobado que aquellos fisioterapeutas con un IMC superior a 25 fueron los que más reportaron EEMMEETT (80%) (Nordin et al., 2011) y lumbalgias (Rozenfeld et al., 2010); mientras que se ha evidenciado que un bajo IMC aumenta el riesgo de lesiones del pulgar (Snodgrass et al., 2003).

El entorno de trabajo también parece ser un factor a tener en cuenta en relación a las EEMMEETT. Las lesiones del miembro superior aparecen con mayor proporción en aquellos fisioterapeutas que trabajan con pacientes ambulatorios con problemas músculo-esqueléticos o en centros privados o deportivos, en comparación con otros entornos como el hospitalario (Alrowayeh et al., 2010; Bork et al., 1996; Cromie et al., 2000; McMahon et al., 2006), siendo la lesión del dedo pulgar la más frecuente (76% de los casos) (Glover et al., 2005; McMahon et al., 2006). Esto parece explicarse debido a que en estos ambientes se realiza más terapia manual que en el entorno hospitalario por ejemplo (Alrowayeh et al., 2010).

El número de horas a la semana realizando tratamientos manuales se ha asociado con un incremento del riesgo de lesiones de la muñeca y el pulgar y una disminución del riesgo de lumbalgia, además, por cada hora adicional a la semana realizando terapia manual aumenta un 11% la probabilidad de lesión en la muñeca y pulgar, y disminuye la probabilidad de padecer lumbalgia (Rozenfeld et al., 2010). En relación a esto, también se ha comprobado que aquellos fisioterapeutas que permanecen más tiempo realizando movilizaciones y manipulaciones articulares (Cromie et al., 2000; Darragh et al., 2009; Wajon & Ada, 2003) o masaje de tejidos blandos (Hong, 2004) tienen más síntomas severos en el pulgar. Del mismo modo, Campo et al. demostraron que aquellos fisioterapeutas que realizan terapia de tejidos blandos en 10 o más pacientes al día tienen 13.61 veces más posibilidades de tener lesiones en muñeca, mano o dedo pulgar a causa del trabajo que aquellos que no realizan dicho trabajo (Campo et al., 2008). Mientras que los fisioterapeutas que realizan movilizaciones articulares en más de 10 pacientes al día, tienen 7.95 veces más posibilidades de sufrir una lesión de muñeca, mano o dedo pulgar que aquellos que no realizan este tipo de técnicas (Campo et al., 2008). Por el contrario, aquellos fisioterapeutas que realizan 5 o más transferencias / recolocaciones de pacientes tienen menos probabilidades de sufrir lesiones de muñeca, mano o dedo pulgar (debido a que los fisioterapeutas que realizan este trabajo no se encuentran trabajando en entornos en los que se administre terapia manual) (Campo et al., 2008). Se ha demostrado

también que las técnicas ortopédicas aumentan 3.9 veces más la posibilidad de sufrir lesiones en manos o muñecas en fisioterapeutas mujeres con más de 15 años de experiencia laboral (Grooten et al., 2011).

Con el objetivo de prevenir lesiones en la muñeca, mano o dedo pulgar durante la realización de técnicas de terapia manual, los fisioterapeutas tienen a su disposición una gran variedad de medidas protectoras, como las férulas del pulgar o dispositivos para técnicas de tejidos blandos, aunque si bien es cierto que aún no han sido muy estudiados hasta la fecha (Campo et al., 2008; Darragh et al., 2012; Glover et al., 2005). En el estudio de Maher et al. se comprobó que dos herramientas (*Superthumb* y *Kneeshaw*) pueden ser usadas para la realización de presiones anteroposteriores ya que consiguieron reducir la agravación del dolor del pulgar en fisioterapeutas, fueron comparables al contacto pisiforme en cuanto a la sensibilidad notando la rigidez del tejido durante la realización de dicha técnica manipulativa, aunque no parecían ser del todo cómodas tanto paciente como fisioterapeuta (Maher, et al., 2002) (Figura 9, Figura 10, Figura 11).

Figura 9. *Superthumb* a la izquierda y *Kneeshaw* a la derecha. Tomado de (Maher et al., 2002); con permiso del editor de la revista *Australian Journal of Physiotherapy* para su reproducción en el presente trabajo.



Figura 10. Demostración del uso del *Superthumb*. Tomado de (Maher et al., 2002); con permiso del editor de la revista *Australian Journal of Physiotherapy* para su reproducción en el presente trabajo.



Figura 11. Demostración del uso del *Kneeshaw*. Tomado de (Maher et al., 2002); con permiso del editor de la revista *Australian Journal of Physiotherapy* para su reproducción en el presente trabajo.



Así que, teniendo en cuenta que la gran cantidad de herramientas disponibles podrían servir como medida de protección, se estima oportuno que se realicen futuras investigaciones en cuanto a las ayudas técnicas necesarias para la prevención de estas lesiones (Milhem et al., 2016); y que los fisioterapeutas sean formados en este tipo de equipamiento durante la formación en las diversas técnicas manuales, ya que en algunos estudios se ha estimado que el 29% de los fisioterapeutas no se ha instruido en medidas preventivas para evitar lesiones en el pulgar (McMahon et al., 2006). Por otro lado, también se ha propuesto que los fisioterapeutas hagan una aplicación más juiciosa y selectiva de las técnicas manuales, en función de la necesidad real de cada paciente (Campo et al., 2008; Darragh et al., 2012; Glover et al., 2005) para poder prevenir ciertas EEMMEETT.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

INTRODUCCIÓN COMÚN AL MARCO EMPÍRICO



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El ejercicio terapéutico ha demostrado su eficacia como modalidad terapéutica para el alivio del dolor y la mejora de la función en diversas lesiones musculoesqueléticas, en especial aquellas crónicas (Daenen et al., 2015; Hoffmann et al., 2016) como la cervicalgia (Childs et al., 2008; Cuesta-Vargas et al., 2013; Stewart et al., 2007; Teasell et al., 2010), osteoartritis de rodilla (Fransen et al., 2015; Jansen et al., 2011), osteoartritis de cadera (Fransen et al., 2014), lumbalgia (Hayden et al., 2005; van Middelkoop et al., 2010), fibromialgia (Brosseau et al., 2008); o incluso en el riesgo de caídas (Gillespie et al., 2012). El entrenamiento funcional toma especial interés e importancia como parte de los programas de ejercicio terapéutico para la mejora de la fuerza y la funcionalidad en todos los pacientes (Bayona et al., 2005; Blundell et al., 2003). En los procedimientos de fisioterapia acuática también se lleva a cabo este entrenamiento de tareas funcionales, con beneficios clínicos en cuanto a movilidad y funcionalidad (Fransen et al., 2007; Rahmann et al., 2009). Por otro lado, el entrenamiento de las tareas funcionales producirá diferentes respuestas neuromusculares, en función a si se realiza en un medio terrestre o acuático, debido a las propiedades únicas del agua (Alberton et al., 2011), por lo que estas respuestas deberán ser sistemáticamente analizadas.

Por otro lado, el masaje terapéutico tiene un papel también muy importante en el tratamiento de estos pacientes con lesiones musculoesqueléticas (Bervoets et al., 2015); observándose incluso que un 86% de los pacientes con este tipo de lesiones, han recibido sesiones de masaje terapéutico, normalmente con la combinación de ejercicio terapéutico (Karels et al., 2006). En la actualidad está aumentando la utilización de diferentes dispositivos, por parte del fisioterapeuta que implementa el procedimiento de masaje terapéutico, pero hasta la fecha, la evidencia científica de las diferentes aplicaciones de dispositivos durante el masaje es poco conocida tanto sobre los pacientes como sobre el terapeuta que realiza dicho procedimiento (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013).



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

OBJETIVOS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

GENERAL

El objetivo general del presente trabajo consiste en realizar un análisis comparativo de las respuestas neuromusculares que se producen durante la realización de ejercicio terapéutico en un ambiente terrestre y acuático; además de comparar los efectos que se producen después de un masaje terapéutico en pacientes con cervicalgia mecánica y en el fisioterapeuta que lo realiza en función de si realiza dicho procedimiento de manera manual o con una herramienta de masaje.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

ESPECÍFICOS

- Comparar la actividad muscular, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de diferentes ejercicios realizados en agua y en seco, mediante una revisión sistemática de la literatura.
- Comparar la actividad muscular, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“time get up and go”* en agua y en seco, en sujetos sanos, mediante un estudio transversal.
- Comparar la actividad muscular, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“levantarse de una silla”* en agua y en seco, en sujetos sanos, mediante un estudio transversal.
- Comparar la actividad muscular, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“girar”* en agua y en seco, en sujetos sanos, mediante un estudio transversal.
- Conocer la efectividad clínica y la seguridad del masaje profundo instrumentado, mediante una revisión sistemática de la literatura.
- Comparar los efectos clínicos y mecánicos, obtenidos a través de algometría, miotonometría y ecografía musculoesquelética, que se producen en el punto gatillo miofascial del músculo trapecio superior en pacientes con cervicalgia mecánica, tras la realización de un masaje terapéutico usando el instrumento de masaje Richelli's Painreliever™ o realizado manualmente, mediante un estudio de control aleatorizado.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

MARCO EMPÍRICO



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

**1. Electromiografía de superficie durante ejercicio físico en agua:
Una revisión sistemática.**



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 1 ha sido publicado con anterioridad a la defensa de la tesis, cita:

Cuesta-Vargas AI & Cano-Herrera CL.

Surface electromyography during physical exercise in water: a systematic review.

BMC Sports Sci Med Rehabil. 2014 Apr 15;6(1):15. Doi: 10.1186/2052-1847-6-15



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

Background: Aquatic exercise has been widely used for rehabilitation and functional recovery due to its physical and physiological benefits. However, there is a high variability in reporting on the muscle activity from surface electromyographic (sEMG) signals. The aim of this study is present an updates review of the literature on the state of the art of muscle activity recorded using sEMG during activities and exercise performed by humans in water.

Methods: A literature search was performed to identify studies of aquatic exercise movement.

Results: Twenty-one studies were selected for critical appraisal. Sample size, functional tasks analyzed, and muscles recorded were studied for each paper. The clinical contribution of the paper was evaluated.

Conclusions: Muscle activity tends to be lower in water-based compared to land-bases activity; however more research is needed to understand why. Approaches from basic and applied sciences could support the understanding of relevant aspects for clinical practice.

Keywords: Electromyography, Aquatics, Hydrotherapy, Review.

Resumen:

Introducción: El ejercicio acuático ha sido ampliamente usado para la rehabilitación y la recuperación funcional debido a sus beneficios físicos y fisiológicos. Sin embargo, hay una gran variabilidad en los reportes de la actividad muscular a través de las señales de electromiografía de superficie (sEMG). El objetivo de este estudio es presentar una revisión actualizada de la literatura en el estado del arte de la actividad muscular obtenida usando sEMG durante actividades y ejercicios realizados por humanos en agua.

Métodos: Se realizó una búsqueda bibliográfica para identificar los estudios sobre movimiento y ejercicio acuático.

Resultados: Veintidós estudios fueron seleccionados para la evaluación crítica. Por cada artículo se estudió el tamaño muestral, las tareas funcionales y los músculos valorados. La contribución clínica del estudio fue evaluada.

Conclusiones: La actividad muscular tiende a ser inferior en la actividad en agua que en la actividad en seco; sin embargo se necesitan más estudios para entender el por qué. Los métodos de las ciencias básicas y aplicadas podrían apoyar el entendimiento de los aspectos relevantes para la práctica clínica.

Palabras clave: Electromiografía, acuático, hidroterapia, revisión.

Introducción:

El ejercicio en el entorno acuático ha sido ampliamente usado para la rehabilitación y la recuperación funcional debido a sus beneficios físicos y fisiológicos (Edlich et al., 1987). Las personas que no pueden tolerar el estrés mecánico del ejercicio en un ambiente seco se pueden beneficiar del ejercicio acuático y lograr respuestas físicas y fisiológicas que le producirán beneficios en su salud o su condición física.

Los fisioterapeutas han recomendado el uso del ejercicio en agua debido a las ventajas que ofrecen la presión hidrostática, las fuerzas de arrastre y la propulsión (Cuesta-Vargas & Guillén-Romero, 2005). La fuerza de flotación actuando en la dirección opuesta a la fuerza de la gravedad y las fuerza de arrastre en la dirección opuesta al movimiento del cuerpo en el agua causan que la activación muscular sea diferente en intensidad y en grado de participación dependiendo de los ejercicios y actividades usadas. Por esta razón sería interesante conocer el grado de activación muscular en el agua durante varias actividades y ejercicios con el objetivo de seleccionar un programa de rehabilitación acuático apropiado. Igualmente, hay un pobre entendimiento de la actividad muscular en las actividades acuáticas y deportes acuáticos (aqua-fitness, nado recreacional, etc.), las cuales son muy útiles para mantener o mejorar la condición física sin producir una excesiva carga a la espalda o las extremidades (Cuesta-Vargas et al., 2009).

Los efectos de la terapia acuática son muy usados en pediatría (Pialoux et al., 1987), ortopedia (Rabourdin et al., 1987), reumatología (Drouot et al., 1992), neurología (Morris, 1994), y muchas ramas más (Kemoun et al., 1998). La terapia acuática incluye un gran componente de contacto manual con el paciente, especialmente en rehabilitación neurológica. En estas poblaciones el tratamiento es variado y complejo y la terapia acuática es usualmente solo un componente menor. Sin embargo, esto podría tener un lugar importante en el efecto a largo plazo de la rehabilitación donde cualquier tratamiento es pequeño en términos medibles. La

cuantificación de los efectos de la terapia acuática no ha tenido, como consecuencia, la suficiente atención. Por esta razón, el primer paso para el desarrollo de un programa terapéutico efectivo de ejercicio basado en el agua será obtener un mejor entendimiento de la actividad muscular durante el ejercicio en agua. En la literatura de ejercicio acuático y actividad hay una alta variabilidad en la actividad muscular obtenida con señales de electromiografía de superficie [sEMG] (Masumoto et al., 2008). Esta variabilidad es debida a varios factores como las diferencias en la profundidad de la piscina y la temperatura del agua, familiarización con la actividad acuática, regulación de la intensidad del ejercicio, por lo que algunas conclusiones acerca del nivel de activación muscular y los patrones de reclutamiento son contradictorias.

La medición de la actividad muscular durante el ejercicio en el agua es difícil y algunas veces no intentada, debido a que la mayoría de los instrumentos no están diseñados para este tipo de ambiente y no son por lo tanto fiables o válidos. Por ejemplo, la cuantificación de la actividad muscular por técnicas de electromiografía [EMG] durante la locomoción en agua es desafiante debido a la dificultad de prevenir la interrupción del agua en la obtención de la señal eléctrica de un músculo y por razones de seguridad, con respecto a la inmersión de componentes eléctricos en el agua (por ejemplo electrocución). Además, puede haber algunos aspectos menores relacionados con la señal de EMG, la razón más probable para esto es que los efectos de la disminución de la carga de peso o la flotabilidad en el sistema neuromuscular aún no han sido totalmente explicados (Masumoto et al., 2008).

Esta revisión tiene el objetivo de evaluar la efectividad de la EMG de superficie para medir la actividad muscular durante el ejercicio acuático y comparar este uso con situaciones similares de ejercicios en tierra firme.

Métodos:

Bases de datos:

Una búsqueda de la literatura fue realizada para identificar los estudios relevantes acerca de la terapia acuática. Las bases de datos de PEDro, CINALH [ovid], PUBMED, EMBASE, AMED, Ageline, the Cochrane Library y SPORTDiscus fueron examinadas. Se hizo una búsqueda en las bases de datos usando combinaciones de palabras clave y límites de búsqueda (1997-2013), los cuales son presentados en la Tabla 1. El manuscrito se adhiere a las guías de PRISMA para el informe de revisiones sistemáticas.

Tabla 2. Palabras clave y límites de la revisión sistemática

| Palabras claves: | |
|---------------------|-------------------------|
| <i>Hydrotherapy</i> | <i>Neuromuscular</i> |
| <i>Aquatic</i> | <i>Electromyography</i> |
| <i>Water</i> | <i>EMG</i> |
| <i>Dry</i> | |

| Límites: |
|--|
| Humanos |
| Idiomas: Inglés y Español |
| Estudios publicados en los 15 últimos años (1997–2011) |

Hydrotherapy = hidroterapia, Aquatic = acuático, Water = agua, Dry = seco, Neuromuscular = neuromuscular, Electromyography = electromiografía, EMG = EMG.

Selección de estudios o criterios de elegibilidad:

Los estudios que fueron seleccionados fueron aquellos que hicieron una comparación de la actividad neuromuscular en sujetos humanos los cuales realizaban un ejercicio acuático y el mismo o similar en tierra firme.

Evaluación de los estudios y métodos de síntesis:

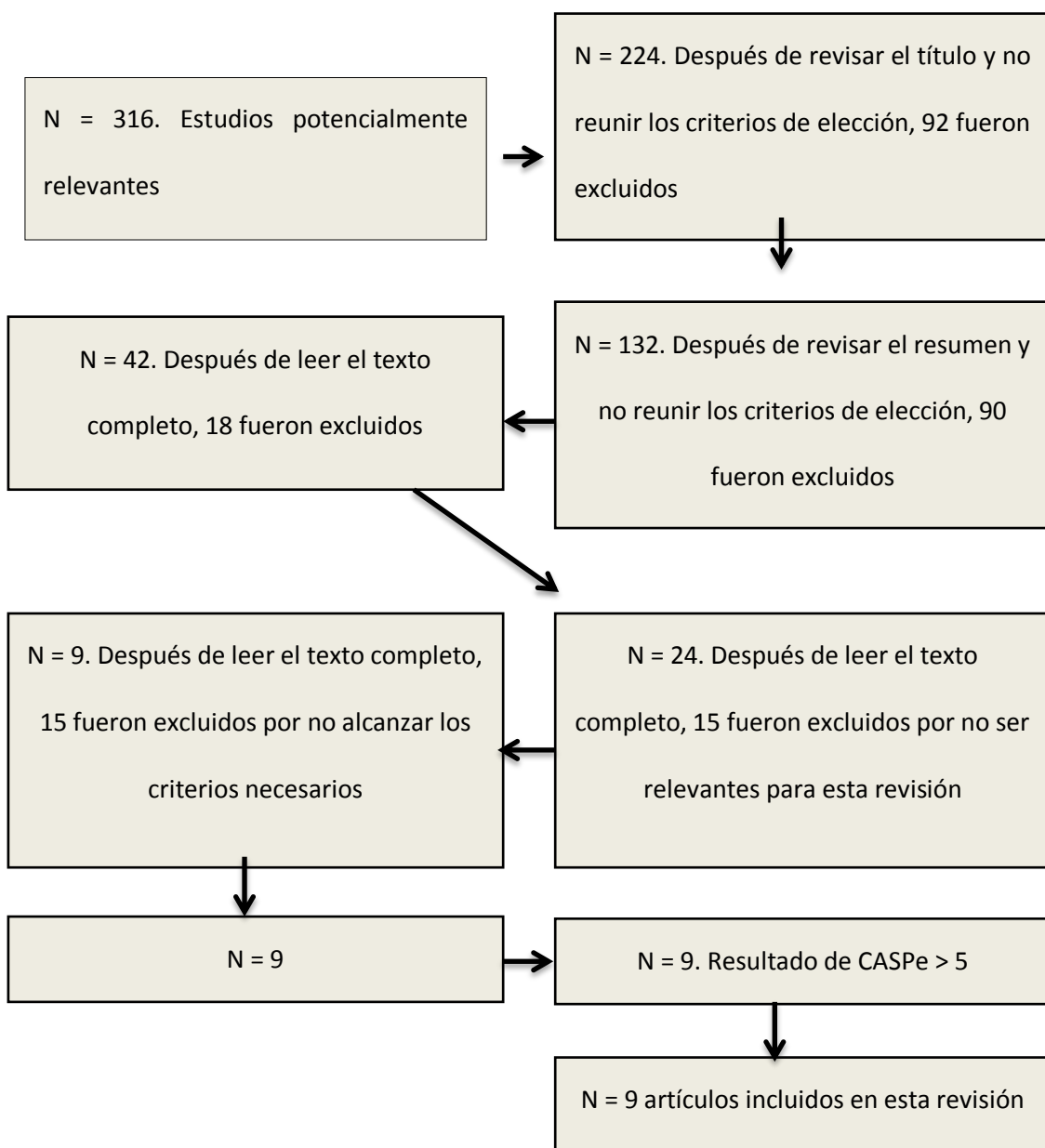
La selección final fue realizada en base al resumen o al título. Nosotros excluimos y eliminamos estudios de casos, estudios que no hicieran comparaciones de actividad o que no hicieran ejercicios en seco, o aquellos que hicieron comparaciones en relación al uso de los electrodos sumergidos en agua. Dos revisores independientes completaron la evaluación de calidad, con desacuerdos resueltos en consenso. Los estudios fueron críticamente evaluados usando la herramienta de Critical Appraisal Skills Programme en español [CASPe] para los estudios de comparación; para más detalles se puede visitar la página web <http://www.redcaspe.org/moodle/>. Los criterios de evaluación no se aplicaron a las actas de congresos o a los informes que incluyeran tan solo el resumen debido a su brevedad, limitando el suministro de detalles metodológicos. Dos revisores independientes [CV & CH] llevaron a cabo la evaluación crítica.

Resultados:

Trescientos dieciséis artículos fueron encontrados en la búsqueda electrónica y ciento treinta y dos fueron examinados después de una selección basada en el título o el resumen. Cuarenta y dos estudios relevantes fueron encontrados en las principales bases de datos. Veinte y cuatro subsiguientes estudios originales fueron examinados después de una selección basada en la

lectura del texto completo y 15 fueron excluidos por no lograr los criterios necesarios [Figura 1]. No hubo desacuerdos irresolubles entre los autores. Todos los 9 estudios obtuvieron una puntuación mayor de cinco. La herramienta CASPe no ha sido un criterio de eliminación. Los estudios incluidos en esta revisión comparten las amenazas comunes para el criterio de validez y la mayoría de los estudios puntúan negativamente en las mismas áreas.

Figura 12. Diagrama de flujo de la selección de los estudios.



Los resultados de esta revisión son mostrados en la Tabla 2 en orden cronológico. La Tabla 2 mostró un resumen de las diferencias entre los ejercicios o actividades acuáticos o en seco, cada estudio presenta diferentes tareas, y músculos, sin embargo el análisis estadístico para evaluar la realización de los valores pico electromiográficos fueron heterogéneos, pero debido a la heterogeneidad de los patrones de EMG, esta información fue incluida con más detalles debajo de la contribución clínica in la Tabla 2.

Tabla 3. Estudios revisados acerca de la electromiografía en el ejercicio físico en agua.

| Estudio | Sujetos | Tareas [en agua] | Comparación [en seco] | Músculos | Contribución clínica |
|-------------------------|---|--|------------------------|--------------------|---|
| Bressel et al., (2011) | 11 varones físicamente activos | Maniobra de <i>hollowing</i> abdominal, <i>bracing</i> abdominal y básculas pélvicas | Los mismos ejercicios | RA, EO, LA, MT, ES | Las señales de EMG para todos los músculos fueron menores en todos los ejercicios realizados en agua en comparación a en seco, menos el ES, el cual obtuvo los mismos resultados durante la báscula pélvica lateral |
| Silvers & Dolny, (2011) | 12 corredores recreativos varones jóvenes | Test de MVC para cada músculo testado | Los mismos test de MVC | VM, RF, BF, TA, GM | No hubo diferencias en las señales de EMG entre ambientes |

| | | | | | |
|-------------------------|---|---|---|-----------------------------|---|
| Alberton et al., (2011) | 12 mujeres físicamente activas, jóvenes y sanas | Carrera estacionaria a intensidades submáximas y a máxima velocidad | Los mismos ejercicios | RF, VL, ST, BF | A intensidades submáximas las señales de EMG fueron menores en agua, pero durante el esfuerzo máximo dichas señales fueron similares en ambos ambientes |
| Pinto et al., (2010) | 9 mujeres sanas y jóvenes | Test de MVC para la flexión y extensión de codo y flexión y extensión de cadera | Los mismos test de MVC | BB, TB, RF, BF | No hubo diferencias en las señales de EMG entre ambientes |
| Masumoto et al., (2009) | 7 sujetos sanos y jóvenes | Carrera en agua profunda (DWR) a tres niveles de intensidad | Carrera en cinta a tres niveles de intensidad | RF, BF, TA, GA | Las señales del TA y GA durante la DWR fueron menores que durante la carrera en cinta a todas las intensidades. Pero las señales del RF y BF fueron similares en ambos ambientes a todas las intensidades |
| Barela & Duarte, (2008) | 10 ancianos | Andar a una velocidades cómodas para cada uno de ellos | La misma actividad | TA, GM, VL, BF, TFL, RA, ES | Los patrones de activación de EMG fueron diferentes para todos los músculos (excepto para el GM, el cual fue similar) |

| | | | | | |
|---------------------------|----------------------------|--|--|--------------------------|---|
| | | | | | entre agua y seco |
| Kaneda et al., (2008) | 9 varones sanos y jóvenes | DWR y andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | Andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | TA, SOL, GM, RF, VL, BF | La señal de EMG del BF durante la DWR fue mayor que andando en agua o en seco. La del RF fue mayor durante la DWR que durante la marcha en seco, pero similar a la marcha en agua. Las señales de EMG del SOL, GM, y VL fueron menores durante la DWR |
| Kaneda et al., (2009) | 9 varones adultos y sanos | DWR y andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | Andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | AL, GMa, GMe, RA, EO, ES | Las señales de EMG fueron mayores durante la DWR que durante la marcha en agua o en seco |
| Masumoto et al., (2008) | 9 mujeres ancianas y sanas | Caminar en un tapiz rodante en el agua a tres diferentes velocidades y a contra corriente | Caminar en un tapiz rodante a tres diferentes velocidades y a contra corriente | VM, RF, BF, TA, GL | Las señales de EMG durante la marcha en agua fueron menores que andando en seco en todas las condiciones de velocidad |
| Chevutschi et al., (2007) | 7 mujeres jóvenes | Caminar a una velocidad cómoda | La misma actividad | SOL, RF, ES | La señal de EMG del SOL fue menor |

| | | | | | |
|-----------------------|----------------------------|--|--|---------------------|---|
| | | | | | durante la marcha en agua que durante la marcha en seco, la señal de EMG del RF fue similar en ambos ambientes, y la señal de EMG del ES fue más alta durante la marcha en agua que durante la marcha en seco |
| Kaneda et al., (2007) | 9 varones sanos y jóvenes | DWR y andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | Andar a una cadencia determinada por cada uno de ellos (despacio, moderado y rápido) | TA, SOL, GM, RF, BF | Durante la DWR, el SOL, GM y BF mostraron menores señales de EMG que andando en seco o en agua. Durante la marcha en agua, el SOL y GAS mostraron menor actividad que durante la marcha en seco |
| Shono et al., (2007) | 8 mujeres ancianas y sanas | Caminar en un tapiz rodante en agua a tres velocidades diferentes de corriente | Caminar en un tapiz rodante a tres velocidades diferentes | TA, GM, VM, RF, BF | Para la misma velocidad, las señales de EMG del TA, VM y BF durante la marcha en agua fueron mayores que durante la marcha en seco, si |

| | | | | | |
|-------------------------|---------------------------|--|--|-----------------------------|---|
| | | | | | embargo las de RF y GM fueron similares en ambos ambientes |
| Barela et al., (2006) | 10 adultos sanos | Caminar a velocidades cómodas para cada uno de ellos | La misma actividad | TA, GM, VL, BF, TFL, RA, ES | Los patrones de activación de EMG fueron diferentes para todos los músculos (excepto para el GM, el cual fue similar) entre agua y seco |
| Masumoto et al., (2005) | 6 hombres sanos y jóvenes | Caminar hacia atrás en un tapiz rodante en agua a tres velocidades y a contracorriente | Caminar hacia atrás en un tapiz rodante a tres velocidades | GMe, VM, BF, TA, GL, RA, ES | Para todas las velocidades, las señales de EMG mientras se caminaba en agua (tanto con o sin corriente) fueron menores que andando en seco (con la excepción del ES, que fue mayor durante la marcha en agua) |
| Masumoto et al., (2004) | 6 varones sanos y jóvenes | Caminar hacia atrás en un tapiz rodante en agua a tres velocidades y a contracorriente | Caminar hacia atrás en un tapiz rodante a tres velocidades | GMe, VM, BF, TA, GL, RA, ES | Las señales de EMG durante la marcha en agua (tanto con o sin corriente) fueron menores que andando en seco |
| Miyoshi et al., | 15 varones sanos y | Caminar a una velocidad | Las mismas | GM, RF, | Con el aumento de |

| | | | | | |
|--------------------------|----------------------------|--|---|----------------|---|
| (2004) | jóvenes | cómoda, lenta y rápida | actividades | TA, BF | velocidad de la marcha en el agua, las actividades del GM y BF aumentaron en comparación con la activación de EMG durante la marcha en seco, pero sin cambios en la actividad del TA y RF |
| Pöyhönen & Avela, (2002) | 6 varones sanos y jóvenes | Test de MVC de la flexión plantar | Los mismos test de MVC | SOL, GM | No hubo diferencias en las señales de EMG entre ambientes |
| Pöyhönen et al., (2001) | 18 sujetos jóvenes y sanos | Esfuerzo máximo de extensión y flexión de la rodilla en contra de una resistencia en sedestación | Máxima fuerza producida de manera isométrica e isocinética en sedestación en un dinamómetro isocinético | ST, VM, VL, BF | La actividad máxima durante la extensión de rodilla y la actividad a 90° del VM y el VL fue menor en agua que en seco. La actividad máxima durante la flexión de rodilla del ST y el BF fue mayor en agua que en seco, mientras, que la actividad a 90° fue menor en agua que en seco |
| Kelly et al., (2000) | 6 varones jóvenes y sanos | Elevación del brazo en el plano escapular con una rotación | Las mismas actividades | AD, MD, PD | A velocidades bajas y medias, las señales de EMG fueron |

| | | | | | |
|-------------------------|-----------------------------|---|------------------------|--------------------|---|
| | | neutral humeral a tres velocidades diferentes | | | menores en agua que en seco; sin embargo no hubo diferencias entre ambientes a velocidad alta |
| Pöyhönen et al., (1999) | 12 mujeres adultas y sanas | Producción de fuerza máxima y submáxima del cuádriceps en sedestación | Las mismas actividades | VM, VL, BF | Las señales de EMG fueron menores durante las contracciones máximas y submáximas en agua que en seco |
| Fujisawa et al., (1998) | 8 varones jóvenes y adultos | Ejercicios isométricos de flexión, separación y rotación de hombro | Los mismos ejercicios | AD, MD, PD, PM, LD | Durante la flexión, separación y rotación externa máxima de hombro, las señales de EMG fueron menores en agua que en seco |

Recto abdominal (RA), oblicuo externo del abdomen (EO), abdominal inferior (LA), multifidus (MT), erector espinal (ES), vasto interno del cuádriceps (VM), recto anterior del cuádriceps (RF), vasto externo del cuádriceps (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gemelo (GA), gemelo medial (GM), gemelo lateral (GL), semitendinoso (ST), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), tensor de la fascia lata (TFL), sóleo (SOL), adductor largo (AL), glúteo mayor (GMa), glúteo medio (GMe), deltoides anterior (AD), deltoides medio (MD), deltoides posterior (PD), pectoral mayor (PM), dorsal ancho (LD).

Discusión:

De los 24 artículos seleccionados, nueve se centraron en comparar la misma actividad y/o ejercicios en seco y en agua (Barela & Duarte, 2008; Barela et al., 2006; Bressel et al., 2011; Castillo-Lozano & Cuesta-Vargas, 2013; Chevutschi et al., 2007; Cuesta-Vargas et al., 2013; Cuesta-Vargas et al., 2013; Fujisawa et al., 1998; Kelly et al., 2000; Miyoshi et al., 2004; Pöyhönen et al., 1999). Aunque la mayoría de los estudios describen limitaciones para encontrar actividades que sean comparables en términos cinéticos y cinemáticos, la mayoría de los grupos musculares tuvieron una menor activación en el agua, especialmente los músculos distales. En los casos en donde el patrón de activación fue analizado (Barela & Duarte, 2008; Barela et al., 2006), se determinó que no fue posible comparar las actividades porque las activaciones en seco seguían un patrón diferente a las activaciones en agua, probablemente debido a las diferentes profundidades a las que cada grupo muscular actúa durante la carrera acuática.

Ocho estudios se centraron en comparar diferentes niveles de intensidad de la actividad en el agua (Kaneda et al., 2009; Kaneda et al., 2008; Masumoto et al., 2009; Masumoto et al., 2005; Masumoto et al., 2004; Masumoto & Mercer, 2008; Shono et al., 2007). Las actividades más frecuentemente estudiadas fueron andar y correr.

Seis de estos estudios analizaron el *paso* (Chevutschi et al., 2007; Masumoto et al., 2008, 2005; Shono et al., 2007). El principal problema con la comparación de la activación muscular en ejercicios realizados en agua y en seco es que el control cinético [fuerza de producción] y cinemático [desplazamientos y velocidades] son diferentes en cada ambiente. Sin embargo, en los estudios comparando caminar en el agua y en seco hubo algunos hallazgos comunes. La actividad de los músculos recto abdominal [RA], glúteo medio [GMe], vasto interno del cuádriceps [VM], bíceps femoral [BF], tibial anterior [TA], gemelo lateral [GL] mostró ser menor en agua que en seco mediante la EMG de superficie. Aunque no está claro, se especuló que la

profundidad del agua y el tipo de ejercicio influyen en la activación muscular por el hecho de que hay menos actividad en músculos distales en comparación con los músculos proximales.

Solo un estudio examinó la adaptación de la actividad muscular durante un ejercicio que iba aumentando de intensidad (Miyoshi et al., 2004), y como en los otros estudios, se encontró una menor activación en los músculos distales.

Caminar hacia detrás fue examinado en un estudio y como caminando hacia delante, los valores fueron menores en agua que en seco (Miyoshi et al., 2004). Cuatro estudios analizaron la *carrera en agua profunda* [DWR] (Barela & Duarte, 2008; Kaneda et al., 2009; Masumoto et al., 2009). Solo un estudio comparó la DWR en una cinta, encontrando menor actividad de los músculos distales y una activación similar en los músculos proximales. Estos hallazgos son consistentes con los hallazgos encontrados en los estudios que analizaron la actividad de caminar a niveles controlados de intensidad, esfuerzo y dirección del movimiento.

Los restantes estudios sobre la DWR comparando andar en agua con andar en seco (Barela & Duarte, 2008; Kaneda et al., 2009) encontraron discrepancias entre las activaciones musculares, porque estas actividades no son similares.

La *Contracción Máxima Voluntaria* [MVC] es la forma más común de normalizar los datos electromiográficos para la comparación entre individuos. Aunque es un método estándar para los ejercicios en seco, no está claro si los datos de EMG grabados deben de ser normalizados para el agua desde un dato de ejercicio realizado en seco (Clarys et al., 1985). En esta revisión tres estudios analizaron la MVC en tierra firme y en agua y encontraron que el ambiente no afectó los valores, proporcionando que el control de la acción muscular fue similar (Alberton et al., 2011; Silvers & Dolny, 2011). En relación a las regiones anatómicas, dos estudios examinaron la rodilla (Pöyhönen et al., 2001, 1999), dos el hombro (Fujisawa et al., 1998; Kelly et al., 2000) y uno, la región lumbar (Bressel et al., 2011). Pero el aspecto más remarcable de estos estudios es que aunque ellos consideraron actividades menos funcionales, el control de

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

la ejecución de los ejercicios en seco y en agua con un control de velocidad (Kelly et al., 2000) o por medias de proyección de fuerza (Shono et al., 2007), permitió una activación similar que fue encontrada tanto en seco como en agua con los mismos ejercicios.

En los últimos años se ha producido un gran aumento de la investigación en EMG de superficie en el agua. Parece que la EMG durante la MVC es menor cuando se realiza en agua en comparación con la tierra firme. No está claro por ahora por qué la EMG es menor en agua, pero se puede especular que las diferencias en la actividad muscular son producto de cambios en los reflejos y/o en los fluidos causados por la inmersión en agua (Masumoto et al., 2008). En un estudio que monitorizó las señales de EMG de superficie con contracciones isométricas tanto en agua como en seco, los autores resumieron que la EMG de superficie y la fuerza no estuvieron considerablemente afectadas por el ambiente. Los resultados obtenidos en este estudio pueden ser de ayuda para describir el movimiento funcional de levantarse de una silla en agua para ayudar a la toma de decisiones clínicas en programas de rehabilitación (Pinto et al., 2010). En otro estudio que atendió a la actividad isométrica de la musculatura de la rodilla, no se encontraron diferencias en la fuerza producida pero sí en la actividad muscular mediante EMG de superficie (Pöyhönen et al., 1999). Otro estudio describe el movimiento funcional de levantarse de una silla en agua como en los programas de rehabilitación acuáticos. Se mostró menos actividad muscular en el miembro inferior que podría permitir una realización satisfactoria del movimiento de levantarse de una silla para personas con una fuerza de las piernas reducida, pero hay que considerar la actividad muscular mayor en el tronco para controlar dicho movimiento en el agua (Cuesta-Vargas et al., 2013).

La mayor preocupación en la metodología principal durante la medición con EMG en agua es mantener los cables impermeables. Los dos métodos generales para medir la actividad muscular usando EMG de superficie durante la marcha en el agua han sido los siguientes, crear un precinto impermeable alrededor de los cables y crear un sistema impermeable a través del cuerpo mediante que el sujeto vistiera un traje seco. La superación de todas estas barreras y

limitaciones de la EMG de superficie en agua es necesaria porque el conocimiento de la actividad muscular es fundamental para entender las respuestas neuromusculares durante la marcha en el agua. Una revisión de la literatura, demuestra que la medición de la actividad muscular durante la marcha en el agua es un área de especial interés en la investigación (Masumoto et al., 2008).

Limitaciones:

La limitación principal de esta revisión es que todos los estudios incluidos fueron transversales. Sin embargo esta revisión no buscó determinar la efectividad de una intervención, para lo que los diseños controlados y aleatorizados son más apropiados. Además, nosotros no buscamos ningún estudio sin publicar en esta área y por eso podría ser que estudios relevantes se hayan perdido. Finalmente los hallazgos de esta revisión están basados en un limitado número de estudios, de los cuales la mayoría usaron una muestra de pequeño tamaño.

Conclusiones:

Se ha discutido un resumen de la cuantificación de la actividad muscular durante diferentes ejercicios y actividades en agua. En general, la actividad muscular tiende a ser menor en ejercicios acuáticos en comparación con los mismos realizados en tierra firme; sin embargo es necesario seguir investigando para comprender el por qué.

Agradecimientos:

Los autores agradecen a Sophie Heywood, quien nos proporcionó los servicios de corrección de lectura para este artículo.

Conflicto de intereses:

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Contribución de los autores:

AIC-V desarrolló el estudio y llevo a cabo la adquisición, análisis e interpretación de los datos. CLC-H llevó a cabo la adquisición, análisis e interpretación de los datos y sometió el manuscrito. Ambos autores leyeron y aprobaron la versión final del manuscrito

Bibliografía:

- Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(6), 1157–1166. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1747-5>
- Barela, A. M. F., & Duarte, M. (2008). Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *18*(3), 446–454. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.10.008>
- Barela, A. M. F., Stolf, S. F., & Duarte, M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *16*(3), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.013>

- Bressel, E., Dolny, D. G., & Gibbons, M. (2011). Trunk muscle activity during exercises performed on land and in water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(10), 1927–1932. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318219dae7>
- Castillo-Lozano, R., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). A comparison land-water environment of maximal voluntary isometric contraction during manual muscle testing through surface electromyography. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 5(1), 28. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-5-28>
- Chevutshi, A., Lensele, G., Vaast, D., & Thevenon, A. (2007). An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *Journal of Physiological Anthropology*, 26(4), 467–473.
- Clarys, J. P., Robeaux, R., & Delbeke, G. (1985). Telemetered versus conventional EMG in air and water (p. S. 286-290).
- Cuesta-Vargas, A., Garcia-Romero, J. C., & Kuisma, R. (2009). Maximum and resting heart rate in treadmill and deep-water running in male international volleyball players. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 3(4), 398–405.
- Cuesta-Vargas, A., & Guillén-Romero, F. (2005). Actividad acuática terapéutica. In *Principios de hidroterapia y balneoterapia* (pp. 159–168). Madrid: McGraw-Hill/Interamericana.
- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C., Formosa, D., & Burkett, B. (2013). Electromyographic responses during time get up and go test in water (wTUG). *SpringerPlus*, 2(1), 217. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-217>
- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C. L., & Heywood, S. (2013). Analysis of the neuromuscular activity during rising from a chair in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(6), 1446–1450. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.001>

- Drouot, M., Jumentier, B., Wahl, C., & Thevenon, A. (1992). Intérêt de la gymnastique en piscine dans le traitement de l'ostéoporose. In *Expériences en rééducation locomotrice* (Edited by, Simon L, Hérisson C, Pélissier J, pp. 254–259). Paris: Masson.
- Edlich, R. F., Towler, M. A., Goitz, R. J., Wilder, R. P., Buschbacher, L. P., Morgan, R. F., & Thacker, J. G. (1987). Bioengineering principles of hydrotherapy. *The Journal of Burn Care & Rehabilitation*, 8(6), 580–584.
- Fujisawa, H., Suenaga, N., & Minami, A. (1998). Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 7(5), 491–494.
- Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., & Nomura, T. (2009). EMG activity of hip and trunk muscles during deep-water running. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1064–1070. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.001>
- Kaneda, K., Wakabayashi, H., Sato, D., Uekusa, T., & Nomura, T. (2008). Lower extremity muscle activity during deep-water running on self-determined pace. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(6), 965–972. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.04.004>
- Kelly, B. T., Roskin, L. A., Kirkendall, D. T., & Speer, K. P. (2000). Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(4), 204–210. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.4.204>
- Kemoun, G., Durlent, V., Vezirian, T., & Talman C. (n.d.). Hydrokinésithérapie. In *Encycl Méd Chir Kinésithérapie Médecine Physique - Réadaptation*. (Elsevier). Paris: 1998.

- Masumoto, K., Delion, D., & Mercer, J. A. (2009). Insight into muscle activity during deep water running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(10), 1958–1964. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a615ad>
- Masumoto, K., & Mercer, J. A. (2008). Biomechanics of human locomotion in water: an electromyographic analysis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36(3), 160–169. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31817bfe73>
- Masumoto, K., Shono, T., Hotta, N., & Fujishima, K. (2008). Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(4), 581–590. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.009>
- Masumoto, K., Takasugi, S., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2005). Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1–2), 54–61. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1288-x>
- Masumoto, K., Takasugi, S.-I., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2004). Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23(4), 119–127.
- Miyoshi, T., Shirota, T., Yamamoto, S., Nakazawa, K., & Akai, M. (2004). Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disability and Rehabilitation*, 26(12), 724–732. <https://doi.org/10.1080/09638280410001704313>
- Morris, D. M. (1994). Aquatic rehabilitation for the treatment of neurological disorders. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 4(4), 297–308. <https://doi.org/10.3233/BMR-1994-4409>

- Pialoux, B., Loiseau, M., Morvan, M., & Louvigne, Y. (1987). La balnéothérapie dans la pathologie neurologique de l'enfant. In *Hydrothérapie et kinébalnéothérapie* (Edited by Hérisson C, Simon L). Paris: Masson.
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Krueel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, *110*(5), 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1598-0>
- Pöyhönen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (1999). Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *80*(1), 52–56. <https://doi.org/10.1007/s004210050557>
- Pöyhönen, T., Keskinen, K. L., Kyröläinen, H., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (2001). Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(10), 1446–1452.
- Rabourdin, J., Forin, V., & Ribeyre, J. (1987). La rééducation en piscine des fractures trochantériennes du sujet âgé. In *Hydrothérapie et kinébalnéothérapie* (Edited by Hérisson C, Simon L, pp. 85–91). Paris: Masson.
- Shono, T., Masumoto, K., Fujishima, K., Hotta, N., Ogaki, T., & Adachi, T. (2007). Gait patterns and muscle activity in the lower extremities of elderly women during underwater treadmill walking against water flow. *Journal of Physiological Anthropology*, *26*(6), 579–586.
- Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.004>

2. Respuestas electromiográficas durante el test de *time get up and go* en agua (wTUG).



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 2 ha sido publicado con anterioridad a la defensa de la tesis, cita:

Cuesta-Vargas AI, Cano-Herrera CL, Formosa D, Burkett B

Electromyographic responses during time get up and go test in water (wTUG).

Springerplus. 2013 May 10;2(1):217. Doi: 10.1186/2193-1801-2-217



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

The aim of this study was to use sEMG to measure the neuromuscular activity during the TUG task in water, and compare this with the responses for the same task on land. Ten healthy subjects [5 males and 5 females [mean \pm SD]: age, 22.0 ± 3.1 yr; body mass, 63.9 ± 17.2 kg. A telemetry EMG system was used on the following muscles on the right side of the body: the quadriceps - rectus femoris [RF], long head of the biceps femoris [BF], tibialis anterior [TA], gastrocnemius medialis [GM], soleus [SOL], rectus abdominis [RA] and erector spinae [ES]. Each subject performed the TUG test three times with five minutes recover between trials in water and on dry land. The % MVC was significantly different ($p < 0.05$) for majority of the muscles tested during the TUG water compared to dry land. % MVC of RF [$p = 0.003$, $t = 4.07$]; BF [$p = 0.000$, $t = 6.8$]; TA [$p = 0.005$, $t = 5.9$]; and SOL [$p = 0.048$, $t = 1.98$]; RA [$p = 0.007$, $t = 3.45$]; and ES [$p = 0.004$, $t = 3.78$]. The muscle activation of the trunk and the lower limb [VM RF, BF, TA, GM and SOL] were lower in water compared to dry land, when performing a TUG test.

Keywords: EMG, Aquatic, Time to up and go, Hydrotherapy.

Resumen:

El objetivo de este estudio fue usar la sEMG para medir la actividad neuromuscular durante la tarea de TUG en agua y comparar esta con las respuestas para la misma actividad en seco. 10 sujetos sanos [5 hombres y 5 mujeres [media \pm desviación típica]: edad, 22.0 ± 3.1 años; peso corporal, 63.9 ± 17.2 kg.]. Un sistema telemétrico de EMG fue usado en los siguientes músculos, del lado derecho del cuerpo: el vasto interno del cuádriceps [VM], el recto anterior del cuádriceps [RF], la cabeza larga del bíceps femoral [BF], el tibial anterior [TA], el gemelo interno [GM], el sóleo [SOL], el recto abdominal [RA] y el erector espinal [ES]. Cada sujeto realizó el test de TUG tres veces con cinco minutos de descanso entre series en agua y en seco. El % de MVC fue significativamente diferente ($p < 0.05$) para la mayoría de los músculos testados durante el test de TUG en agua en comparación a en seco. El % MVC del RF fue [$p = 0.003$, $t = 4.07$]; del BF fue [$p = 0.000$, $t = 6.8$]; del TA fue [$p = 0.005$, $t = 5.9$]; del SOL fue [$p = 0.048$, $t = 1.98$]; del RA fue [$p = 0.007$, $t = 3.45$]; y del ES fue [$p = 0.004$, $t = 3.78$]. La activación muscular de la musculatura del tronco y del miembro inferior [VM, RF, BF, TA, GM y SOL] fue menor en agua en comparación a en seco, durante la realización del test de TUG.

Palabras clave: EMG, acuático, *Time get up and go*, hidroterapia.

Introducción:

El ejercicio acuático es comúnmente usado en entornos de rehabilitación y las características únicas del movimiento en agua podrían proveer una opción alternativa para personas que no sean capaces de realizar correctamente ejercicios en seco (Batterham et al., 2011). Entender los componentes físicos y fisiológicos de la terapia acuática es crucial para un manejo efectivo de varias patologías musculoesqueléticas, neurológicas y cardiopulmonares (Becker, 2009). El agua tiene unas propiedades únicas que incluyen la densidad, flotabilidad, presión hidrostática, viscosidad y termodinámica (Hall et al., 1990; Harrison & Bulstrode, 1987). Cada uno de estos componentes pueden estimular diferentes respuestas fisiológicas y biomecánicas al ejercicio cuando se compara un entrenamiento en agua con uno en seco (Alberston et al., 2011). Clínicamente, los programas de rehabilitación acuáticos que incluyen ejercicios en cadena cinética cerrada, como sentadillas, pasos, subida de escalones y giros, han mejorado significativamente la movilidad y la capacidad funcional de pacientes con osteoartritis de rodilla y cadera (Fransen et al., 2007) al igual que en artroplastias de cadera y rodilla (Rahmann et al., 2009).

El test de *Timed Get-Up-and-Go* (TUG) es usado frecuentemente, siendo una herramienta clínica para evaluar la movilidad y el riesgo de caídas (Beauchet et al., 2005; Berg et al., 1992; Lamoth et al., 2011; Menz et al., 2003; Salarian et al., 2009; Weiss et al., 2011). La relevancia clínica del test de TUG está basada en la integración de varias tareas funcionales, como transiciones de levantarse y sentarse, y transiciones que requieren equilibrio mientras el paciente gira o anda en línea recta (Rogers et al., 1998). Estas tareas funcionales básicas son relevantes para actividades de la vida diaria y se asocian comúnmente a caídas (Tinetti et al., 1988).

Investigadores han usado varios métodos para evaluar movimientos funcionales, incluyendo: análisis de video (Mazzà et al., 2005), sistemas optoelectrónicos (Hughes et al., 1996),

goniometría (Itokazu et al., 1998) y acelerometría (Goulart & Valls-Solé, 1999). A pesar de que estos métodos han sido usados ampliamente en estudios clínicos, los clínicos solo se han centrado en el tiempo y han ignorado cualquier otra deficiencia en los patrones cinemáticos y cinéticos del movimiento. Más aún, el tiempo total en realizar unas series de actividades complejas se ha analizado sin separar los patrones de movimiento en cada tarea (Salarian et al., 2010; Zampieri et al., 2011).

El entrenamiento del paso y la prevención de caídas en agua es el programa más usado en la terapia acuática (Cuesta-Vargas, 2012). El test de TUG es uno de los instrumentos más usados para la valoración en el contexto del razonamiento clínico basado en la evidencia. Los cambios en la actividad muscular en un entorno acuático alrededor del tronco y el miembro inferior han sido estudiados caminando en una cinta (Barela et al., 2006), corriendo (Haupenthal et al., 2010), saltando (Triplett et al., 2009) y realizando ejercicios de tronco (Bressel et al., 2011). El test de TUG es usado en programas acuáticos para la rehabilitación del tronco y miembros inferiores, sin embargo las características neuromusculares del movimiento de TUG en agua no han sido previamente descritas.

La electromiografía de superficie (sEMG) representa la señal eléctrica generada por la musculatura esquelética detectada a través de la superficie de la piel (Merletti et al., 2009). La sEMG ha sido muy correlacionada con la fuerza muscular, sin embargo la principal desventaja de la predicción de la fuerza muscular con la sEMG es que la fuerza generada por un músculo no puede ser directamente medida con métodos no invasivos (Disselhorst-Klug et al., 2009), pero puede proporcionar información de la actividad muscular y las estrategias de control neural, las cuales son importantes en rehabilitación (Merletti et al., 2009). El objetivo de este estudio fue usar la sEMG para medir la actividad neuromuscular durante la tarea de TUG en agua y comparar esta con las respuestas durante la misma actividad en tierra firme.

Métodos:

Sujetos:

10 sujetos sanos [5 hombres y 5 mujeres (media \pm desviación típica): edad, 22.0 ± 3.1 años; altura, 172.8 ± 9.0 cm; peso, 63.9 ± 17.2 kg] consintieron participar en este estudio. El Comité Ético de Investigación de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga (España) aprobó el estudio. Todos los voluntarios fueron informados acerca de los procedimientos y los riesgos potenciales y dieron su consentimiento informado por escrito para participar en el estudio.

Procedimientos experimentales:

Los sujetos participaron en dos sesiones: (i) sesión de familiarización y (ii) sesión de test. Las sesiones fueron realizadas con al menos una hora entre cada una.

Sesión de familiarización:

La familiarización se llevó a cabo para orientar al sujeto con el protocolo del test de TUG tanto en agua como en seco, durante esta sesión, el sujeto recibió feedback verbal por parte del investigador en relación a la forma de realización del test de TUG.

Test de Timed-up-and-go:

Cada sujeto realizó el test de TUG tres veces con cinco minutos de recuperación entre cada prueba. Todos los sujetos usaron una silla sin reposabrazos y fueron instruidos en no usar sus brazos para levantarse. Aunque en el test de TUG tradicional, se usaba el reposabrazos (Podsiadlo & Richardson, 1991), nosotros usamos una silla sin reposabrazos. Estudios previos

también han usado sillas sin reposabrazos. El uso del reposabrazos puede reducir la variabilidad entre sujetos mediante la eliminación de la elección de usar o no usar el reposabrazos para ponerse de pie (Salarian et al., 2010).

El test de TUG se llevó a cabo en una distancia de 3 metros. El comienzo y el final del test se determinó con una cinta verde de 2.5 centímetros colocada en el suelo. Esto se mostró al sujeto antes del comienzo del protocolo de evaluación. Los sujetos fueron instruidos a sentarse en una posición erguida y con su zona posterior tocando la parte trasera de la silla. Después de que el investigador señalara el comienzo de la medición, los sujetos se levantaron de la silla y anduvieron lo más rápido posible hasta el final de los tres metros. Una vez llegado a este punto, el sujeto giraba y volvía por el mismo camino a la silla, se volvía a girar y por último se sentaba. Los sujetos fueron instruidos para no correr durante dicho protocolo. El tiempo de realización fue obtenido usando un cronómetro. El participante no recibió feedback verbal durante la realización del test y el mismo investigador determinaba visualmente la correcta ejecución de cada repetición. Si el ejercicio era realizado de manera incorrecta, se repetía. Los participantes comenzaban al comando de “vamos”.

Sesión de test:

Los dispositivos de EMG no se quitaban entre los test de TUG. Un sistema de telemetría de EMG fue usado (ME6000, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlandia) en los siguientes músculos, del lado derecho del cuerpo: el vasto interno del cuádriceps (VM), el recto anterior del cuádriceps (RF), la cabeza larga del bíceps femoral (BF), el tibial anterior (TA), el gemelo interno (GM), el sóleo (SOL), el recto abdominal (RA) y el erector espinal (ES). Para cada músculo, tres electrodos autoadhesivos circulares desechables (Lessa, Barcelona, España) fueron colocados en el vientre muscular a lo largo de la línea de las fibras musculares. Se siguieron las guías anatómicas para la colocación de electrodos (Perotto et al., 2005). La

distancia entre electrodos fue establecida a 2 cm. Antes de la colocación de los electrodos, la superficie de la piel fue depilada (si era necesario) y limpiada con alcohol para minimizar la resistencia de conducción de la piel (Silvers & Dolny, 2011). Por consistencia, el mismo investigador hizo todos los preparativos para todos los sujetos. La conexión entre los electrodos y la unidad de transmisión de la EMG se realizó mediante los cables de larga distancia personalizados.

La valoración de la contracción máxima voluntaria isométrica (MVC) fue realizada con el objetivo de estimar la amplitud máxima de EMG para cada músculo. Estos test de MVC se realizaron en seco antes de la realización de la tarea TUG en seco. Cada uno de los test se realizó durante 5 segundos (s). Los valores del MVC fueron usados para la normalización posterior de la señal de EMG (Alberton et al., 2011). La localización de los electrodos y los test se llevó a cabo de acuerdo a las actuales recomendaciones para el uso de la EMG de superficie (Perotto et al., 2005). Después de los test de MVC, los sujetos realizaron 3 repeticiones del test de TUG en seco usando la misma posición de inicio, altura de la silla e instrucciones que en la sesión de familiarización. El sistema de EMG era activado manualmente 5 segundos antes de dicho comando. Luego, el sistema de EMG era colocado en su cubierta resistente al agua y alrededor del tronco del sujeto mediante una banda elástica. La temperatura de la habitación fue de 24 °C. El orden de los test fue siempre seco-agua. Los sujetos permanecían descansando al menos 15 minutos antes de empezar el procedimiento en el agua.

Después del procedimiento en seco, el sujeto realizó la misma tarea en el agua, dentro de una piscina con una profundidad de 1 m. Las mismas instrucciones fueron usadas en el procedimiento en agua. La temperatura ambiente fue de 33 °C y la temperatura del agua de 30 °C. La unidad de transmisión se mantuvo encima del agua durante el test de TUG durante todo el tiempo.

Procesamiento y reducción de datos:

Los datos fueron filtrados después de su almacenamiento y se procesó la señal con filtros leves y altos (ancho de banda = 20 Hz, atenuación = 60 dB y una frecuencia máxima = 500 Hz). Los test de la contracción máxima voluntaria isométrica (MVC) fueron realizados con el objetivo de estimar la amplitud en la media cuadrática (RMS) para cada músculo. Los valores de MVC fueron usados para la futura normalización de la señal de EMG.

Análisis estadístico:

El programa SPSS fue usado para todos los análisis estadísticos. La estadística descriptiva (media, desviación estándar, mínimo y máximo) fue calculada para la edad, altura e Índice de Masa Corporal (IMC). Procedimientos estándar se usaron para calcular las medias y desviaciones típicas. El test de Kolmogorov-Smirnov mostró una distribución normal de los datos ($p > 0.05$). Cada variable dependiente [actividad muscular VM, RF, BF, TA, GM, SOL, RA y ES (%MVC (%))] se analizó para comparar los valores entre los dos ambientes (agua y seco), usando pruebas t de muestras pareadas para variables paramétricas. Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel de α se estableció en 0.05.

Resultados:

Los procedimientos de protección al agua aparentemente mantuvieron satisfactoriamente la integridad de los datos obtenidos por la unidad de sEMG en todas las condiciones (Tabla 1).

Tabla 4. Características descriptivas de los 10 sujetos.

| | Mínimo | Máximo | Media | Desviación típica |
|---|--------|--------|-------|-------------------|
| Edad | 19 | 30 | 22.0 | 3.1 |
| Altura | 160 | 187 | 172.8 | 9.0 |
| Distancia de la rodilla al suelo | 40 | 52 | 45.9 | 4.3 |
| Peso | 57.5 | 86.6 | 67.8 | 10.1 |
| Índice de Masa Corporal | 19.9 | 24.8 | 22.6 | 1.7 |

El % de MVC fue diferente significativamente ($p < 0.05$) para la mayoría de los músculos testados durante el test de TUG en agua en comparación a en tierra firme. El % MVC del RF [$p = 0.003$, $t = 4.07$]; BF [$p = 0.000$, $t = 6.8$]; TA [$p = 0.005$, $t = 5.9$]; y SOL [$p = 0.048$, $t = 1.98$]; RA [$p = 0.007$, $t = 3.45$]; y ES [$p = 0.004$, $t = 3.78$] (Tabla 2). El % del MVC del GM fue mayor en seco que en agua, pero sin diferencias estadísticamente significativas [$p = 0.823$, $t = 0.23$].

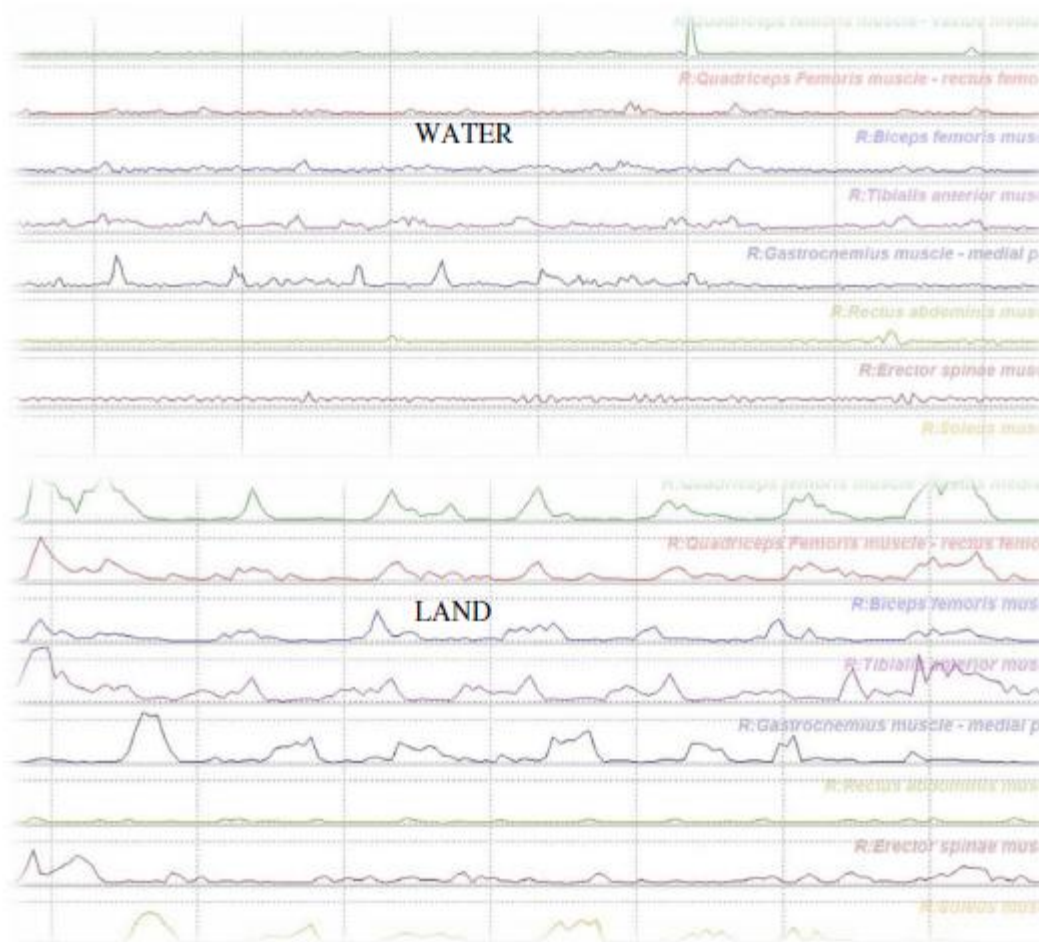
Tabla 5. Media y desviación típica del % de la máxima contracción voluntaria [MVC] en el ambiente acuático y de seco y diferencias de las medias con los test para muestras pareadas.

| Músculo | Media en seco | Desviación típica en seco | Media en agua | Desviación típica en agua | Diferencia de medias pareadas | Desviación típica de la diferencias pareadas |
|------------|---------------|---------------------------|---------------|---------------------------|-------------------------------|--|
| RF | 23.60 | 16.32 | 4.70 | 8.24 | 18.90 | 14.65 |
| BF | 15.70 | 6.78 | 4.70 | 5.14 | 11.0 | 5.12 |
| TA | 29.50 | 7.32 | 6.40 | 9.39 | 23.10 | 12.35 |
| GM | 24.60 | 7.1 | 21.80 | 34.74 | 2.80 | 38.3 |
| SOL | 33.30 | 9.27 | 18.80 | 20.84 | 14.50 | 23.05 |
| RA | 8.40 | 6.20 | 5.40 | 3.8 | 19.2 | 16.04 |
| ES | 25.60 | 17.5 | 6.40 | 2.50 | 3.00 | 2.74 |

RF = recto anterior del cuádriceps, BF = porción larga del bíceps femoral, TA = tibial anterior, GM = gemelo interno, SO = sóleo, RA = recto anterior abdominal, ES = erector espinal.

Un gráfico con las señales de EMG simples obtenidas en agua y en seco para cada músculo se muestra en la figura 1.

Figura 13. Un gráfico con las señales de EMG simples obtenidas en agua y en seco para cada músculo es mostrado. Tomado de (Cuesta-Vargas et al., 2013). Con *Licencia Creative Commons*.



Discusión:

El objetivo de este estudio fue medir las respuestas neuromusculares usando la electromiografía durante la realización del test de TUG en agua y en seco en sujetos sanos. Hasta lo que los autores son conscientes, este es el primer estudio que analiza esta tarea funcional en el agua. El hallazgo principal del estudio fue que hubo diferencias estadísticamente significativas en la actividad muscular para todos los músculos medidos

durante la realización de la tarea TUG entre los dos ambientes, basadas en las diferencias en la amplitud de señal electromiográfica. La activación de los músculos de la pierna (RF, BF, TA y SOL) fue significativamente menor en el agua. El GM fue una excepción y no tuvo diferencias estadísticamente significativas en la activación muscular comparando el ambiente seco con el acuático.

La actividad de los músculos de la pierna medidos en este estudio fue menor en agua que en seco, esto corresponde con estudios previos que examinaron la actividad muscular en la fase de apoyo andando a velocidades bajas (Barela et al., 2006; Chevutshi et al., 2007; Masumoto et al., 2008; Masumoto et al., 2004). Las diferencias en la actividad muscular del test TUG en agua y seco pueden ser un resultado del componente reducido de la carga de peso durante la fase de caminar en el agua. Esto fue debido posiblemente a la flotabilidad en el ambiente acuático. Sumergirse al nivel de la muñeca resultó en una descarga y una carga de peso de aproximadamente el 50% (Harrison & Bulstrode, 1987). Por lo tanto, la menor activación muscular en este estudio podría ser un resultado de tener menos carga de peso en el ambiente acuático.

Investigadores han identificado que la presión hidrostática cuando se está sumergido en agua modificó la función cardiovascular, redujo el volumen pulmonar e incrementó la carga de trabajo respiratorio. Esto fue un resultado de la hipervolemia central (Choukroun et al., 1989; Hall et al., 1990; Weston et al., 1987). Hay alguna interacción en el control motor de los músculos del tronco en relación a la postura y a la función respiratoria y del diafragma (Gandevia et al., 2002). La influencia de la reducción de los volúmenes pulmonares y el aumento del trabajo de respiración en los mecanismos de estabilización posturales y la actividad del tronco durante tareas funcionales en el agua se desconocen. Las respuestas posturales en entornos antigravitatorios como el agua no se entienden completamente. La influencia de las respuestas anticipatorias retardadas (Dietz et al., 1989) y la respuesta de

recepción a la carga en las piernas en relación a la actividad muscular extensora (Dietz & Duysens, 2000) podrían tener alguna influencia en el test TUG en el agua.

La EMG de superficie en agua se ha usado en investigación desde hace muchos años. Numerosos estudios investigaron la actividad muscular e identificaron que no hay diferencias en la producción de fuerza, sin embargo hubo una actividad muscular reducida medida con sEMG (Pinto et al., 2010; Pöyhönen et al., 1999; Silvers & Dolny, 2011). Una herramienta recientemente publicada permite una evaluación destacada basada en diferentes modelos (por ejemplo, lineal, cuadrática y exponencial) permitiendo un mejor entendimiento de la relación entre EMG y fuerza (Andrade & Andrade, 2012). Aunque puede haber algún aspecto menor relacionado con los factores de la señal electromiográfica, la respuesta más probable es que el efecto de la flotabilidad o la descarga de peso en el sistema neuromuscular aún no se conozcan completamente (Pöyhönen et al., 1999).

Los resultados presentados en este estudio son útiles para describir el movimiento funcional del test TUG en agua, para ayudar en la toma de decisión clínica en programas de rehabilitación acuáticos. Menos actividad muscular en el miembro inferior podría permitir una ejecución satisfactoria del movimiento del TUG para personas con una fuerza reducida de piernas, controlando el movimiento en agua. La limitación de este estudio fue que los hallazgos están basados solo en diferencias en la amplitud de la señal electromiográfica y la fuerza no fue medida directamente. Estudios futuros deben de considerar medir la fuerza y la cinemática (desplazamientos tridimensionales, velocidad lineal y angular, etc.) que podrían ser relevantes en relación con el movimiento de TUG en el agua. Además, una colocación óptima de los electrodos podría ser usada siguiendo el nuevo método (Barbero et al., 2012), sin embargo la limitación inducida por la posición de los electrodos puede ser contrarrestada usando un protocolo apareado. Los resultados de este estudio se pueden aplicar solo a sujetos adultos jóvenes y sanos, por lo tanto no deben de generalizarse a una población con lesiones musculoesqueléticas o ancianos. Otra limitación posible de este estudio es la falta de

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

aleatorización en el orden de realización del test de TUG entre el agua y el seco.

Investigaciones futuras investigarán otras poblaciones y otras tareas funcionales adicionales con el objetivo de proveer más información para guiar en la rehabilitación acuática.

Conclusiones:

El test de *Time up and go* es ampliamente usado tanto en rehabilitación en seco como acuática. Este estudio fue el primero en describir las respuestas neuromusculares en sujetos sanos durante la realización del test de TUG en el agua. La activación muscular del tronco y del miembro inferior (VM, Rf, BF, TA y SOL) fue menor en agua en comparación con la tierra firme, durante la realización del test de TUG.

Conflicto de intereses:

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Contribución de los autores:

Todos los autores estuvieron completamente involucrados en el estudio y preparación del manuscrito. Todos los autores leyeron y aprobaron la versión final del manuscrito.

Bibliografía:

Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Kruehl, L. F. M. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary

- running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1157–1166. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1747-5>
- Andrade, A. O., & Andrade, C. I. (2012). On the relationship between features extracted from EMG and force for constant and dynamic protocols. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2012*, 3392–3395. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346693>
- Barbero A, Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: Understanding surface electromyography and its applications*. Milán, New York: Springerlink (online).
- Barela, A. M. F., Stolf, S. F., & Duarte, M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(3), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.013>
- Batterham, S. I., Heywood, S., & Keating, J. L. (2011). Systematic review and meta-analysis comparing land and aquatic exercise for people with hip or knee arthritis on function, mobility and other health outcomes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 123. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-123>
- Beauchet, O., Dubost, V., Herrmann, F. R., & Kressig, R. W. (2005). Stride-to-stride variability while backward counting among healthy young adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 26. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-26>
- Becker, B. E. (2009). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(9), 859–872. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.05.017>

- Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11), 1073–1080.
- Bressel, E., Dolny, D. G., & Gibbons, M. (2011). Trunk muscle activity during exercises performed on land and in water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(10), 1927–1932. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318219dae7>
- Chevutschi, A., Lensel, G., Vaast, D., & Thevenon, A. (2007). An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *Journal of Physiological Anthropology*, 26(4), 467–473.
- Choukroun, M. L., Kays, C., & Varène, P. (1989). Effects of water temperature on pulmonary volumes in immersed human subjects. *Respiration Physiology*, 75(3), 255–265.
- Cuesta-Vargas, A. (2012). Aquatic Physiotherapy: A Much Used and Little Studied Treatment Modality. *Journal of Novel Physiotherapies*. <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000e120>
- Dietz, V., & Duysens, J. (2000). Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait & Posture*, 11(2), 102–110.
- Dietz, V., Horstmann, G. A., Trippel, M., & Gollhofer, A. (1989). Human postural reflexes and gravity--an under water simulation. *Neuroscience Letters*, 106(3), 350–355.
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., & Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 24(3), 225–235. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003>
- Fransen, M., Nairn, L., Winstanley, J., Lam, P., & Edmonds, J. (2007). Physical activity for osteoarthritis management: a randomized controlled clinical trial evaluating

- hydrotherapy or Tai Chi classes. *Arthritis and Rheumatism*, 57(3), 407–414.
<https://doi.org/10.1002/art.22621>
- Gandevia, S. C., Butler, J. E., Hodges, P. W., & Taylor, J. L. (2002). Balancing acts: respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, 29(1–2), 118–121.
- Goulart, F. R., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 110(9), 1634–1640.
- Hall, J., Bisson, D., & O'Hare, P. (1990). The Physiology of Immersion. *Physiotherapy*, 76(9), 517–521. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)63019-2](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)63019-2)
- Harrison, R., & Bulstrode, S. (1987). Percentage weight-bearing during partial immersion. *Physiothe Practice*, 3(1), 60–63.
- Hauptenthal, A., Ruschel, C., Hubert, M., de Brito Fontana, H., & Roesler, H. (2010). Loading forces in shallow water running in two levels of immersion. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(7), 664–669. <https://doi.org/10.2340/16501977-0587>
- Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1509–1513.
- Itokazu, M., Uemura, S., Aoki, T., & Takatsu, T. (1998). Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.))*, 57(2), 88–92.
- Lamoth, C. J., van Deudekom, F. J., van Campen, J. P., Appels, B. A., de Vries, O. J., & Pijnappels, M. (2011). Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8, 2. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-2>

- Masumoto, K., Shono, T., Hotta, N., & Fujishima, K. (2008). Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(4), 581–590. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.009>
- Masumoto, K., Takasugi, S.-I., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2004). Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23(4), 119–127.
- Mazzà, C., Zok, M., & Della Croce, U. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & Posture*, 21(4), 425–431. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.006>
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137–142.
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(2), 122–134. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.006>
- Perotto, A., Delagi, E., Lazwetti, J., & Morrison, D. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer: The limbs and the trunk* (4^o ed.). Springfield: Charles C. Thomas.
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Kruegel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 110(5), 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1598-0>

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142–148.

Pöyhönen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (1999). Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(1), 52–56. <https://doi.org/10.1007/s004210050557>

Rahmann, A. E., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2009). A specific inpatient aquatic physiotherapy program improves strength after total hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(5), 745–755. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.011>

Rogers, M. A., Phillips, J. G., Bradshaw, J. L., Iansek, R., & Jones, D. (1998). Provision of external cues and movement sequencing in Parkinson's disease. *Motor Control*, 2(2), 125–132.

Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 18(3), 303–310. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047606>

Salarian, A., Zampieri, C., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2009). Analyzing 180 degrees turns using an inertial system reveals early signs of progression of Parkinson's disease. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2009, 224–227.* <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333970>

Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*:

- Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.004>
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701–1707. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>
- Triplett, N. T., Colado, J. C., Benavent, J., Alakhdar, Y., Madera, J., Gonzalez, L. M., & Tella, V. (2009). Concentric and impact forces of single-leg jumps in an aquatic environment versus on land. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(9), 1790–1796. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a252b7>
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. *Physiological Measurement*, 32(12), 2003–2018. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/12/009>
- Weston, C. F., O'Hare, J. P., Evans, J. M., & Corral, R. J. (1987). Haemodynamic changes in man during immersion in water at different temperatures. *Clinical Science (London, England: 1979)*, 73(6), 613–616.
- Zampieri, C., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2011). Assessing mobility at home in people with early Parkinson's disease using an instrumented Timed Up and Go test. *Parkinsonism & Related Disorders*, 17(4), 277–280. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2010.08.001>

3. Análisis de la actividad neuromuscular durante la acción de levantarse de una silla en agua y en seco.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 3 ha sido publicado con anterioridad a la defensa de la tesis, cita:

Cuesta-Vargas AI, Cano-Herrera CL, Heywood S

Analysis of the neuromuscular activity during rising from a chair in water and on dry land.

J Electromyogr Kinesiol. 2013 Dec;23(6):1446-50. Doi: 10.1016/j.jelekin.2013.06.001.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

Purpose: The purpose of the present study was to analyze the neuromuscular responses during the performance of a sit to stand [STS] task in water and on dry land.

Scope: 10 healthy subjects, five males and five females were recruited for study. Surface electromyography sEMG was used for lower limb and trunk muscles maximal voluntary contraction [MVC] and during the STS task.

Results: Muscle activity was significantly higher on dry land than in water normalized signals by MVC from the quadriceps-vastus medialis [17.3%], the quadriceps - rectus femoris [5.3%], the long head of the biceps femoris [5.5%], the tibialis anterior [13.9%], the gastrocnemius medialis [3.4%], the soleus [6.2%]. However, the muscle activity was higher in water for the rectus abdominis [-26.6%] and the erector spinae [-22.6%].

Conclusions: This study for the first time describes the neuromuscular responses in healthy subjects during the performance of the STS task in water. The differences in lower limb and trunk muscle activity should be considered when using the STS movement in aquatic rehabilitation.

Keywords: Electromyography, Aquatic, Hydrotherapy, Functional task, Sit to stand.

Resumen:

Objetivo: El objetivo del presente estudio fue analizar las respuestas neuromusculares durante la realización de la tarea de levantarse desde sentado [STS] en agua y en seco.

Ámbito: 10 sujetos sanos, cinco hombres y cinco mujeres fueron reclutados para el estudio. La electromiografía de superficie [sEMG] fue usada para cuantificar la contracción máxima voluntaria [MVC] de la musculatura del tronco y miembros inferiores, además de para cuantificar la tarea de STS.

Resultados: La actividad muscular fue significativamente superior en seco en comparación a en agua con las señales normalizadas por la MVC para el vasto interno de cuádriceps [17.3%], recto anterior del cuádriceps [5.3%], la cabeza larga del bíceps femoral [5.5%], el tibial anterior [13.9%], el gemelo interno [3.4%] y para el sóleo [6.2%]. Sin embargo, la actividad muscular fue mayor en agua para el recto anterior abdominal [-26.6%] y para el erector espinal [-22.6%] que en seco.

Conclusiones: Este estudio por vez primera describe las respuestas neuromusculares en sujetos sanos durante la realización de la tarea de STS en agua. Las diferencias en la actividad muscular del tronco y miembros inferiores deben ser consideradas cuando usemos el movimiento de STS en la rehabilitación acuática.

Palabras clave: Electromiografía, acuático, hidroterapia, tarea funcional, levantarse de una silla.

Introducción:

Levantarse de una silla es un prerrequisito para la participación en muchas actividades de la vida diaria y es fundamental para la movilidad vertical, incluyendo caminar, correr y saltar (Ploutz-Snyder et al., 2002). La tarea de levantarse desde sentado [STS] envuelve desafíos de equilibrio y es un movimiento inestable desde una posición estática y estable hacia una posición casi estática (Vander Linden et al., 1994). Diferentes determinantes del movimiento STS han sido descritos en la literatura. Estos han sido agrupados en tres categorías, relacionados con la silla, la estrategia y el sujeto (Janssen et al., 2002). Los determinantes relacionados con la silla incluyen la altura del asiento, la posición de los reposabrazos, el uso de ellos o el tipo de silla. Los determinantes relacionados con la estrategia incluyen la velocidad, la posición de los pies, rodillas y tronco, el uso de los brazos con el reposabrazos, atención y entrenamiento. Por último, los determinantes relacionados con el sujeto incluyen la edad, enfermedad, fuerza muscular, y estar descalzo o usar zapatos (Janssen et al., 2002). Sin embargo, nosotros hemos diseñado un experimento con determinantes estándar relacionados con la silla, estrategia y sujeto para permitir el análisis de la diferencia entre ambientes.

El movimiento STS ha sido estudiado usando dinamometría, análisis de video (Liao et al., 2007; Mazzà et al., 2005), sistemas optoelectrónicos (Hughes et al., 1996), goniometría (Itokazu et al., 1998) y acelerometría (Goulart & Valls-Solé, 1999). Estas técnicas miden detalles de movimientos (por ejemplo, velocidad, desplazamiento angular, o fuerzas de reacción del suelo) proveyendo información acerca de los posibles procesos subyacentes a los patrones de movimiento observados. La evaluación de la tarea de STS es a menudo considerada en escalas de evaluación clínica. La realización del movimiento STS puede ser cuantificado objetivamente y las limitaciones funcionales y los patrones motores compensatorios de los individuos pueden ser identificados. La evaluación del movimiento STS ayuda a establecer objetivos y puede

también formar parte de un programa de rehabilitación como un movimiento facilitado o un ejercicio funcional.

La terapia acuática, a través del entendimiento de la fisiología y la física, es beneficiosa en el manejo de una variedad amplia de patologías musculoesqueléticas, neurológicas y cardiopulmonares (Becker, 2009). El ejercicio acuático es usado en entornos de rehabilitación y puede proveer una estrategia posible para personas que no puedan ejercitarse satisfactoriamente en tierra firme (Batterham et al., 2011). Clínicamente, el ejercicio en cadena cinética cerrada como sentadillas y subidas a un escalón se usa en programas de terapia acuática conduciendo a mejoras significativas en la movilidad y variables funcionales en la osteoartritis de cadera y rodilla (Fransen et al., 2007) y en las artroplastias de cadera y rodilla (Rahmann et al., 2009). La tarea STS es también usada en programas acuáticos para la rehabilitación del tronco y los miembros inferiores, pero para el conocimiento de los autores las características neuromusculares del movimiento STS en agua no han sido previamente descritas. El agua tiene unas propiedades únicas que incluyen la densidad, flotabilidad, presión hidrostática, viscosidad y termodinámica (Hall et al., 1990; Harrison & Bulstrode, 1987) produciendo respuestas fisiológicas y biomecánicas al ejercicio diferentes en comparación al mismo en tierra firme (Alberton et al., 2011).

Los cambios en la actividad muscular en un ambiente acuático en el tronco y los miembros inferiores han sido estudiados caminando (Barela et al., 2006), corriendo (Haupenthal et al., 2010), saltando (Triplett et al., 2009) y durante ejercicios de tronco (Bressel, Dolny, & Gibbons, 2011). La electromiografía de superficie [sEMG] representa la señal eléctrica generada por la musculatura esquelética detectada a través de la superficie de la piel (Merletti et al., 2009). La sEMG puede proporcionar información de la actividad muscular y las estrategias de control neural, las cuales son importantes en rehabilitación (Merletti et al., 2009). El objetivo de este estudio fue usar la sEMG para medir la actividad neuromuscular durante la tarea de STS en agua y comparar esta con las respuestas durante la misma actividad en tierra firme.

Métodos:

Sujetos:

10 sujetos sanos [5 hombres y 5 mujeres (media \pm desviación típica): edad, 22.0 ± 3.1 años; altura, 172.8 ± 9.0 cm; peso, 63.9 ± 17.2 kg] consintieron participar en este estudio. El Comité Ético de Investigación de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional de la Universidad de Málaga (España) aprobó el estudio. Todos los voluntarios fueron informados acerca de los procedimientos y los riesgos potenciales y dieron su consentimiento informado por escrito para participar en el estudio.

Procedimientos experimentales:

Los sujetos participaron en dos sesiones: (1) sesión de familiarización y (2) sesión de test. Las sesiones fueron separadas por al menos una hora.

Colección de datos demográficos: Los datos demográficos de los sujetos fueron obtenidos (edad, género, altura, peso).

Sesión de familiarización: Una sesión inicial práctica fue llevada a cabo para orientar al sujeto con el tiempo de realización de la tarea STS tanto en agua como en seco. Todos los individuos practicaron el movimiento de STS a la misma cadencia de 20 bits por minuto [bpm], proporcionado por un metrónomo digital [Metrónomo Qwik Time QT-5, China]. Durante esta sesión, el sujeto recibió feedback verbal del investigador en relación a la forma de ejecución de la tarea STS. Los sujetos fueron instruidos en mantener su cabeza mirando al frente, doblarse hacia delante por las caderas y transferir su peso hacia arriba y adelante para levantarse con la posición final de estar en bipedestación con el tronco recto y con las rodillas y caderas extendidas (Goulart & Valls-Solé, 1999). Ellos empezaron descalzos, en la posición antero-

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

posterior de los pies más cómoda, fueron también instruidos en no mover sus pies desde el inicio del movimiento. El participante empezó sentado en una silla [47 cm de altura] con sus brazos cruzados y sus manos descansando en el hombro contrario.

Sesión de test: Un sistema de telemetría de EMG fue usado [ME6000, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlandia] en los siguientes músculos, del lado derecho del cuerpo: el vasto interno del cuádriceps [VM], el recto anterior del cuádriceps [RF], la cabeza larga del bíceps femoral [BF], el tibial anterior [TA], el gemelo interno [GM], el sóleo [SOL], el recto abdominal [RA] y el erector espinal [ES]. Para cada músculo, tres electrodos autoadhesivos circulares desechables [Lessa, Barcelona, España] fueron colocados en el vientre muscular a lo largo de la línea de las fibras musculares. Se siguieron las guías anatómicas para la colocación de electrodos (Perotto, Delagi, Lazwetti, & Morrison, 2005). La distancia entre electrodos fue establecida a 2 cm. Antes de la colocación de los electrodos, la superficie de la piel fue depilada [si era necesario] y limpiada con alcohol para minimizar la resistencia de conducción de la piel (Silvers & Dolny, 2011). El mismo investigador hizo todos los preparativos para todos los sujetos. La conexión entre los electrodos y la unidad de transmisión de la EMG se realizó mediante los cables de larga distancia personalizados.

La valoración de la contracción máxima voluntaria isométrica [MVC] fue realizada con el objetivo de estimar la amplitud máxima de EMG para cada músculo. Estos test de MVC se realizaron en seco antes de la realización de la tarea SAB en seco. Cada uno de los test se realizó durante 5 segundos [s]. Los valores del MVC fueron usados para la normalización posterior de la señal de EMG (Alberton et al., 2011). La localización de los electrodos y los test se llevaron a cabo de acuerdo a las actuales recomendaciones para el uso de la EMG de superficie (Perotto et al., 2005).

Después de los test de MVC, los sujetos realizaron 5 repeticiones de la tarea STS en seco con la cadencia de 20 bpm y usaron la misma posición de inicio, altura de la silla e instrucciones que

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

en la sesión de familiarización. Ningún estímulo verbal fue proporcionado durante el ejercicio y el mismo investigador determinaba si el ejercicio era ejecutado correctamente. Si el ejercicio o alguna serie se realizaban incorrectamente, se repetía. Los participantes comenzaban cada serie con el comando verbal de “vamos”. El sistema de EMG era activado manualmente 5 segundos antes de dicho comando. Luego, el sistema de EMG era colocado en su cubierta resistente al agua y alrededor del tronco del sujeto mediante una banda elástica, la temperatura de la habitación fue de 24 °C. Los sujetos permanecían descansando al menos 15 minutos antes de empezar el procedimiento en el agua.

Después del procedimiento en seco, el sujeto realizó la misma tarea en el agua, dentro de una piscina con una profundidad de 100 cm. Con la misma altura de la silla a 47 cm en el agua, los sujetos sentados empezaban con el agua al esternón y en la posición final, en bipedestación el agua llegaba aproximadamente a las muñecas. Las mismas instrucciones fueron usadas en el procedimiento en agua. La temperatura ambiente fue de 33 °C y la temperatura del agua de 30 °C. La unidad de transmisión se mantuvo encima del agua durante la tarea STS durante todo el tiempo.

Reducción y procesamiento de los datos:

La señal electromiográfica en bruto fue convertida por un conversor de 12-bit de analógico a digital con una frecuencia de 1000 Hz, y después transferida a un ordenador para el futuro análisis. El ruido de fondo en la señal filtrada fue menor de 1_V. Los filtros de la señal EMG en bruto se realizaron con filtros leves y altos (de tipo Butterwoth), con un ancho de banda entre 20 y 500 Hz. La señal de EMG media se normalizó a la mayor señal durante una media de un segundo durante el test de MVC de cada músculo.

Análisis estadístico:

El programa SPSS fue usado para todos los análisis estadísticos. La estadística descriptiva (media, desviación estándar, mínimo y máximo) fue calculada para la edad, altura e Índice de Masa Corporal [IMC]. Procedimientos estándar se usaron para calcular las medias y desviaciones típicas. La tendencia central y dispersión fue observada en las variables del estudio con los test de Kolmogorov-Smirnov. Cada variable dependiente [actividad muscular VM, RF, BF, TA, GM, SOL, RA y ES (%MVC (%))] se analizó para comparar los valores entre los dos ambientes (agua y seco), usando pruebas t de muestras pareadas para variables paramétricas y pruebas Wilcoxon para variables no paramétricas. Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel de α se estableció en 0.05.

Resultados:

Los procedimientos de protección al agua pareció que mantuvieron satisfactoriamente la integridad de los datos obtenidos por la unidad de sEMG en todas las condiciones. Los análisis descriptivos son presentados en la Tabla 1. Los test de Kolmogorov-Smirnov indican que el RF y BF en agua no tienen una distribución paramétrica con z 1.42 ($p = 0.029$) y 1.52 ($p = 0.019$), respectivamente. Las demás variables muestran una $p > 0.05$.

Tabla 6. Características descriptivas de los 10 sujetos.

| | Mínimo | Máximo | Media | Desviación típica |
|---|--------|--------|-------|-------------------|
| Edad | 19 | 30 | 22.0 | 3.1 |
| Altura | 160 | 187 | 172.8 | 9.0 |
| Distancia de la rodilla al suelo | 40 | 52 | 45.9 | 4.3 |
| Peso | 57.5 | 86.6 | 67.8 | 10.1 |
| Índice de Masa Corporal | 19.9 | 24.8 | 22.6 | 1.7 |

El % de MVC fue diferente en todos los músculos durante la tarea de levantarse de una silla en agua o en seco. El % de MVC del VM [$p = 0.000$, $t = 5.5$]; RF [$p = 0.037$, $z = 2.1$]; BF [$p = 0.005$, $z = 2.8$]; TA [$p = 0.005$, $t = 3.7$]; GM [$p = 0.019$, $t = 2.8$]; y SOL [$p = 0.000$, $t = 5.4$] fue mayor en seco que en agua. El % de MVC del RA [$p = 0.001$, $t = -3.2$]; y ES [$p = 0.015$, $t = -3.0$] fue mayor en agua que en seco (Tabla 2).

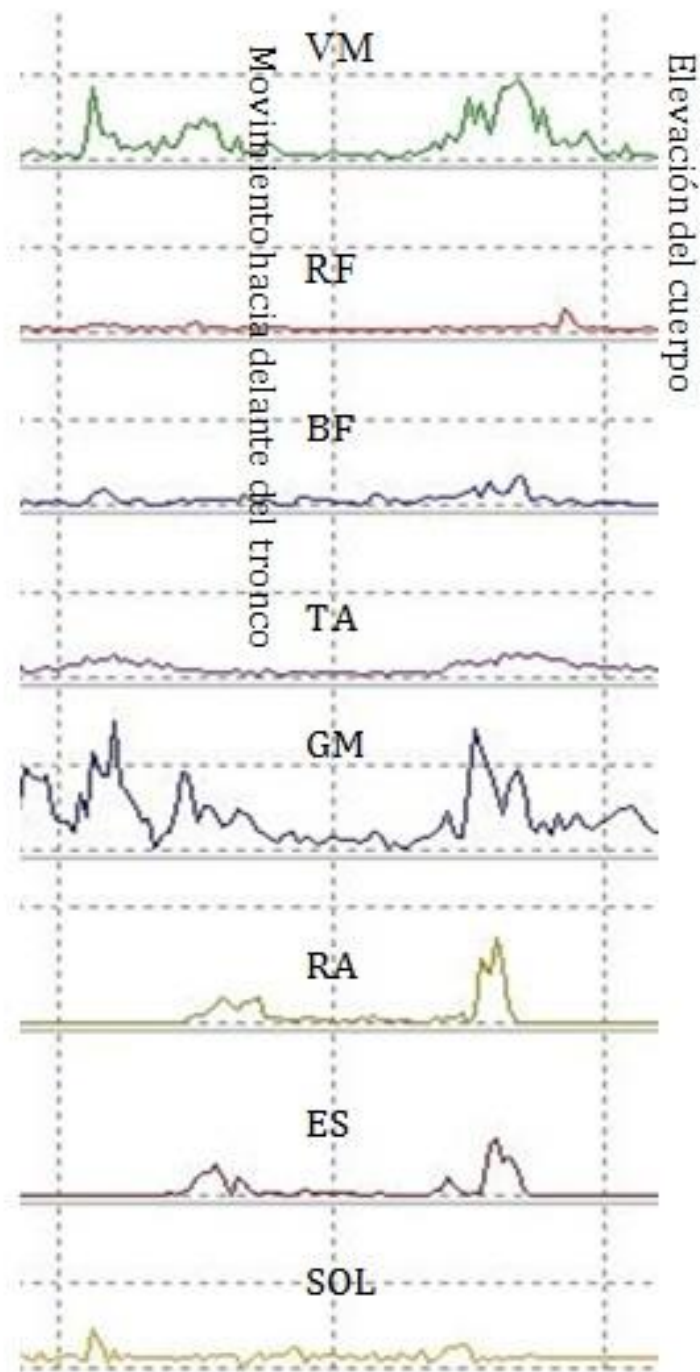
Tabla 7. Media y desviación típica del % de la máxima contracción voluntaria [MVC] en el ambiente acuático y de seco y diferencias de las medias con los test para muestras pareadas o test de Wilcoxon.

| Músculo | Media en seco | Desviación típica en seco | Media en agua | Desviación típica en agua | Diferencia de medias pareadas / rango de medias | Desviación típica de la diferencias |
|------------|---------------|---------------------------|---------------|---------------------------|---|-------------------------------------|
| VM | 19.20 | 9.70 | 1.90 | 1.19 | 17.30 | 9.95 |
| RF | 13.20 | 5.37 | 4.40 | 9.39 | 5.33 | - |
| BF | 5.50 | 2.50 | 1.20 | 0.42 | 5.50 | - |
| TA | 19.20 | 2.89 | 5.30 | 11.92 | 13.90 | 11.94 |
| GM | 6.10 | 2.55 | 2.70 | 2.40 | 3.40 | 3.77 |
| SOL | 11.70 | 3.62 | 5.50 | 1.71 | 6.20 | 3.61 |
| RA | 5.00 | 3.88 | 31.60 | 29.36 | -26.60 | 26.42 |
| ES | 13.60 | 3.86 | 36.20 | 23.09 | -22.60 | 23.81 |

VM = vasto interno del cuádriceps, RF = recto anterior del cuádriceps, BF = porción larga del bíceps femoral, TA = tibial anterior, GM = gemelo interno, SOL = sóleo, RA = recto anterior abdominal, ES = erector espinal.

Los ejemplos de la señal de EMG durante la tarea SAB se muestran en la Figura 1.

Figura 14. Las señales de EMG de los ocho músculos durante la tarea de STS en agua dividida en dos fases; tronco hacia delante y movimiento del cuerpo hacia arriba.



Discusión:

El objetivo de este estudio fue medir las respuestas neuromusculares usando EMG durante la realización de la tarea STS en los ambientes acuáticos y de tierra firme a la misma cadencia en sujetos sanos. Para el conocimiento de los autores, este es el primer estudio que analiza esta tarea funcional en agua. El principal hallazgo del presente estudio fue que hay diferencias estadísticamente significativas en la actividad muscular de todos los músculos medidos durante la realización de la tarea STS entre los dos ambientes. La actividad muscular de la pierna en el VM, RF, BF, TA, GM y SOL fue significativamente menor en el agua y la actividad muscular del tronco en el RA y ES fue significativamente mayor en el agua, especialmente en la segunda fase de la tarea STS, después de que las nalgas se despegaran de la silla.

La actividad de los músculos de la pierna medida en este estudio fue menor en agua que en seco, lo que es similar a otros estudios que analizaron la actividad muscular caminando, particularmente a velocidades bajas (Barela et al., 2006; Chevutshi et al., 2007; Masumoto et al., 2008; Masumoto et al., 2004). Esto se relaciona con la reducción del peso debido a la flotabilidad. Estar sumergido a la altura de las muñecas conlleva a una descarga del peso de aproximadamente el 50% y al nivel del esternón a una carga reducida al 28-36% (Harrison & Bulstrode, 1987). Debido al menor peso, la actividad muscular en el miembro inferior fue menor.

La actividad de los músculos del tronco RA y ES fue mayor durante la tarea STS en el agua. Otros estudios han citado mayor actividad muscular del tronco moviendo el cuerpo hacia delante en agua mientras se caminaba (Kaneda et al., 2009; Orselli & Duarte, 2011) en relación a una fuerza de reacción del suelo antero-posterior [AP] mayor. Las fuerzas de arrastre se relacionan con la viscosidad del agua y turbulencia (Edlich et al., 1987) y están influidas por la velocidad y el área de superficie. El tronco provee un área de superficie grande cuando se mueve hacia delante durante la tarea de STS que puede explicar la gran actividad muscular

que se recogió. Con la pierna en extensión, parte de la tarea de STS después de que las nalgas se levanten, el tronco está aún sujeto a fuerzas de arrastre y es menos asistido por la flotabilidad mientras que si el tronco se mueve hacia arriba y fuera del agua. La reducida estabilidad debido a la carga de peso parcial y la interacción del centro de flotabilidad y el centro de gravedad y el intento resultante de control del tronco podría también conllevar un incremento de la actividad muscular del RF y ES. En personas con debilidad muscular, levantarse de una silla se caracteriza por aumentar la flexión del tronco antes de levantarse del asiento (Alexander et al., 1991; Ikeda et al., 1991; Millington et al., 1992; Mourey et al., 2000; Papa & Cappozzo, 2000). Esta estrategia ha sido referida como la estrategia de estabilización (Hughes et al., 1994) y podría ser una explicación posible para el aumento de actividad del tronco en la tarea STS en un entorno acuático dinámico y menos estable. Sería necesario realizar un análisis cinemático para entender más aún esto.

La hipervolemia central aumentada en relación con la presión hidrostática con la inmersión conlleva a una alteración en el funcionamiento cardiovascular, reducciones de los volúmenes de los pulmones y un aumento del trabajo de respiración (Choukroun et al., 1989; Hall et al., 1990; Weston et al., 1987). Hay alguna interacción en el control motor de los músculos del tronco en relación a la postura y a la función respiratoria y del diafragma (Gandevia et al., 2002). La influencia de la reducción de los volúmenes pulmonares y el aumento del trabajo de respiración en los mecanismos de estabilización posturales y la actividad del tronco durante tareas funcionales en el agua se desconocen. Las respuestas posturales en entornos antigravitatorios como el agua no se entienden completamente. La influencia de las respuestas anticipatorias retardadas (Dietz et al., 1989) y la respuesta de recepción a la carga en las piernas en relación a la actividad muscular extensora (Dietz & Duysens, 2000) podrían tener alguna influencia en la tarea de SAB en el agua.

La EMG de superficie en agua ha sido usada en investigación desde hace muchos años. En un estudio que atendió a la actividad muscular isométrica de la rodilla, no se encontraron

diferencias en la producción de fuerza con una actividad muscular reducida en la sEMG. Aunque podrían haber aspectos menores relacionados con los factores de las señales de EMG, las explicaciones más probables relacionadas al efecto de la flotabilidad en el sistema neuromuscular aún no se han explicado completamente (Pöyhönen et al., 1999) o las diferencias en factores electromecánicos (por ejemplo, la temperatura) relacionadas con la inmersión. En otro estudio que atendió a las señales de EMG de superficie con contracciones isométricas en agua y seco, los autores concluyeron que el ambiente no influyó significativamente la sEMG ni en la fuerza del test de MVC (Pinto et al., 2010). En el presente estudio, las señales se normalizaron mediante el test de MVC en cada individuo en tierra firme. Sin embargo, otros estudios sugieren que los entornos de agua y seco tienen una influencia en las lecturas de EMG (Kalpakcioglu et al., 2009), los cuales podrían presentar valores incorrectos para los participantes en el entorno acuático.

Los resultados presentados en este estudio pueden ser útiles para describir el movimiento funcional de levantarse de una silla en agua para ayudar en la toma de decisión clínica en programas de rehabilitación acuáticos. Menos actividad muscular en el miembro inferior podría permitir una ejecución satisfactoria del movimiento de STS para personas con una fuerza reducida de piernas pero considerando por otro lado la mayor activación del tronco para controlar el movimiento en agua.

Los hallazgos del presente estudio deben de tomarse con cautela porque la tarea de STS presenta muchos determinantes que pueden influir en los resultados. La variabilidad de la altura y la longitud de la pierna de cada participante pueden haber influido en los hallazgos en relación a la altura estándar de la silla o la profundidad de la piscina, además de otros determinantes relacionados con el sujeto y la estrategia como la fatiga o el entrenamiento (Janssen et al., 2002). Hay algunas limitaciones de este estudio que deben de tenerse en cuenta. El estudio solo usó sEMG pero ninguna otra medida cinemática que pudiera haber sido relevante en relación con el movimiento de STS y la variación en la realización de la tarea en

agua relacionada con la posición del tronco y el rango de amplitud articular. Los resultados se pueden aplicar solo a sujetos sanos y jóvenes y no pueden generalizarse a otras poblaciones con lesiones musculoesqueléticas o ancianos. Otra limitación posible es la falta de aleatorización en el orden de realización de la tarea entre el ambiente seco y acuático. Investigaciones futuras son necesarias para investigar datos biomecánicos y cinemáticos en el movimiento de levantarse de una silla en agua y combinarlos con los datos que la EMG ha establecido, con el objetivo de desarrollar un conocimiento y entendimiento de esta tarea para establecer guías en rehabilitación acuática.

Conclusiones:

Las tareas funcionales como levantarse de una silla son ampliamente usadas en entornos de rehabilitación tanto acuáticos como en seco. Este estudio por primera vez describe las respuestas neuromusculares en sujetos sanos durante la realización de la tarea de STS en el agua. La actividad muscular de los músculos del tronco [ES y RA] es mayor cuando se realiza dicho movimiento en agua que en seco; mientras que las respuestas de EMG del miembro inferior [VM, RF, TA, GM y SOL] fueron menores en agua que en seco.

Bibliografía:

Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1157–1166. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1747-5>

- Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*, *46*(3), M91-98.
- Barela, A. M. F., Stolf, S. F., & Duarte, M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *16*(3), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.013>
- Batterham, S. I., Heywood, S., & Keating, J. L. (2011). Systematic review and meta-analysis comparing land and aquatic exercise for people with hip or knee arthritis on function, mobility and other health outcomes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *12*, 123. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-123>
- Becker, B. E. (2009). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, *1*(9), 859–872. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.05.017>
- Bressel, E., Dolny, D. G., & Gibbons, M. (2011). Trunk muscle activity during exercises performed on land and in water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(10), 1927–1932. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318219dae7>
- Chevutschi, A., Linsel, G., Vaast, D., & Thevenon, A. (2007). An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *Journal of Physiological Anthropology*, *26*(4), 467–473.
- Choukroun, M. L., Kays, C., & Varène, P. (1989). Effects of water temperature on pulmonary volumes in immersed human subjects. *Respiration Physiology*, *75*(3), 255–265.
- Dietz, V., & Duysens, J. (2000). Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait & Posture*, *11*(2), 102–110.

Dietz, V., Horstmann, G. A., Trippel, M., & Gollhofer, A. (1989). Human postural reflexes and gravity--an under water simulation. *Neuroscience Letters*, *106*(3), 350–355.

Edlich, R. F., Towler, M. A., Goitz, R. J., Wilder, R. P., Buschbacher, L. P., Morgan, R. F., & Thacker, J. G. (1987). Bioengineering principles of hydrotherapy. *The Journal of Burn Care & Rehabilitation*, *8*(6), 580–584.

Fransen, M., Nairn, L., Winstanley, J., Lam, P., & Edmonds, J. (2007). Physical activity for osteoarthritis management: a randomized controlled clinical trial evaluating hydrotherapy or Tai Chi classes. *Arthritis and Rheumatism*, *57*(3), 407–414.
<https://doi.org/10.1002/art.22621>

Gandevia, S. C., Butler, J. E., Hodges, P. W., & Taylor, J. L. (2002). Balancing acts: respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology*, *29*(1–2), 118–121.

Goulart, F. R., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *110*(9), 1634–1640.

Hall, J., Bisson, D., & O'Hare, P. (1990). The Physiology of Immersion. *Physiotherapy*, *76*(9), 517–521. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)63019-2](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)63019-2)

Harrison, R., & Bulstrode, S. (1987). Percentage weight-bearing during partial immersion. *Physiothe Practice*, *3*(1), 60–63.

Hauptenthal, A., Ruschel, C., Hubert, M., de Brito Fontana, H., & Roesler, H. (2010). Loading forces in shallow water running in two levels of immersion. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *42*(7), 664–669. <https://doi.org/10.2340/16501977-0587>

Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, *29*(12), 1509–1513.

- Hughes, M. A., Weiner, D. K., Schenkman, M. L., Long, R. M., & Studenski, S. A. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 9(3), 187–192. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90020-5](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90020-5)
- Ikeda, E. R., Schenkman, M. L., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1991). Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71(6), 473–481.
- Itokazu, M., Uemura, S., Aoki, T., & Takatsu, T. (1998). Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.))*, 57(2), 88–92.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866–879.
- Kalpakioglu, B., Candir, F., Bernateck, M., Gutenbrunner, C., & Fischer, M. J. (2009). Does local immersion in thermo-neutral bath influence surface EMG measurements? Results of an experimental trial. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e550-553. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.006>
- Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., & Nomura, T. (2009). EMG activity of hip and trunk muscles during deep-water running. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1064–1070. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.001>
- Liao, H.-F., Liu, Y.-C., Liu, W.-Y., & Lin, Y.-T. (2007). Effectiveness of loaded sit-to-stand resistance exercise for children with mild spastic diplegia: a randomized clinical trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 25–31. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.006>
- Masumoto, K., Shono, T., Hotta, N., & Fujishima, K. (2008). Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the*

- International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(4), 581–590.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.009>
- Masumoto, K., Takasugi, S.-I., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2004). Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23(4), 119–127.
- Mazzà, C., Zok, M., & Della Croce, U. (2005). Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait & Posture*, 21(4), 425–431.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.006>
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(2), 122–134.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.006>
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., & Shambes, G. M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(7), 609–617.
- Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T., & Stapley, P. (2000). Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(9), B425-431.
- Orselli, M. I. V., & Duarte, M. (2011). Joint forces and torques when walking in shallow water. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1170–1175.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.017>
- Papa, E., & Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33(9), 1113–1122.

- Perotto, A., Delagi, E., Lazwetti, J., & Morrison, D. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer: The limbs and the trunk* (4^o ed.). Springfield: Charles C. Thomas.
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Krueel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 110(5), 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1598-0>
- Ploutz-Snyder, L. L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R. J., & Wolf, D. A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(4), B144-152.
- Pöyhönen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (1999). Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(1), 52–56. <https://doi.org/10.1007/s004210050557>
- Rahmann, A. E., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2009). A specific inpatient aquatic physiotherapy program improves strength after total hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(5), 745–755. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.011>
- Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.004>
- Triplett, N. T., Colado, J. C., Benavent, J., Alakhdar, Y., Madera, J., Gonzalez, L. M., & Tella, V. (2009). Concentric and impact forces of single-leg jumps in an aquatic environment versus on land. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(9), 1790–1796. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a252b7>

Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(6), 653–660.

Weston, C. F., O'Hare, J. P., Evans, J. M., & Corral, R. J. (1987). Haemodynamic changes in man during immersion in water at different temperatures. *Clinical Science (London, England: 1979)*, 73(6), 613–616.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

4. Comparación de la actividad neuromuscular durante la tarea de girar 180° en agua y en seco: Implicaciones clínicas en la terapia acuática.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 4 se encuentra bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación:

Journal of Physiological Anthropology



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

Background: Therapeutic exercise in the aquatic environment is widely used for physical therapy. Previous studies have compared changes in muscular activity [MA] in a wide range of exercises between water and dry land conditions; but to the authors' knowledge, the neuromuscular characteristics of the turning locomotion have not previously been compared between these two environments.

Objective: The aim of this study was to use surface electromyographic [sEMG] to measure the muscular activity of lower limb and trunk muscles during the turning task in water, and compare this with the response for the same task on land.

Methods: 10 healthy subjects [5 males and 5 females [mean \pm SD]: age, 22.0 ± 3.1 yr; height, 172.8 ± 9.0 cm; body mass, 63.9 ± 17.2 kg] were recruited for study. A telemetry EMG system was used on the following muscles on the right side of the body: the quadriceps – vastus medialis [VM], the quadriceps – rectus femoris [RF], the long head of the biceps femoris [BF], the tibialis anterior [TA], the gastrocnemius medialis [GM], the soleus [SOL], the rectus abdominis [RA] and the erector spinae [ES]. Each subject performed the turning task once, first on dry land and then underwater.

Results: The main finding of the present study was that MA of BF, TA and ES was higher on dry land than in water, while there were no statistically significant differences in MA of the others muscles measured [VM, RF, GM, SOL and RA] during the performance of the 180° turning task in water and on dry land.

Conclusions: BF, TA and ES MA during the performance of the 180° turning task was higher on dry land than in water, while VM, RF, GM, SOL and RA MA was similar in both environments. The differences and similarities in lower limb and trunk MA shown in the present study should be considered when using the turning movement in aquatic rehabilitation.

Resumen:

Introducción: El ejercicio terapéutico en el medio acuático es ampliamente usado en fisioterapia. Estudios previos han comparado los cambios en la actividad muscular [AM] en un amplio rango de ejercicios entre el ambiente acuático y seco; pero según el conocimiento de los autores, las características neuromusculares del giro durante la marcha no han sido previamente comparadas entre estos dos ambientes.

Objetivo: El objetivo de este estudio fue usar la electromiografía de superficie [sEMG] para medir la actividad muscular de la musculatura del miembro inferior y el tronco durante una tarea de giro en el agua, y comparar esta con la respuesta para la misma tarea en seco.

Métodos: 10 sujetos sanos [5 hombres y 5 mujeres [media \pm desviación típica]: edad, 22.0 ± 3.1 años; altura, 172.8 ± 9.0 cm, peso corporal, 63.9 ± 17.2 kg] fueron reclutados para el estudio. Un sistema de telemetría de EMG fue usado en los siguientes músculos del lado derecho del cuerpo: el vasto medial del cuádriceps [VM], el recto anterior del cuádriceps [RF], la porción larga del bíceps femoral [BF], el tibial anterior [TA], el gemelo interno [GM], el sóleo [SOL], el recto anterior del abdomen [RA] y el erector espinal [ES]. Cada sujeto realizó una vez la tarea del giro, pero en seco y luego en el agua.

Resultados: El principal hallazgo del presente estudio fue que la MA del BF, TA y ES fue mayor en seco que en agua, mientras que no hubo diferencias estadísticamente significativas en la MA de los demás músculos medidos [VM, RF, GM, SOL y RA] durante la realización de la tarea de girar 180° en agua y en seco.

Conclusiones: La MA del BF, TA y ES durante la realización de la tarea de giro de 180° fue mayor en seco que en agua, mientras que la MA del VM, RF, GM, SOL y RA fue similar en ambos ambientes. Las diferencias y similitudes en la MA del miembro inferior y tronco

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

mostradas en el presente estudio deben de ser consideradas cuando se use el movimiento de giro en la rehabilitación acuática.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Introducción:

Los giros durante la marcha son una tarea compleja de la actividad locomotriz (Akram et al., 2010) y son esenciales para la movilidad funcional, teniendo una ocurrencia común en la vida diaria (Glaister et al., 2007), representando el 20% de todos los pasos en las actividades de la vida diaria (Orendurff et al., 2006).

Se conoce bien que andar en línea recta hacia delante y girar tienen ciertas diferencias en cuanto a las características cinemáticas y electromiográficas, demostradas en algunos estudios. Investigaciones previas han mostrado que la velocidad auto-seleccionada durante la marcha alrededor de un círculo es significativamente menor que al andar hacia delante en línea recta (Orendurff et al., 2006). Girar necesita cambios tanto en los impulsos antero-posteriores como medial-laterales con el objetivo de disminuir la velocidad de locomoción en el plano sagital y mover el centro de gravedad hacia la nueva dirección de viaje (Patla et al., 1991). Cambiar de dirección durante la marcha implica un control coordinado del movimiento tridimensional de la cabeza, tronco y miembros inferiores (Lin et al., 2014). Se ha encontrado que el impulso de la fuerza de reacción del suelo durante el giro es significativamente mayor en comparación con el observado durante la marcha en línea recta, indicando una necesidad de aumentar el apoyo, desplazamiento medial, freno y propulsión (Courtine et al., 2006; Glaister et al., 2008). Esto podría indicar una tendencia a que la movilidad articular y la actividad muscular [AM] sean más variables durante la tarea del giro (Lin et al., 2014). Los cambios en las características de la AM, como la amplitud y el *timing*, fueron consistentemente observados en el miembro inferior entre andar en línea recta hacia delante y girar en adultos sanos, pero los patrones de la activación muscular fueron similares, indicando que el giro no induce cambios dramáticos en la organización de los patrones eferentes hacia los músculos de los miembros inferiores (Courtine & Schieppati, 2003)].

Las modulaciones de las sinergias musculares específicas de cada lado durante el giro circular han sido documentadas (Akram et al., 2010; Courtine et al., 2006). Para el miembro inferior externo, son necesarias unas acciones fuertes de los flexores plantares para impulsar el cuerpo, debido al paso más largo que se necesita para ir en la trayectoria del giro. Para el miembro inferior interno, son necesarias unas actividades musculares aumentadas alrededor de la rodilla durante la fase de apoyo del giro para el soporte corporal y el control de la rodilla. Además, un mayor requerimiento aparece para equilibrar, porque el centro de gravedad corporal se inclina hacia el lado interno de la trayectoria del giro.

El fallo haciendo los ajustes necesarios asociados al giro durante la marcha podrían contribuir a las caídas (Akram et al., 2010). La dificultad girando ha sido mostrada en la población anciana (Thigpen et al., 2000), y muchas de las caídas entre esta población ocurren durante los giros (Cumming & Klineberg, 1994; Tinetti et al., 1988). En la población anciana, las caídas mientras se gira causan un 7.9 más de probabilidad de producir una fractura de cadera que caer mientras se camina hacia delante (Cumming & Klineberg, 1994). En relación a esto, se ha demostrado que hay cambios relacionados con la edad en la AM durante la marcha en línea recta entre adultos sanos y ancianos (Schmitz et al., 2009). Resultados similares han sido confirmados durante la tarea del giro, ya que los ancianos necesitan más AM en los miembros inferiores para facilitar el giro (Chen et al., 2013), posiblemente porque ellos usan una estrategia con menos estabilidad y más coste biomecánico durante la realización de esta tarea (Akram et al., 2010; Fuller et al., 2007; Thigpen et al., 2000).

El ejercicio terapéutico en el ambiente acuático ha sido ampliamente utilizado para la terapia física debido a sus beneficios fisiológicos y físicos (Edlich et al., 1987), mostrando beneficios en patologías musculoesqueléticas, neurológicas y cardiopulmonares (Becker, 2009). Las personas que pueden beneficiarse del ejercicio acuático y obtener respuestas físicas y fisiológicas que produzcan beneficios en su salud o condición física son aquellas que no toleran el estrés mecánico del ejercicio en un ambiente seco (Cuesta-Vargas & Cano-Herrera, 2014). De este

modo, andar es una forma de ejercicio particularmente popular en los programas de rehabilitación en agua, desde que no es necesaria ninguna habilidad especial, y puede ser realizada por pacientes con la mayoría de condiciones médicas y de todas las edades (Masumoto et al., 2005).

La señal electromiográfica de superficie [sEMG] representa la señal eléctrica generada por los músculos esqueléticos y es detectada sobre la superficie de la piel, proporcionando información esencial como la MA y las estrategias de control neural, las cuales son necesarias en rehabilitación (Merletti et al., 2009).

Los cambios en la AM en el ambiente acuático en el tronco y los miembros inferiores han sido estudiados durante la marcha en línea recta hacia delante (Barela & Duarte, 2008), marcha hacia atrás (Masumoto et al., 2005), carrera profunda acuática (Haupenthal et al., 2010), saltos (Triplett et al., 2009), ejercicios de tronco (Bressel et al., 2011), durante la realización de la tarea de levantarse de una silla (Cuesta-Vargas et al., 2013), y recientemente durante el test de *Timed Get-Up-and-Go* [TUG], el cual combina movimientos funcionales como levantarse de una silla, caminar, girar en el sentido de las agujas del reloj y sentarse (Cuesta-Vargas et al., 2013). Pero para el conocimiento de los autores, las características neuromusculares del giro durante la marcha de manera aislada, no han sido previamente comparadas entre los dos ambientes (seco y agua). El conocimiento de estas podría ser útil para describir el movimiento funcional de la tarea de giro en agua, en comparación con la tierra firme ayudando a apoyar juicios clínicos durante los programas de rehabilitación acuáticos. Debido a esto, el objetivo de este estudio fue usar la sEMG para medir la actividad neuromuscular y comparar esta con la respuesta para la misma tarea en seco.

Métodos:

Diseño y entorno del estudio:

El diseño del presente estudio fue transversal y el entorno se localizó en el Centro Comunitario de Terapia Acuática de Torremolinos (Málaga, España).

Sujetos:

10 sujetos sanos [5 hombres y 5 mujeres [media \pm desviación típica]: edad, 22.0 ± 3.1 años; altura, 172.8 ± 9.0 cm, peso corporal, 63.9 ± 17.2 kg; Índice de Masa Corporal, 22.7 ± 1.7] prestaron su consentimiento para participar en el estudio. Los sujetos fueron reclutados entre los estudiantes y otros miembros de la Universidad de Málaga.

Procedimientos experimentales:

Después de completar la obtención de datos demográficos de los participantes, los sujetos participaron en dos sesiones conforme a los procedimientos descritos en un estudio previo (Cuesta-Vargas et al., 2013):

Sesión de familiarización: Una sesión práctica inicial fue llevada a cabo en tierra firme para orientar al sujeto con el *timing* de la tarea del giro tanto en agua como en seco. A los sujetos se les solicitaba andar una distancia de 4 pasos a una velocidad cómoda y volver al punto de inicio girando en sentido de las agujas del reloj alrededor de un cono terapéutico [O'Live] (giro de 180°). Este movimiento funcional completo fue establecido como un giro de 180° ; debido a que la principal tarea fue girar alrededor de un cono terapéutico. Se obtuvieron medidas de EMG durante toda la tarea completa. Durante esta sesión, el sujeto recibía feedback verbal por

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

parte del investigador en relación a la forma correcta de realización del movimiento del giro, teniendo especial interés en la velocidad del paso y en el giro alrededor del cono terapéutico.

Sesión de test: Un sistema de telemetría de EMG (ME 6000, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlandia) fue usado en los siguientes músculos del lado derecho del cuerpo: el vasto medial del cuádriceps [VM], el recto anterior del cuádriceps [RF], la porción larga del bíceps femoral [BF], el tibial anterior [TA], el gemelo interno [GM], el sóleo [SOL], el recto anterior del abdomen [RA] y el erector espinal [ES]. Cada sujeto realizó una vez la tarea del giro, primero en seco y luego en el agua.

Los procedimientos para la colocación de los electrodos, test de máxima contracción voluntaria [MVC] (realizados para estimar la amplitud máxima de sEMG por cada músculo para la normalización de la señal electromiográfica) (Cuesta-Vargas et al., 2013) y conexión del componente de transmisión fueron descritos detalladamente en estudios previos (Cuesta-Vargas et al., 2013).

Para los test de MVC, los sujetos se colocaron en decúbito supino para los test del VM, RF y RA, en sedestación en el suelo para el GM y SOL, en decúbito prono para el ES y en bipedestación para el BF; conforme a los procedimientos previamente descritos (Perotto et al., 2005; Silvers & Dolny, 2011).

Después de los test de MVC, los sujetos realizaron una repetición de la tarea del giro de 180° (siempre en el sentido de las agujas del reloj alrededor de un cono terapéutico) en seco con una velocidad del paso cómoda y usando las mismas instrucciones dadas en la sesión de familiarización. Los participantes comenzaban a la orden de “vamos”, y la determinación del punto final fue realizada cuando el sujeto llegaba al punto de inicio. Otros aspectos de la sesión de test en seco han sido descritos en estudios previos (Cuesta-Vargas et al., 2013).

Después del test en tierra firme, los sujetos caminaron y giraron sumergidos en agua aproximadamente al nivel de la cintura, recibiendo las mismas instrucciones que en seco. Si el

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

sujeto tenía alguna pregunta en relación al procedimiento en agua, ésta era resuelta con feedback verbal o familiarización con la tarea. Una sesión de familiarización en el agua no se estableció para evitar fatigar a los sujetos y porque los factores clave (velocidad del paso y girar en sentido de las agujas del reloj) fueron entrenados en tierra firme. La temperatura ambiente y del agua fue de 33 y 30°C respectivamente.

Procesamiento y reducción de los datos:

El procesamiento y reducción de la señal electromiográfica en bruto fue la misma que en los estudios previos (Cuesta-Vargas et al., 2013).

Análisis estadístico:

El programa informático SPSS v15.0 fue usado para todos los cálculos estadísticos. Cada variable dependiente (actividad muscular [%MVC] del VM, RF, BF, TA, GM, SOL, RA y ES) fue analizada para comparar los valores entre los dos ambientes [agua y seco], usando la prueba t de student para las variables paramétricas y la prueba Wilcoxon para las no paramétricas. La tendencia central y la dispersión fueron observadas en las variables del estudio con el test de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la normalidad de los datos. Para todas las comparaciones estadísticas, el nivel de α se estableció en 0.05.

Resultados:

Hubo un mantenimiento satisfactorio de la integridad de la señal electromiográfica gracias al procedimiento de impermeabilización.

El % del MVC del BF [$p < 0.001$, $t = 5.5$], TA [$p = 0.013$, $t = 3.1$] y ES [$p < 0.001$, $t = 6.0$] fue mayor en seco que en agua, obteniendo significación estadística; mientras que el % del MVC del VM [$p = 1.000$, $t = 0.0$], RF [$p = 0.118$, $t = 1.7$], GM [$p = 0.474$, $t = 0.7$], RA [$p = 0.642$, $t = 0.5$] y SOL [$p = 0.172$, $t = 1.5$] no presentaron diferencias significativas entre ambos ambientes (Tabla 1).

Tabla 8. Media y desviación típica del % del MVC en seco y agua y diferencias de medias en el test para muestras pareadas o el test de Wilcoxon.

| Músculo | Media en seco | Desviación típica en seco | Media en agua | Desviación típica en agua | Medias pareadas / rango de medias | Desviación típica de la diferencias pareadas |
|---------|---------------|---------------------------|---------------|---------------------------|-----------------------------------|--|
| VM | 4.90 | 3.60 | 4.90 | 3.76 | 0.00 | 5.03 |
| RF | 5.30 | 4.27 | 2.60 | 4.17 | 2.70 | 4.94 |
| BF | 6.30 | 2.98 | 2.30 | 2.11 | 4.00 ^a | 2.31 ^a |
| TA | 12.00 | 4.81 | 4.00 | 5.42 | 8.00 ^a | 8.16 ^a |
| GM | 16.30 | 5.89 | 10.70 | 20.89 | 5.60 | 23.69 |
| RA | 5.20 | 4.61 | 5.00 | 3.59 | 0.20 | 1.32 |
| ES | 10.30 | 3.02 | 5.90 | 2.38 | 4.40 ^a | 2.32 ^a |
| SOL | 16.80 | 5.01 | 11.10 | 10.62 | 5.70 | 12.15 |

MVC = Contracción máxima voluntaria, VM = vasto medial del cuádriceps, RF = recto anterior del cuádriceps, BF = porción larga del bíceps femoral, TA = tibial anterior, GM = gemelo interno, SO = sóleo, RA = recto anterior del abdomen, ES = erector espinal. ^aValor de p significativo ($p < 0,05$).

Ejemplos de las señales de sEMG en el mismo sujeto durante el movimiento del giro de 180° se presentan en la Figura 1 (señales de sEMG durante el movimiento del giro de 180° obtenidas en seco para cada músculo en un sujeto) y Figura 2 (señales de sEMG durante el movimiento del giro de 180° obtenidas en el agua para cada músculo en un sujeto).

Figura 15. Señales electromiográficas durante el movimiento de giro de 180° obtenidas en seco por cada músculo en un sujeto.

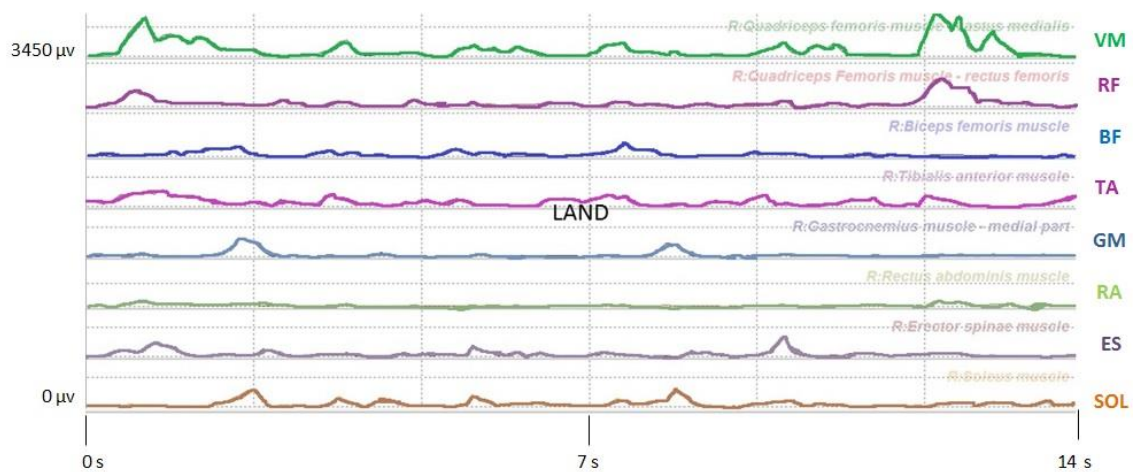
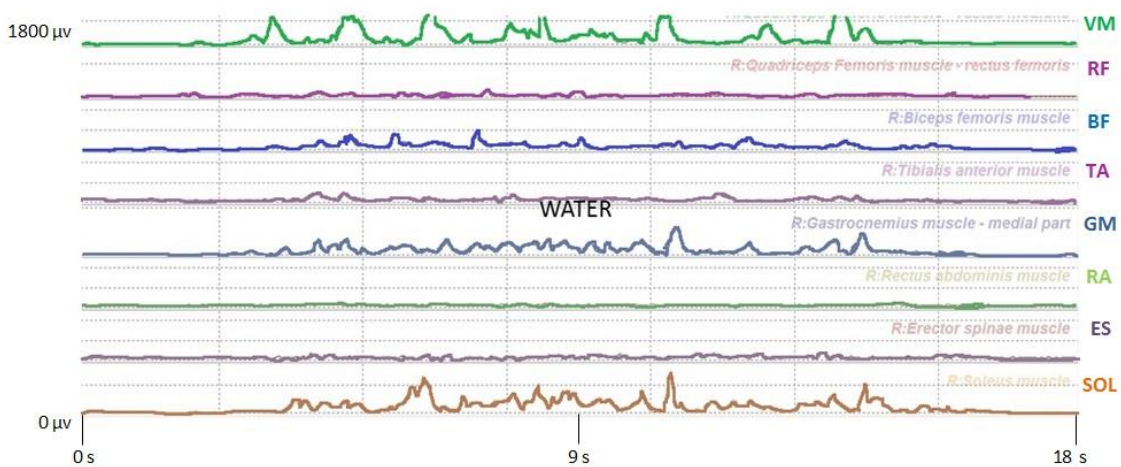


Figura 16. Señales electromiográficas durante el movimiento de giro de 180° obtenidas en el agua por cada músculo en un sujeto.



Discusión:

El objetivo de este estudio fue analizar las respuestas neuromusculares durante la realización de la tarea de giro con una velocidad del paso cómoda en un ambiente acuático y seco en sujetos sanos. Hasta lo que los autores conocen, este es el primer estudio comparando esta tarea funcional en agua y en seco.

El principal hallazgo del presente estudio fue que la MA del BF, TA y ES fue superior en seco que en agua, mientras que no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la AM de los otros músculos medidos [VM, RF, GM, SOL y RA] durante la realización de la tarea del giro a 180° en agua y en seco.

Todos los músculos (BF, TA y ES con diferencias estadísticamente significativas; y el VM, RF, GM, SO y RA sin diferencias estadísticamente significativas) medidos en el presente estudio obtuvieron menor AM durante la realización de la tarea del giro a 180° cuando los sujetos estaban en el agua en comparación a cuando estaban en tierra firme. Estos resultados y diferencias entre ambientes son consistentes con una revisión sistemática la cual analizó la AM durante la realización de bastantes tareas en seco y en agua (Cuesta-Vargas & Cano-Herrera, 2014, p.). En relación a esto, se ha mostrado que la AM de la musculatura del tronco y los miembros inferiores durante la marcha tiende a ser menor en agua que en seco (Alberton et al., 2011; Masumoto et al., 2008; Perotto et al., 2005; Silvers & Dolny, 2011), los mismos resultados se han mostrado durante la marcha hacia atrás en el agua (Masumoto et al., 2005) [con la excepción del ES, el cual obtuvo mayor AM en el agua].

La AM de los músculos del miembro inferior medida en este estudio fue menor en agua que en seco (especialmente en el TA y BF), lo que es similar a los resultados mostrados en otros estudios atendiendo a la AM en la fase de apoyo durante la marcha hacia delante (Barela et al., 2006; Chevutshi et al., 2007; Masumoto et al., 2008; Masumoto et al., 2004). Esto parece

estar relacionado con la reducción del peso debido a la flotabilidad (Cuesta-Vargas et al., 2013). Es conocido que la inmersión al nivel de la cintura produce una descarga del 50% del peso corporal (Harrison & Bulstrode, 1987). Debido al menor peso soportado durante las tareas, hubo también menos AM en el músculo TA y BF, y también otros como el VM, RF, GM y SOL presentaron menos AM en el agua, pero sin lograr la significancia estadística.

La AM del ES, un músculo del tronco bien documentado, fue también menor durante la realización de la tarea del giro de 180° en el agua que en seco, y la AM del RA fue menor también (pero sin alcanzar la significancia estadística). Estos resultados varían en relación a otros estudios los cuales han citado mayores activaciones musculares en el tronco mientras se movía el cuerpo hacia delante caminando en el agua (Kaneda et al., 2009; Orselli & Duarte, 2011) a consecuencia de un aumento de la fuerza de reacción del suelo anteroposterior.

Por otra parte, el frecuentemente usado test de TUG, el cual es una herramienta clínica usada para valorar la movilidad y el riesgo de caídas (Weiss et al., 2011), está basado en la integración de tareas funcionales básicas, como las transiciones de levantarse y sentarse de una silla, y transiciones que requieren equilibrio como los giros y la marcha en línea recta (Rogers et al., 1998). Existe un estudio previo que mostró que la AM del tronco (ES y RA) y de los músculos de los miembros inferiores (RF, BF, TA y SOL) fue significativamente menor en el ambiente acuático, mientras que el GM no obtuvo diferencias significativas entre la activación comparada entre el agua o la tierra firme (Cuesta-Vargas et al., 2013). Esos resultados están en consonancia con los del presente estudio, y ese artículo es el único comparando una tarea funcional la cual engloba un movimiento de giro, más específicamente el mismo movimiento de giro (girar alrededor de un cono terapéutico en el sentido de las agujas del reloj).

La EMG de superficie ha sido utilizada en investigación durante muchos años, y ha mostrado que el ambiente (agua y seco) no influye significativamente en la señal electromiográfica y en la fuerza del test de MVC (Castillo-Lozano & Cuesta-Vargas, 2013; Pinto et al., 2010);

atendiendo a esto, en el presente estudio, las señales del test de MVC fueron normalizadas para cada participante en tierra firme. Sin embargo, otros estudios sugieren que las condiciones acuáticas y de seco influyen en la interpretación de la EMG (Kalpakcioglu et al., 2009).

La terapia física acuática facilita y/o hace el movimiento más difícil, dependiendo de los objetivos terapéuticos específicos, mediante el uso de los principios físicos del agua (Oliveira et al., 2014). Los resultados presentados en este estudio pueden ser de utilidad para describir el movimiento funcional de la tarea del giro en el agua en comparación con en tierra firme con el objetivo de apoyar el juicio clínico en los programas de rehabilitación acuáticos. Como muestran los resultados, la menor AM de la mayoría de la musculatura de los miembros inferiores y tronco podría facilitar la ejecución satisfactoria de esta tarea en personas con fuerza de piernas reducida o alguna lesión en el miembro inferior, especialmente en las primeras etapas de su recuperación. Por ejemplo, esta tarea puede ser usada como parte de un programa acuático “seguro” para ancianos, quienes tienen alta prevalencia de caídas, para obtener beneficios en fuerza (Hale et al., 2012) o equilibrio (Cochrane et al., 2005), pero minimizando el alto riesgo de caídas debido a la alta densidad del agua (Camilotti et al., 2009) como se ha descrito en un reciente estudio el cual mostró mejoras beneficiosas de un programa de ejercicio acuático en una comunidad de ancianos con una historia de caídas en comparación con el mismo programa de ejercicio, esta vez realizados en tierra firme (Oh et al., 2015).

Este estudio tiene bastantes limitaciones a considerar. Los hallazgos deben ser tomados con cautela debido a que la tarea del giro ofrece muchos determinantes que pueden influir en los resultados; como la profundidad del agua, que fue la misma para cada participante, u otros determinantes relacionados con el sujeto o la estrategia, como la fatiga o el entrenamiento (Janssen et al., 2002). La temperatura del agua podría haber afectado a la obtención de la señal electromiográfica en este estudio; sin embargo esta fue de 30,2 °C aproximadamente,

reduciendo esta posibilidad (Veneziano et al., 2006). Además, se podría haber elegido un nuevo procedimiento de colocación de los electrodos (Barbero et al., 2012), sin embargo esta limitación puede ser compensada usando un protocolo apareado. Por otra parte, hubo una falta de aleatorización en el orden de realización de la tarea del giro entre ambientes. Es importante citar que este estudio ha usado únicamente sEMG y no otras medidas cinemáticas o cinéticas que podrían ser relevantes en el movimiento del giro; por último, los resultados se aplican solo a sujetos jóvenes y sanos, imposibilitando poder generalizar los resultados a sujetos lesionados o ancianos.

Conclusiones:

La tarea del giro es ampliamente usada tanto en programas de ejercicio terapéutico tanto en seco como en agua. Este estudio por primera vez compara las respuestas neuromusculares en sujetos sanos durante la realización de la tarea de giro de 180° en agua y en seco. La AM de los músculos del tronco y miembro inferior (VM, RF, GM, SO y RA) fue similar en agua en comparación con el seco, mientras que la AM del BF, TA y ES fue menor en el agua que en seco, durante la realización de la tarea de giro de 180°. Investigaciones futuras deben combinar el examen de datos cinéticos, cinemáticos y electromiográficos durante la tarea del giro en agua en diferentes poblaciones con el objetivo de establecer guías de rehabilitación acuática.

Bibliografía:

Akram, S. B., Frank, J. S., & Chenouri, S. (2010). Turning behavior in healthy older adults: Is there a preference for step versus spin turns? *Gait & Posture*, 31(1), 23–26.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.238>

- Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Kruel, L. F. M. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(6), 1157–1166. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1747-5>
- Barbero A, Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: Understanding surface electromyography and its applications*. Milán, New York: Springerlink (online).
- Barela, A. M. F., & Duarte, M. (2008). Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *18*(3), 446–454. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.10.008>
- Barela, A. M. F., Stolf, S. F., & Duarte, M. (2006). Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *16*(3), 250–256. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.013>
- Becker, B. E. (2009). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, *1*(9), 859–872. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.05.017>
- Bressel, E., Dolny, D. G., & Gibbons, M. (2011). Trunk muscle activity during exercises performed on land and in water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(10), 1927–1932. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318219dae7>
- Camilotti, B. M., Rodacki, A. L. F., Israel, V. L., & Fowler, N. E. (2009). Stature recovery after sitting on land and in water. *Manual Therapy*, *14*(6), 685–689. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.03.007>
- Castillo-Lozano, R., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). A comparison land-water environment of maximal voluntary isometric contraction during manual muscle testing through surface

- electromyography. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 5(1), 28.
<https://doi.org/10.1186/2052-1847-5-28>
- Chen, I.-H., Yang, Y.-R., Cheng, S.-J., & Wang, R.-Y. (2013). Differences in Kinematic and Electromyographic Characteristics Between Young and Older Adults During Circular Turning. *International Journal of Gerontology*, 7(3), 162–166.
<https://doi.org/10.1016/j.ijge.2013.01.003>
- Chevutschi, A., Lensel, G., Vaast, D., & Thevenon, A. (2007). An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *Journal of Physiological Anthropology*, 26(4), 467–473.
- Cochrane, T., Davey, R. C., & Matthes Edwards, S. M. (2005). Randomised controlled trial of the cost-effectiveness of water-based therapy for lower limb osteoarthritis. *Health Technology Assessment (Winchester, England)*, 9(31), iii–iv, ix–xi, 1-114.
- Courtine, G., Papaxanthis, C., & Schieppati, M. (2006). Coordinated modulation of locomotor muscle synergies constructs straight-ahead and curvilinear walking in humans. *Experimental Brain Research*, 170(3), 320–335. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0215-7>
- Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns. *The European Journal of Neuroscience*, 18(1), 191–205.
- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C., Formosa, D., & Burkett, B. (2013). Electromyographic responses during time get up and go test in water (wTUG). *SpringerPlus*, 2(1), 217.
<https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-217>
- Cuesta-Vargas, A. I., & Cano-Herrera, C. L. (2014). Surface electromyography during physical exercise in water: a systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 15. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-6-15>

- Cuesta-Vargas, A. I., Cano-Herrera, C. L., & Heywood, S. (2013). Analysis of the neuromuscular activity during rising from a chair in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(6), 1446–1450. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.001>
- Cumming, R. G., & Klineberg, R. J. (1994). Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(7), 774–778.
- Edlich, R. F., Towler, M. A., Goitz, R. J., Wilder, R. P., Buschbacher, L. P., Morgan, R. F., & Thacker, J. G. (1987). Bioengineering principles of hydrotherapy. *The Journal of Burn Care & Rehabilitation*, 8(6), 580–584.
- Fuller, J. R., Adkin, A. L., & Vallis, L. A. (2007). Strategies used by older adults to change travel direction. *Gait & Posture*, 25(3), 393–400. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.013>
- Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K., & Orendurff, M. S. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait & Posture*, 25(2), 289–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.003>
- Glaister, B. C., Orendurff, M. S., Schoen, J. A., Bernatz, G. C., & Klute, G. K. (2008). Ground reaction forces and impulses during a transient turning maneuver. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 3090–3093. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.022>
- Hale, L. A., Waters, D., & Herbison, P. (2012). A randomized controlled trial to investigate the effects of water-based exercise to improve falls risk and physical function in older adults with lower-extremity osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(1), 27–34. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.08.004>
- Harrison, R., & Bulstrode, S. (1987). Percentage weight-bearing during partial immersion. *Physiothe Practice*, 3(1), 60–63.

- Haupenthal, A., Ruschel, C., Hubert, M., de Brito Fontana, H., & Roesler, H. (2010). Loading forces in shallow water running in two levels of immersion. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(7), 664–669. <https://doi.org/10.2340/16501977-0587>
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82(9), 866–879.
- Kalpakcioglu, B., Candir, F., Bernateck, M., Gutenbrunner, C., & Fischer, M. J. (2009). Does local immersion in thermo-neutral bath influence surface EMG measurements? Results of an experimental trial. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e550-553. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.006>
- Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., & Nomura, T. (2009). EMG activity of hip and trunk muscles during deep-water running. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1064–1070. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.001>
- Lin, J. C., Kuo, F.-C., Hong, C.-Z., & Liao, B.-Y. (2014). Kinematic variability of the head, lumbar spine and knee during the “walk and turn to sit down” task in older and young adults. *Gait & Posture*, 39(1), 272–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.129>
- Masumoto, K., Shono, T., Hotta, N., & Fujishima, K. (2008). Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(4), 581–590. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.009>
- Masumoto, K., Takasugi, S., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2005). Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. *European*

Journal of Applied Physiology, 94(1–2), 54–61. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1288-x>

Masumoto, K., Takasugi, S.-I., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwamoto, Y. (2004). Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23(4), 119–127.

Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(2), 122–134. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.08.006>

Oh, S., Lim, J.-M., Kim, Y., Kim, M., Song, W., & Yoon, B. (2015). Comparison of the effects of water- and land-based exercises on the physical function and quality of life in community-dwelling elderly people with history of falling: a single-blind, randomized controlled trial. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 60(2), 288–293. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2014.11.001>

Oliveira, L. C., Trócoli, T. O., Kanashiro, M. S., Braga, D., & Cyrillo, F. N. (2014). Electromyographic analysis of rectus femoris activity during seated to standing position and walking in water and on dry land in healthy children and children with cerebral palsy. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.08.008>

Orendurff, M. S., Segal, A. D., Berge, J. S., Flick, K. C., Spanier, D., & Klute, G. K. (2006). The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path. *Gait & Posture*, 23(1), 106–111. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.12.008>

- Orselli, M. I. V., & Duarte, M. (2011). Joint forces and torques when walking in shallow water. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1170–1175. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.017>
- Patla, A. E., Prentice, S. D., Robinson, C., & Neufeld, J. (1991). Visual control of locomotion: strategies for changing direction and for going over obstacles. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 17(3), 603–634.
- Perotto, A., Delagi, E., Lazwetti, J., & Morrison, D. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer: The limbs and the trunk* (4^o ed.). Springfield: Charles C. Thomas.
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Krueel, L. F. M. (2010). Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 110(5), 1075–1082. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1598-0>
- Rogers, M. A., Phillips, J. G., Bradshaw, J. L., Iansek, R., & Jones, D. (1998). Provision of external cues and movement sequencing in Parkinson's disease. *Motor Control*, 2(2), 125–132.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1085–1091. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.008>
- Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproducibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(1), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.004>
- Thigpen, M. T., Light, K. E., Creel, G. L., & Flynn, S. M. (2000). Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Physical Therapy*, 80(12), 1174–1187.

- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, *319*(26), 1701–1707. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>
- Triplett, N. T., Colado, J. C., Benavent, J., Alakhdar, Y., Madera, J., Gonzalez, L. M., & Tella, V. (2009). Concentric and impact forces of single-leg jumps in an aquatic environment versus on land. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(9), 1790–1796. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a252b7>
- Veneziano, W. H., da Rocha, A. F., Gonçalves, C. A., Pena, A. G., Carmo, J. C., Nascimento, F. a. O., & Rainoldi, A. (2006). Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *44*(4), 348–351. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0039-z>
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. *Physiological Measurement*, *32*(12), 2003–2018. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/12/009>



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

5. Masaje profundo instrumentado: Una revisión sistemática.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 5 se encuentra bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación:

The Journal of Alternative and Complementary Medicine



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

Objectives: Nowadays, Instrumented deep massage (IDM) is widely used, but its scientific evidence is unknown, so this area of knowledge is emerging as an important section in the field of physiotherapy and there is enough diversity in the different names and techniques used in manual physiotherapy about IDM. To the authors' knowledge, there are no secondary documents, Clinical practice guidelines and/or Systematic reviews regarding the effectiveness of manual physiotherapy using IDM. This review aims to assess the effectiveness, feasibility and safety of IDM.

Methods: A literature search was performed to identify studies using IDM.

Results: Five true experimental studies, one case report and one preclinical and randomized trial were systematically and methodologically analyzed. Sample size, IDM approach used and its safety, and musculoskeletal disorders of the participants, and outcome measures assessed were studied for each paper. The clinical contribution of the paper was evaluated.

Conclusions: Strong evidence exists about effectiveness of IDM using a HT-Bar in patients suffering subacute and chronic low back pain, as well as IDM using Diacutaneous Fibrolysis in subjects with subacromial impingement syndrome. In other locations like triceps surae or trapezius, only physiological inferences or preclinical studies exist. Other aspects like assessment of the instruments by the physiotherapist are insufficient, and objective measures regarding goodness or limitations of instruments in comparison to manual techniques are necessary to be established.

PROSPERO registration: CRD42015027217.

Search terms: Instrumented-massage, manual therapy, physiotherapy.

Resumen:

Objetivos: En la actualidad, el masaje profundo instrumentado (IDM) es ampliamente usado, pero su evidencia científica es desconocida, debido a esto, es un área de conocimiento que está surgiendo como una sección importante en el campo de la fisioterapia, habiendo bastante diversidad en los diferentes nombres y técnicas usadas en la fisioterapia manual acerca del IDM. Para el conocimiento de los autores, no hay documentos secundarios, guías de práctica clínica y/o revisiones sistemáticas acerca de la efectividad de la fisioterapia manual usando IDM. Esta revisión tiene el objetivo de valorar la efectividad, factibilidad y seguridad del IDM.

Métodos: Una búsqueda bibliográfica fue realizada para identificar los estudios que usaran IDM.

Resultados: Cinco estudios experimentales puros, un estudio de caso y un ensayo aleatorio preclínico fueron analizados sistemática y metodológicamente. El tamaño muestral, el método de IDM usado y su seguridad, las lesiones musculoesqueléticas de los participantes, y las variables de resultados fueron estudiados por cada artículo. La contribución clínica de cada estudio fue evaluada.

Conclusiones: Existe evidencia fuerte acerca de la efectividad del IDM usando una barra HT en pacientes que sufren dolor lumbar bajo subagudo y crónico, así como del IDM usando Fibrólisis Diacutánea en sujetos con síndrome de pinzamiento subacromial. En otras localizaciones como el tríceps sural o el trapecio, solo existen inferencias fisiológicas o estudios preclínicos. Otros aspectos como la evaluación de los instrumentos por parte de los fisioterapeutas son insuficientes, y medidas objetivas acerca de las bondades o limitaciones de los instrumentos en comparación con técnicas manuales necesitan ser establecidas.

Registro en PROSPERO: CRD42015027217.

Palabras clave: Masaje instrumentado, terapia manual, fisioterapia.

Introducción:

La terapia manual es la aplicación de una fuerza con un fin terapéutico usando las manos (Smith, 2007), llevado a cabo desde la antigüedad (Paris, 2000). Hay numerosos métodos de terapia manual; los cuales incluyen el masaje (Smith, 2007), siendo este también uno de los métodos más antiguos de tratamiento (Yoon et al., 2012). El masaje ha progresado a través de la historia. Y de hecho, actualmente, se practican alrededor del mundo más de 75 tipos de masaje (Gailey & Raya, 2001) y es en la práctica clínica de fisioterapia, donde juega un rol principal en el tratamiento de pacientes con lesiones musculoesqueléticas (Bervoets et al., 2015).

El masaje es usado con el objetivo de proporcionar efectos mecánicos, fisiológicos y neurológicos beneficiosos (Weerapong et al., 2005). Los mecanismos de acción específicos del masaje terapéutico se desconocen, pero numerosas respuestas fisiológicas del masaje terapéutico han sido argumentadas, como el aumento del flujo linfático, un cambio desde una respuesta simpática a una parasimpática, prevención de la fibrosis, mayor aclaramiento del lactato en sangre, y efectos en el sistema inmunológico, cognición y dolor (Bervoets et al., 2015). El masaje parece producir cambios biomecánicos locales, produciendo un aumento de la actividad neural a nivel de la médula espinal y núcleos subcorticales, los cuales podrían afectar a la percepción del dolor y al estado de ánimo (Sagar et al., 2007) a través del incremento de la serotonina y las endorfinas (Moyer et al., 2004). Por otra parte, el masaje manual ha demostrado su efectividad reduciendo el dolor y mejorando la funcionalidad recientemente, principalmente en personas con dolor lumbar bajo, dolor de hombro u osteoartritis de rodilla (Bervoets et al., 2015).

Las técnicas manuales y de masaje en fisioterapia han usado diferentes instrumentos para facilitar su objetivo desde la antigüedad (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013). Incluso, recientemente, el panel de Ottawa ha definido el masaje como “la manipulación de los tejidos

blandos o de las articulaciones usando las manos o algún dispositivo portátil” (Brosseau et al., 2012; Brosseau et al., 2012), incluyendo métodos como la manipulación espinal y el uso de dispositivos mecánicos (Bervoets et al., 2015).

Hay bastante diversidad en cuanto a los diferentes nombres y técnicas usadas en la fisioterapia manual acerca del masaje profundo instrumentado (IDM). Actualmente, el IDM es ampliamente usado, pero su evidencia científica es desconocida, por lo que esta área de conocimiento está surgiendo como una sección importante dentro del campo de la fisioterapia (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013).

El masaje de fricción transversa, realizado al menos, con 3-4 kg/cm² se supone que disminuye las adherencias y rompe los tejidos cicatrizales (Patiño et al., 1999). Presumiblemente, el endurecimiento muscular es el efecto residual de una respuesta inflamatoria incompleta antes de que el proceso de cicatrización alcance las fase de reparación y/o regeneración (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013; Farasyn et al., 2008; Farasyn & Meeusen, 2007; Farasyn et al., 2006).

Para el conocimiento de los autores, no hay documentos secundarios, guías de práctica clínica (declaración AGREE) y/o revisiones sistemáticas (declaración PRISMA) acerca de la efectividad de la fisioterapia manual usando el IDM. Esta revisión tiene el objetivo de evaluar la efectividad, factibilidad y seguridad del IDM.

Métodos:

Bases de datos:

Una búsqueda bibliográfica fue realizada para identificar los estudios primarios relevantes acerca del IDM. Las principales bases de datos fueron examinadas (Pubmed, PEDro, Scopus, CINAHL, SPORTDiscus, IME, ISOC). La búsqueda en las bases de datos usó una combinación de

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

palabras clave y límites de búsqueda (1999-2015), los cuales se presentan en la Tabla 1. El manuscrito se adhiere a las directrices PRISMA para la realización de revisiones sistemáticas.

Tabla 1. Palabras clave y límites de la búsqueda sistemática.

| Palabras clave | Límites de búsqueda |
|-----------------------------|--|
| Diacutaneous Fibrolysis | Humanos and animales |
| Deep Cross-Friction Massage | English |
| Bar-T massage | Estudios publicados en los últimos 15 años (1999-2015) |
| HandGrip T-bar | |

Diacutaneuos Fibrolysis = Fibrólisis Diacutánea, Deep Cross-Friction Massage = Masaje profundo de fricción transversa, Bar-T massage = masaje con barra T, HandGrip T-bar = Barra T de agarre manual.

Revisión sistemática y número de registro:

Un protocolo detallado de la revisión fue realizado por los autores y registrado en PROSPERO (número de registro: CRD42015027217).

Selección de los estudios o criterios de elección:

Los estudios que fueron seleccionados fueron aquellos que hicieron una comparación de los efectos o eficacia en humanos y animales los cuales recibieron un IDM y otras técnicas.

Evaluación de los estudios y métodos de síntesis

La selección final fue realizada basada en el título o en el resumen de cada artículo. Nosotros excluimos y retiramos los documentos de información con fines educativos y los de opiniones de expertos. Dos revisores independientes completaron la evaluación crítica, con una resolución hecha en consenso de los desacuerdos. Los estudios fueron críticamente evaluados usando la herramienta *Critical Appraisal Skills Program* en español (CASPe) para la comparación de estudios; más detalles pueden obtenerse en la web siguiente: <http://www.redscape.org/moodle/>. El criterio de evaluación no fue aplicado a las actas de congresos o estudios que presentaran solo el resumen porque su brevedad limitaba la obtención de detalles metodológicos. Dos revisores independientes (CV y CH) llevaron a cabo la evaluación crítica.

Resultados:

Ciento cuarenta y nueve artículos fueron encontrados en la búsqueda electrónica y cincuenta y seis de ellos fueron examinados después de realizar una selección basada en el título y el resumen. Fueron encontrados quince artículos relevantes en las bases de datos. Catorce estudios originales fueron examinados después de la selección basada en la lectura del texto completo y 7 fueron excluidos por no alcanzar los criterios necesarios (Figura 1). No hubo desacuerdos irresolubles entre los autores. Cinco de los 7 estudios obtuvieron una puntuación mayor de 4, aunque la herramienta CASPe utilizada para la evaluación crítica no era un criterio de eliminación. Los resultados de esta revisión se muestran en la Tabla 2, en orden cronológico. La Tabla 2 muestra un resumen de los efectos clínicos entre diferentes procedimientos de IDM y otros métodos de tratamiento con los que se realiza una comparación. Hay mucha variabilidad en cuanto a los métodos de IDM, variables de resultados

obtenidas o sesiones realizadas por lo que la realización del análisis estadístico para evaluar los efectos clínicos del IDM fue heterogénea, pero debido a esa heterogeneidad de parámetros, esta información fue incluida con más detalles en la columna de contribución clínica en la Tabla 2.

Figura 17. Diagrama de flujo de la selección de los estudios.

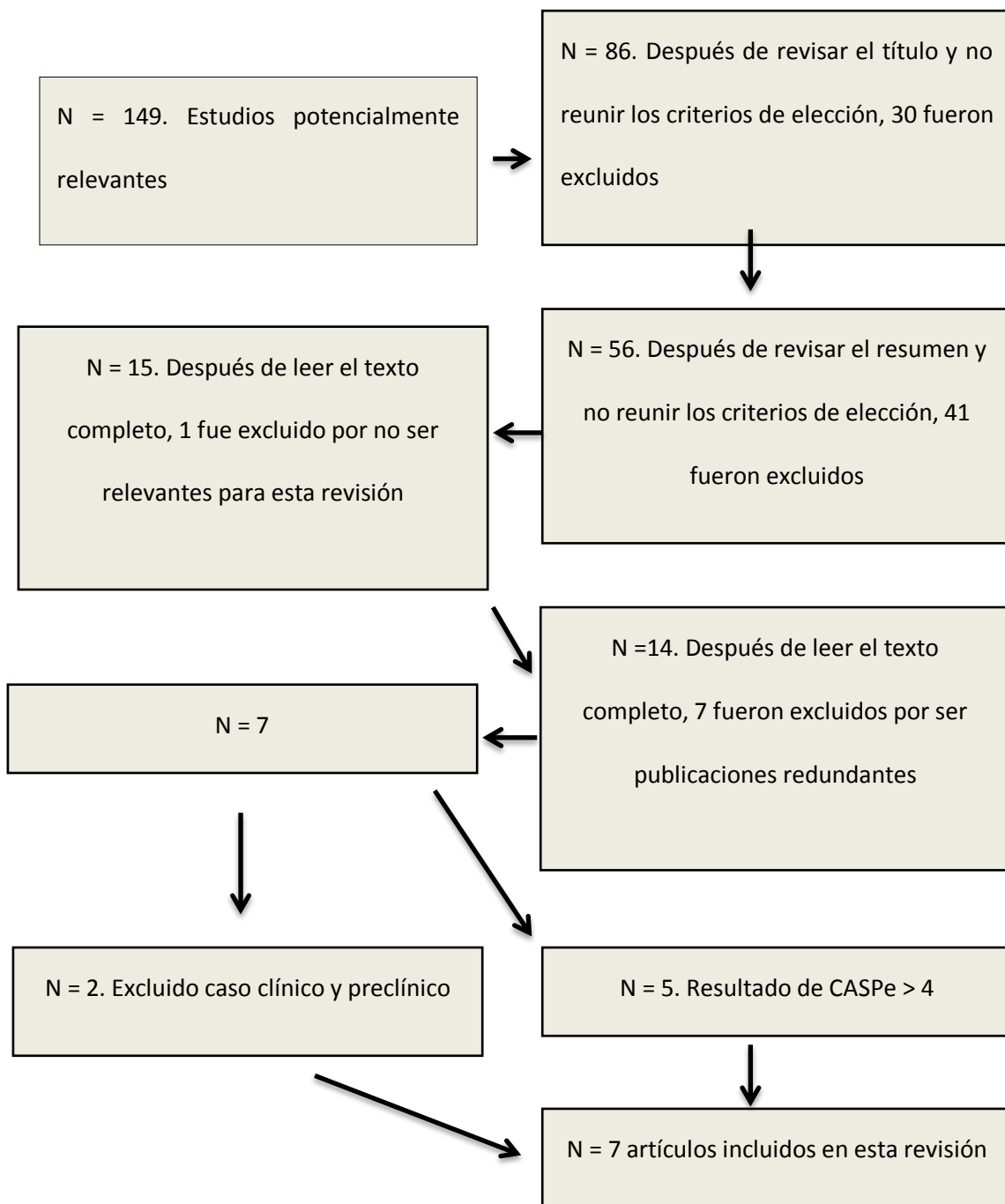


Tabla 2. Estudios revisados acerca del masaje profundo instrumentado.

| Estudio | Sujetos | Grupo IDM | Grupo de comparación | Variables | Evaluación | Contribución clínica |
|----------------------|---|---|---|---|--|---|
| [Barra et al., 2013] | N = 120 humanos con síndrome de pinzamiento subacromial | 6 sesiones (2 / semana) de tratamiento con Fibrólisis Diacutánea. El gancho se aplicó lo más profundamente posible siguiendo el septo intermuscular entre los músculos siguientes: Trapecio, romboides mayor, romboides menor, elevador de la escápula, infraespino, redondo menor, redondo mayor, cabeza larga del tríceps braquial, deltoides, pectoral mayor y tendón de la porción larga del bíceps braquial en una | Grupo placebo: 6 sesiones (2 / semana) de un tratamiento o placebo de Fibrólisis Diacutánea + 15 sesiones del tratamiento o protocolo. Grupo control: 15 sesiones (5 / semana) del tratamiento o protocolo. | Variable primaria: Intensidad del dolor (PVAS). Variable secundaria: Estado funcional (Puntuación del Constant-Murley abreviado) y AROM del hombro (flexión, extensión, abducción, rotación externa e interna) | Pre-tratamiento, post-tratamiento y a los 3 meses de seguimiento | La comparación a corto plazo entre grupos mostró una mejora estadísticamente significativa en el estado funcional y en la movilidad de rotación externa con relevancia clínica moderada en el estado funcional y los movimientos de flexión y rotación externa. La comparación a medio plazo no mostró diferencias estadísticamente significativas. Los grupos de intervención y placebo mostraron mejoras estadísticamente significativas en todas las variables |

| | | | | | | |
|-------------------------------|---|--|---|--|-----------|--|
| | | <p>dirección centrípeta hacia la localización del dolor.</p> <p>+ 15 sesiones (5 / semana) de un tratamiento o protocolizado (ejercicio terapéutico , electroterapia analgésica y crioterapia)</p> | | | | medidas con respecto a la línea base, en la valoración después del tratamiento |
| [Martins et al., 2003] | n = 50 ratas sometidas a 3 semanas de inmovilización de la articulación tibiotarsiana | 3 sesiones / día con un minuto de intervalo entre sesiones, y 5 días / semana durante 3 semanas de un tratamiento de Fibrólisis Diacutánea en el tríceps sural | <p>Grupo control: Ratas no inmovilizadas y no tratadas.</p> <p>Grupo de comparación: 3 semanas de inmovilización.</p> <p>Grupo de comparación: 3 semanas de inmovilización y 3 semanas sin inmovilización.</p> <p>Grupo de comparación: 3 semanas</p> | Análisis del sarcómero, reacción de la cadena de polimerasa, análisis de la densidad del tejido conjuntivo y análisis de las metaloproteinasas de la matriz extracelular | No citado | No obtenidos (Hipótesis) |

| | | | | | | |
|----------------------------|---|---|---|--|--|---|
| | | | | | | de inmovilizac ión y 3 semanas de estiramien to s |
| [Yoon et al., 2012] | n = 22 humanos con dolor lumbar bajo crónico | 6 sesiones (3 / semana) de Roptrotera pia, que consistía en masaje profundo de fricción transversa durante 20 minutos usando una barra HT en la región toracolumb ar (T6-L3) y los músculos de la cadera incluyendo la región donde cada paciente se quejaba de dolor. La presión fue mantenida al nivel que los pacientes fueran capaz de tolerar, dentro del rango de 5 a 10 kg/cm ² | Grupo de comparaci ón: 10 sesiones (5 / semana) de estimulaci ón eléctrica de alta frecuencia usando un aparato TENS portátil (100 Hz, pulsos rectangula res y de 250 µs, a la máxima intensidad de la estimulaci ón eléctrica tolerada) con dos electrodos localizados en las regiones donde los pacientes tenían dolor | PNRS, ODI, RMDQ, además de un cuestionario acerca de la utilidad, efecto y conveniencia de la barra HT para los terapeutas | Pre- tratamie nto, post- tratamie nto y a las dos semanas de seguimie nto | Ambos grupos mostraron una disminución significativa en las tres variables inmediatame nte después del tratamiento y a las dos semanas de seguimiento e comparación con la línea base. No hubo diferencias inter-grupo entre la línea base y las variables de resultados inmediatame nte después del tratamiento. Hubo solo diferencias en el ODI entre-grupos al finalizar el tratamiento y a las dos semanas de seguimiento. Más del 80% de los terapeutas |

| | | | | | | |
|---|---|--|---|--|------------------------------------|--|
| | | | | | | que respondieron al cuestionario acerca de la nueva Barra HT desarrollada respondieron que ésta era un aparato útil, efectivo en el tratamiento de pacientes y más conveniente que los aparatos de masaje convencionales |
| [Montañez-Aguilera et al., 2011] | n = 1 humano con dolor de cuello | Una sesión única de 90 segundos de fricción con el Richelli's Painrelieve r™ sobre un MTrP del trapecio superior derecho | No hubo | AROM del cuello, actividad eléctrica basal del músculo trapecio superior derecho y tolerancia a la presión | Pre-tratamiento y post-tratamiento | Una disminución en la actividad eléctrica basal y un aumento en la tolerancia a la presión del músculo trapecio, pero no hubo cambios en el AROM del raquis cervical |
| [Barra et al., 2011] | n = 50 humanos con hombro doloroso de origen periarticular (excluyendo la capsulitis) | Una única sesión de 15 minutos de un tratamiento con Fibrólisis Diacutánea. El gancho fue aplicado lo | Grupo placebo: Una única sesión de 15 minutos de un tratamiento o placebo con Fibrólisis Diacutánea | AROM máximo de la flexión, extensión, abducción y rotaciones de hombro; PVAS en la posición de rotación interna del brazo, | Pre-tratamiento y post-tratamiento | Después de la sesión, el grupo de intervención mostró mejoras significativas en los movimientos de flexión, abducción y rotación |

| | | | | | | |
|---------------------------------------|---|---|---|---|---|--|
| | adhesiva) | más profundam ente posible siguiendo el septo intermuscul ar de los músculos de la escápula , la región lateral del hombro y el brazo y la cara anterior del hombro y pecho | a siguiendo el mismo protocolo | además de una escala de percepción del participante acerca de la técnica en términos de confort y resultados | | interna con respecto al grupo placebo. El grupo de intervención mostró una mejora significativa en la intensidad del dolor, de los movimientos de flexión, abducción y rotación interna al finalizar la sesión en comparación con la línea base. Resultados similares se muestran en términos de confort en ambos grupos, sin embargo en los términos de resultados la puntuación es mayor en el grupo de intervención |
| [Farasyn et al., 2007] | n = 60 humanos con dolor lumbar bajo inespecífico o subagudo | Una sesión única de 30 minutos de Roptrotera pia en la que se aplicó un masaje profundo de fricción transversa con una barra T | Grupo placebo: Una sesión de 30 minutos de Endermolo gía, aplicada en la misma región. | PPT en el erector espinal, al nivel de la apófisis espinosa de L1 y L3, además del glúteo máximo; PVAS y ODI. | Pre- tratamie nto y a una semana de seguimie nto | Después del tratamiento, los valores medios del PPT en el erector espinal (a ambos niveles) fueron significativam ente mayores en el grupo |

| | | | | | | |
|--------------------------------------|---------------------------------------|---|---|--|-----------------------------------|--|
| | | <p>hecha de bronce sobre la parte media y baja de la espalda (T6-L3) y nalgas. La presión fue mantenida a un nivel al que los pacientes fueran capaces de soportar en el rango de 5-10 kg/cm².</p> | <p>Grupo control: No se aplicó ningún tratamiento</p> | | | <p>de intervención en comparación al grupo control. Los valores medios de la PVAS y del ODI del grupo de intervención fueron significativamente menores que aquellos obtenidos en los grupos placebo y control.</p> <p>Desde los valores obtenidos antes del tratamiento a una semana de seguimiento, solo el grupo de intervención mostró un aumento significativo del PPT en el erector espinal (a ambos niveles) y una disminución significativa en la PVAS y ODI</p> |
| [Farasyn & Meeusen, 2007] | n = 111 humanos con dolor lumbar bajo | 3 sesiones (1 / semana) de Roptrotera pia, que | Grupo placebo: Una sesión única de 30 | ODI, PVAS y PPT en erector espinal (a nivel de L1, | Grupos de intervención y placebo: | El grupo placebo no mostró cambios en ninguna de |

| | | | | | |
|-----------------------|--|---|---|---|--|
| inespecífico subagudo | <p>consistía en un masaje profundo de fricción transversa durante 30 minutos con una barra T de bronce aplicado en la zona media y baja de la espalda y las nalgas.</p> <p>La presión fue mantenida a un nivel al que los pacientes fueran capaces de soportar en el rango de 5-10 kg/cm²</p> | <p>minutos de Endermología en la primera semana, y 3 sesiones (1 / semana) de Roprotroterapia siguiendo el mismo protocolo.</p> <p>Grupo control: Sujetos sanos y controles</p> | <p>L3 y L5), glúteo máximo y tríceps braquial</p> | <p>Línea base, pre-sesión y 30 minutos después de la sesión (solo en el grupo placebo), y a los 3 meses de seguimiento.</p> <p>Grupo control: Al inicio del estudio</p> | <p>las variables examinadas entre la evaluación antes de la sesión y a los 30 minutos después de la sesión.</p> <p>El grupo de intervención mostró un aumento significativo del PPT, mientras que la ODI y PVAS disminuyeron significativamente en comparación a la evaluación previa a la primera, segunda y tercera sesión y a la valoración tras finalizar las sesiones.</p> <p>El grupo de intervención mostró cambios positivos significativos y clínicamente relevantes en cada valoración semanal en todas las variables medidas.</p> <p>En la valoración a los tres meses de</p> |
|-----------------------|--|---|---|---|--|

| | |
|--|--|
| | <p>seguimiento, no se encontraron cambios significativos en el PPT entre el grupo de intervención, grupo placebo y grupo control. El grupo de intervención y el placebo no se tenían dolor en ese momento.</p> <p>No se observaron cambios en el PPT del tríceps braquial en ninguna de las valoraciones</p> |
|--|--|

Masaje profundo instrumentado (IDM), escala numérica del dolor (PNRS), Índice de discapacidad de Oswestry (ODI), Cuestionario de discapacidad de Roland & Morris (RMDQ), rango de movilidad activo (AROM), umbral de dolor a la presión (PPT), escala analógica visual de dolor (PVAS), punto gatillo miofascial (MTrP).

Discusión:

Cinco estudios experimentales puros, un estudio de caso y un artículo aleatorizado y preclínico fueron analizados sistemática y metodológicamente.

Ninguno de ellos informó de efectos adversos, aunque el estudio de caso sugirió cierto grado de incomodidad durante el tratamiento (Montañez-Aguilera et al., 2011) y un estudio experimental detalló que un paciente se quejó de incomodidad en la piel al principio de la primera sesión de IDM usando la barra HT, pero que el paciente no se volvió a quejar a partir de ese momento en las siguientes sesiones (Yoon et al., 2012). Por otra parte, en un estudio en el que se usaba la Fibrólisis Diacutánea, tres participantes se sintieron peor inmediatamente después de la realización de la terapia, uno describió que la técnica era incómoda y algunos de ellos tuvieron un eritema cutáneo leve después del tratamiento (Barra et al., 2011).

El estudio de caso de Montañez-Aguilera et al., 2011, analizó un tratamiento de un punto gatillo miofascial (MTrP) del trapecio superior usando un nuevo instrumento, el Richelli's Painreliever™ (Montañez-Aguilera et al., 2011). El Richelli's Painreliever™ es una herramienta hecha de resina con un cuerpo central y unos extremos de diferentes ángulos y tamaños, todos de bordes romos (Montañez-Aguilera et al., 2011). La intervención consistió en la aplicación de un IDM usando esta herramienta durante 90 segundos en el MTrP localizado del trapecio superior a una mujer de 38 años de edad con dolor de cuello. Después de la intervención, la actividad eléctrica basal del músculo trapecio (medida con electromiografía de superficie (sEMG)) disminuyó, mientras que la sensibilidad del MTrP (medida con un algómetro analógico de presión) aumentó. Pero no se obtuvieron cambios en la movilidad activa del raquis cervical. Se necesitan más estudios y mejores diseños para poder recomendar o rechazar este nuevo instrumento sobre los demás.

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

Dos estudios experimentales clínicos fueron publicados analizando los efectos de la Fibrólisis Diacutánea. La Fibrólisis Diacutánea se define como una técnica de fisioterapia no invasiva desarrollada siguiendo los principios de la Fricción Transversa Profunda de Cyriax para el tratamiento del dolor del sistema musculoesquelético (Barra et al., 2013). Esta técnica es aplicada por medio de un set de ganchos metálicos que finalizan en una espátula, con bordes biselados (Barra et al., 2011). El estudio de control y de placebo piloto y aleatorio acerca del hombro doloroso de Barra et al., 2011 tuvo una alta validez interna (9/10 de la lista de Delphi) (Barra et al., 2011). Mostraron un aumento significativo en la movilidad del hombro (flexión, abducción y rotación interna); mientras que no se observaron cambios en la intensidad del dolor. El estudio de control aleatorio sobre el síndrome de pinzamiento subacromial de Barra et al., 2013 con una validez interna de 6/10, también mostró una mejora en la movilidad del hombro (flexión y abducción), pero de la misma manera, no se generaron cambios en la intensidad del dolor (Barra et al., 2013).

En relación con los estudios acerca del uso de la Fibrólisis Diacutánea, se ha publicado un artículo preclínico y aleatorio por Martins et al., 2013 (Martins et al., 2013). El estudio mostró una hipótesis preclínica, en la que el tratamiento mediante Fibrólisis Diacutánea en ratas de laboratorio para tratar mecánicamente el tejido conectivo y muscular podría generar un efecto de mecanotransducción, mejorando la elasticidad muscular después de un período de inmovilización. Para el conocimiento de los autores, no se ha publicado el estudio clínico confirmado esta hipótesis.

Tres estudios clínicos fueron realizados con el objetivo de analizar los efectos del IDM usando una barra T; siguiendo el método de Roptroterapia, definido como una técnica de masaje profundo de fricción transversa con la ayuda de una barra T miofascial de bronce, realizado a un umbral de dolor tolerable y aplicando una fuerza compresiva de 5–10 kg/cm² (Farasyn, 2010). Todos ellos incluyeron sujetos que sufrían de dolor lumbar bajo (dos estudios en dolor lumbar bajo subagudo y uno en dolor lumbar bajo crónico). Mostraron una similar validez

interna (4-6/10 de la lista de Delphy). En el primer estudio, el cual fue un estudio piloto aleatorio de control y placebo (Farasyn et al., 2006) se mostró una disminución significativa en los valores de sensibilidad del dolor y discapacidad funcional. Un segundo estudio (Farasyn & Meeusen, 2007) mostró mejoras en la sensibilidad del dolor auto percibido, algometría y discapacidad; adicionalmente determinó la dosis de tratamiento basado en una mejor respuesta tras los análisis de los subgrupos, en las que se recomendó una sesión de 30 minutos cada semana en cada localización del dolor con una fuerza compresiva de 5-10 kg/cm² durante tres semanas. El presente estudio obtuvo un hallazgo importante, ya que no apareció respuesta de dolor después de la presión en el tríceps braquial, lo que proporcionó evidencia en contra de la teoría, aceptada hasta la fecha, de Simons (Farasyn et al., 2008; Simons, 1988). El tercer estudio clínico usó también el método de Roptroterapia, pero utilizando un nuevo diseño de la barra T, llamada *Hand Grip T-Bar* (barra HT), y construida de metal, PVC, piel y goma (Yoon et al., 2012). El estudio fue llevado a cabo en pacientes con dolor lumbar bajo crónico, y se mostraron los mismos resultados acerca del dolor y discapacidad, y también la misma disparidad en las respuestas periféricas (Yoon et al., 2012). Como resultado de esto, se ha argumentado una nueva hipótesis en relación al dolor referido muscular y su tratamiento (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013). En este caso, el dolor muscular referido puede deberse probablemente a la sensibilización periférica de los nociceptores, más que a un proceso de sensibilización central (Farasyn & Cuesta-Vargas, 2013). La hipótesis de la teoría de la “barrera-presión” se basa en hallazgos clínicos, aceptando que cada dolor muscular referido se origina primariamente en las estructuras musculares locales lesionadas, las cuales atrapan a los nervios periféricos sensitivos, produciendo una perturbación en la conducción nerviosa (Farasyn, 2007).

Entre otros procedimientos de terapia manual, el masaje de tejidos blandos provoca una carga alta en las muñecas, dedos y pulgares de los fisioterapeutas (Campo et al., 2008; Caragianis, 2002), incrementando el riesgo y la prevalencia de las lesiones musculoesqueléticas

relacionadas con el trabajo de estas articulaciones si los fisioterapeutas realizan esta técnica a 10 o más pacientes por día (Campo et al., 2008). Se ha estimado la necesidad del uso de aparatos apropiados durante la realización del masaje con el objetivo de minimizar el daño a los terapeutas (Yoon et al., 2012); y diferentes procedimientos usando IDM, como el Richelli's Painreliever™ o la Roptroterapia, se han descrito como métodos más ergonómicos y menos fatigantes para el terapeuta que otros tipos de masaje manual (Farasyn & Meeusen, 2007; Farasyn et al., 2006). Pero, el estudio de Yoon et al., 2012 fue el único el cual mostró, a parte de los resultados clínicos, un estudio observacional acerca de la utilidad, efecto y conveniencia de diferentes barras T durante el IDM a 19 fisioterapeutas (Yoon et al., 2012). De los cuales, 9 (47%) eligieron la barra HT como extremadamente útil; y 10 (50%) como extremadamente efectiva; además 16 de 19 fisioterapeutas eligieron el modelo 5 del cuestionario (Yoon et al., 2012).

Hay más estudios usando el IDM en el entorno de la práctica clínica, pero que no han sido incluidos en esta revisión sistemática porque no pudieron ser localizados durante la búsqueda sistemática, usando las palabras clave descritas. Existen dos estudios usando una técnica, llamada *Astym® Therapy*. La terapia *Astym®* es una técnica manual aplicada con instrumentos especiales (Kivlan et al., 2015). El primer artículo fue un estudio de control aleatorio sobre 90 pacientes diagnosticados de epicondilopatía, divididos en dos grupos (Sevier & Stegink-Jansen, 2015). El grupo de terapia *Astym®* recibió un protocolo realizado mediante la aplicación tópica de los instrumentos de una manera sistemática a través de la extremidad implicada, un programa de fortalecimiento excéntrico y estiramientos. El otro grupo realizó el mismo programa de fortalecimiento excéntrico y estiramientos. Después de 4 semanas de tratamiento, el grupo de terapia *Astym®* mostró una mayor reducción en la discapacidad y unas mayores ganancias en la fuerza máxima de prensión que el otro grupo; además estos resultados se mantuvieron después de 6 y 12 meses. Otro estudio de control aleatorio utilizando la terapia *Astym®* fue llevado a cabo en 45 sujetos que presentaban cierta debilidad

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

asociada a diferentes lesiones musculoesqueléticas en la extremidad inferior (10% de déficit en comparación con el lado sano) (Kivlan et al., 2015). Se dividió la muestra en tres grupos: el grupo de terapia Astym®, que recibió un protocolo en los músculos de la cadera y del miembro inferior del lado afectado; el grupo placebo, que recibió una terapia Astym® placebo; y el grupo control, que no recibió ningún tratamiento. El estudio mostró un incremento agudo y significativo de la producción de fuerza máxima durante un test de *squat* isométrico en apoyo monopodal únicamente en el grupo que recibió la terapia Astym®.

Limitaciones:

Una posible limitación de esta revisión fue que no se llevó a cabo una búsqueda de estudios sin publicar en esta área, y podría ser posible que estudios relevantes no se hayan encontrado. Finalmente los resultados de esta revisión están basados en un limitado número de estudios, con un limitado número de lesiones musculoesqueléticas evaluadas.

Conclusiones:

Existe evidencia fuerte acerca de la efectividad del IDM usando una barra HT en pacientes que sufren dolor lumbar bajo subagudo y crónico, así como del IDM usando Fibrólisis Diacutánea en sujetos con síndrome de pinzamiento subacromial u hombro doloroso. En otras localizaciones como el tríceps sural o el trapecio, solo existen inferencias fisiológicas o estudios preclínicos, las cuales nos hacen sospechar de que cuando se desarrolle la adecuada evidencia, los resultados serán similares en términos subjetivos de dolor y términos objetivos según los test de algometría y discapacidad. Otros aspectos como la evaluación de los instrumentos por parte de los fisioterapeutas son insuficientes, y medidas objetivas acerca de las bondades o

limitaciones de los instrumentos en comparación con técnicas manuales necesitan ser establecidas.

Bibliografía:

Barra, M. E., López, C., Fernández, G., Murillo, E., Villar, E., & Raya, L. (2011). The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 25(4), 339–348.

<https://doi.org/10.1177/0269215510385480>

Barra López, M. E., López de Celis, C., Fernández Jentsch, G., Raya de Cárdenas, L., Lucha López, M. O., & Tricás Moreno, J. M. (2013). Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: a randomised controlled trial. *Manual Therapy*, 18(5), 418–424.

<https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.006>

Bervoets, D. C., Luijsterburg, P. A. J., Alessie, J. J. N., Buijs, M. J., & Verhagen, A. P. (2015). Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review.

Journal of Physiotherapy, 61(3), 106–116.

<https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.05.018>

Brosseau, L., Wells, G. A., Poitras, S., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 424–455.

<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.002>

- Brosseau, L., Wells, G. A., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., Loew, L., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for neck pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(3), 300–325. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.001>
- Campo, M., Weiser, S., Koenig, K. L., & Nordin, M. (2008). Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: a prospective cohort study with 1-year follow-up. *Physical Therapy*, 88(5), 608–619. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070127>
- Caragianis, S. (2002). The prevalence of occupational injuries among hand therapists in Australia and New Zealand. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 15(3), 234–241.
- Farasyn, A. (2007). Referred muscle pain is primarily peripheral in origin: the “barrier-dam” theory. *Medical Hypotheses*, 68(1), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.05.063>
- Farasyn, A. (2010). Release of myofascial pain with deep cross-friction named “roptrotherapy.” *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, 3(1), 36–37.
- Farasyn, A., & Cuesta-Vargas, A. (2013). El dolor muscular referido es primariamente de origen periférico: la teoría de “barrera-presa.” *Revista de La Sociedad Española Del Dolor*, 20(6), 301–307. <https://doi.org/10.4321/S1134-80462013000600004>
- Farasyn, A. D., Meeusen, R., & Nijs, J. (2008). Validity of cross-friction algometry procedure in referred muscle pain syndromes: preliminary results of a new

referred pain provocation technique with the aid of a Fischer pressure algometer in patients with nonspecific low back pain. *The Clinical Journal of Pain*, 24(5), 456–462. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e3181643403>

Farasyn, A., & Meeusen, R. (2007). Effect of Roptrotherapy on Pressure-Pain Thresholds in Patients with Subacute Nonspecific Low Back Pain. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 15(1), 41–53. https://doi.org/10.1300/J094v15n01_06

Farasyn, A., Meeusen, R., & Nijs, J. (2006). A pilot randomized placebo-controlled trial of roptrotherapy in patients with subacute non-specific low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 19, 111–117.

Gailey RS, & Raya MA. (2001). Manual modalities. In Gonzalez EG, Myers SJ, Edelstein JE, Lieberman JS, & Downey JA (Eds.), *Downey and Darling's physiological basis of rehabilitation medicine* (3^a ed, pp. 761–776). Boston: Butterworth-Heinemann.

Kivlan, B. R., Carcia, C. R., Clemente, F. R., Phelps, A. L., & Martin, R. L. (2015). The effect of Astym(®) Therapy on muscle strength: a blinded, randomized, clinically controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1), 325. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0778-9>

Martins WR, Carvalho MM, Mota MR, Cipriano GFB, Mendes FAS, Diniz LR, ... Durigan JLQ. (2013). Diacutaneous fibrolysis versus passive stretching after articular immobilization: Muscle recovery and extracellular matrix remodelling. *OA Medical Hypothesis*, 1(2), 17. <https://doi.org/10.13172/2053-0781--2-1023>

Montañez-Aguilera FJ, Valtueña-Gimeno N, Chamón-Sánchez-de-los-Silos R, Martínez-Sanchís J, Barrios-Pitarque C, & Bosch-Morell F. (2011). Short-term efficacy of

Richelli's Painreliever on upper trapezius myofascial trigger point in a patient with neck pain- A case report, 3, 60–69.

Moyer, C. A., Rounds, J., & Hannum, J. W. (2004). A meta-analysis of massage therapy research. *Psychological Bulletin*, 130(1), 3–18. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.130.1.3>

Paris, S. V. (2000). A History of Manipulative Therapy Through the Ages and Up to the Current Controversy in the United States. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 8(2), 66–77. <https://doi.org/10.1179/106698100790819555>

Patiño, O., Novick, C., Merlo, A., & Benaim, F. (1999). Massage in hypertrophic scars. *The Journal of Burn Care & Rehabilitation*, 20(3), 268–271; discussion 267.

Sagar, S. M., Dryden, T., & Wong, R. K. (2007). Massage therapy for cancer patients: a reciprocal relationship between body and mind. *Current Oncology (Toronto, Ont.)*, 14(2), 45–56.

Sevier, T. L., & Stegink-Jansen, C. W. (2015). Astym treatment vs. eccentric exercise for lateral elbow tendinopathy: a randomized controlled clinical trial. *PeerJ*, 3, e967. <https://doi.org/10.7717/peerj.967>

Simons, D. G. (1988). Myofascial pain syndromes: where are we? Where are we going? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(3 Pt 1), 207–212.

Smith, A. R. (2007). Manual therapy: the historical, current, and future role in the treatment of pain. *TheScientificWorldJournal*, 7, 109–120. <https://doi.org/10.1100/tsw.2007.14>

Weerapong, P., Hume, P. A., & Kolt, G. S. (2005). The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 35(3), 235–256.

Yoon, Y.-S., Yu, K.-P., Lee, K. J., Kwak, S.-H., & Kim, J. Y. (2012). Development and application of a newly designed massage instrument for deep cross-friction massage in chronic non-specific low back pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(1), 55–65. <https://doi.org/10.5535/arm.2012.36.1.55>

6. Los efectos inmediatos de uso del Richelli's Painreliever™ sobre el punto gatillo miofascial del trapecio en pacientes con cervicalgia mecánica: un estudio de control aleatorio.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

El Artículo 6 se encuentra bajo revisión y pendiente de aprobación para su publicación:

Manual Therapy



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Abstract:

Background: There are several therapies currently used to treat myofascial trigger points, including conservative and invasive techniques. It has been shown that conservative techniques including therapeutic massage, stretching, transcutaneous electrical nerve stimulation, spray and stretch, cold laser treatment, and ultrasound are the most applied treatments for myofascial pain syndrome, but no single strategy has proved to be universally successful. Instrumented deep massage (IDM) has shown clinical effectiveness on shoulder pain, low back pain, and only one study (case report) on myofascial trigger points.

Objectives: This study aimed to verify the mechanical and clinical effects at short-term of IDM using the Richelli's Painreliever™ tool on myofascial trigger points of trapezius muscle in adult subjects with mechanical neck pain; and also to assess the cost-efficiency for the physiotherapist who implemented the procedure.

Design: Interventional, double-blind, randomized-controlled trial.

Method: The study included 31 volunteers with myofascial trigger points on right trapezius muscle. Clinical and patient data were obtained from questionnaires, Visual Analog Scale, algometry, sono-myoeleography, myotonometry, and clinical relevance evaluated using a semi-structured interview of the participant's perception of results. Also, physiotherapist's grip strength was measured. Subjects (n = 31) were randomly allocated to one of two groups (experimental or control group): Instrumented deep massage or non-instrumented massage. The intervention consisted in a single 20 minutes session of massage on the back and neck by the same therapist, depending of the group, massage was applied manually (control group) or instrumented with the Richelli's Painreliever™ tool (experimental group) .

Results: Within-groups analysis of immediately and one hour after the implementation of the massage in both groups did not show statistically differences in the outcome variables in

comparison with baseline. Between-groups analysis immediately after the implementation of massage showed a significant decrease in left hand grip strength of the physiotherapist in the non-instrumented massage group ($p > 0.04$), but other outcome variables, immediately and 1 hour after the massage remained unchanged in both groups. 87% of the participants of the IDM group reported subjective and relevant improvement on neck pain; 73% thought that the IDM could locate and proceed more deeply and specifically in pain areas than during a manual massage; and 100% of the participants would like to receive a second IDM in the future.

Conclusions: At short-term, a single-session of IDM using the Richelli's Painreliever™ tool provide similar effects on pain intensity, and mechanical properties of upper trapezius myofascial trigger point than a non-instrumented massage. By the other hand, IDM using the Richelli's Painreliever™ seems to be more ergonomic than a manual massage for the physiotherapist implementing the therapy. Further trials with a large sample, a long follow-up and several sessions of Richelli's Painreliever™ isolated or in combination with other therapeutic techniques are needed to confirm these preliminary results.

Keywords: Neck pain, myofascial pain syndrome, myofascial trigger point, instrumented massage, Richelli's Painreliever™.

Resumen:

Introducción: En la actualidad numerosas terapias son usadas para el tratamiento de los puntos gatillo miofasciales, incluyendo técnicas conservadoras e invasivas. Se ha comprobado que las técnicas conservadoras incluyendo el masaje terapéutico, estiramiento, estimulación eléctrica nerviosa transcutánea, *spray & stretch*, láser terapéutico y ultrasonidos son las técnicas de tratamiento más aplicadas para el manejo del síndrome de dolor miofascial, pero ninguna estrategia ha demostrado ser universalmente efectiva por sí sola. El masaje profundo instrumentado (IDM), por su parte, ha demostrado su efectividad clínica en el dolor de hombro, dolor de espalda y únicamente en un estudio (estudio de caso) sobre puntos gatillo miofasciales.

Objetivos: Este estudio buscó verificar los efectos mecánicos y clínicos a corto plazo del IDM usando la herramienta Richelli's Painreliever™ en los puntos gatillo miofasciales del músculo trapecio en sujetos adultos con cervicalgia mecánica; y además evaluar la ergonomía para el terapeuta que realizó el procedimiento.

Diseño: Un estudio de intervención, doble-ciego, aleatorio y controlado.

Métodos: El estudio incluyó 31 voluntarios con dolor de cuello y puntos gatillo miofasciales en el trapecio superior derecho. Los datos clínicos de los participantes fueron obtenidos mediante cuestionarios, Escala Visual Analógica, algometría, sono-elastografía, miotonometría, y la relevancia clínica fue evaluada usando una entrevista semiestructurada de la percepción del IDM. Además, se obtuvo la fuerza de presión del fisioterapeuta. Los sujetos (n = 31) fueron asignados aleatoriamente a uno de los dos grupos (grupo experimental o grupo control). La intervención consistió en una sesión única de masaje terapéutico en la espalda y cuello de 20 minutos de duración, realizada siempre por el mismo terapeuta; dependiendo del grupo

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

asignado, el masaje se aplicó manualmente (grupo control) o con el instrumento de masaje Richelli's Painreliever™ (grupo experimental).

Resultados: El análisis intra-grupo realizado inmediatamente y una hora después de la realización del masaje, no mostró diferencias estadísticamente significativas en las variables de estudio en comparación con la línea base en ninguno de los dos grupos. El análisis entre-grupos realizado inmediatamente después del masaje mostró una disminución en la fuerza prensil izquierda del fisioterapeuta en el grupo de masaje no instrumentado ($p < 0.04$), pero las demás variables de resultados, tanto inmediatamente como una hora después de la sesión fueron similares en ambos grupos. El 87% de los participantes en el grupo de IDM sintieron una mejoría subjetiva relevante en su dolor de cuello; el 73% pensaba que el IDM podía localizar y actuar más profundamente en una zona de dolor que durante el masaje no instrumentado; y el 100% de los participantes querría recibir de nuevo en el futuro un IDM.

Conclusiones: A corto plazo, una única sesión de IDM usando la herramienta de Richelli's Painreliever™ proporciona efectos similares en la intensidad del dolor, y en las propiedades mecánicas del punto gatillo miofascial del trapecio que los que se producen en un masaje no instrumentado. Por otra parte, el IDM usando la herramienta de Richelli's Painreliever™ parece ser más ergonómico para el fisioterapeuta que lleva a cabo el procedimiento. Estudios futuros con una muestra más amplia, seguimiento más largo y con un mayor número de sesiones de IDM con la herramienta de Richelli's Painreliever™, de manera aislada o en combinación con otras técnicas terapéuticas, son necesarias para confirmar estos resultados preliminares.

Palabras clave: Dolor de cuello, síndrome de dolor miofascial, punto gatillo miofascial, masaje instrumentado, Richelli's Painreliever™.

Introducción:

El dolor de cuello es un problema de salud común y de salud pública con un impacto social y económico considerable (Evans et al., 2012) afectando aproximadamente al 70% de la población en algún momento de sus vidas (Côté et al., 2004). A pesar de su alta prevalencia, la etiología del dolor de cuello permanece pobremente comprendida, complicando a los clínicos establecer un diagnóstico patológico preciso (Binder, 2007). La cervicalgia puede ser una fuente de discapacidad pudiendo necesitar tratamientos y recursos sanitarios (Brosseau et al., 2012). El dolor de cuello puede tener un origen muscular, traumático o neurológico (Cerezo-Téllez et al., 2016). En esta vía, la cervicalgia inespecífica, también llamada cervicalgia mecánica se define como el dolor cervical (con o sin irradiación) sin una causa patológica conocida que explique dicho dolor (Cerezo-Téllez et al., 2016). Los principales síntomas del dolor de cuello se localizan en la musculatura del trapecio y de la escápula (Jimbo et al., 2008). Recientemente diversos estudios han asociado la cervicalgia inespecífica al síndrome de dolor miofascial (Cerezo-Téllez et al., 2016); de hecho, un estudio reciente ha mostrado que los pacientes que sufren de cervicalgia crónica inespecífica, experimentan un síndrome de dolor miofascial en el 100% de los casos (Cerezo-Téllez et al., 2016). Los músculos más frecuentemente afectados fueron el trapecio superior, elevador de la escápula, multifídus y esplenio del cuello (Cerezo-Téllez et al., 2016), aunque se ha estipulado que el trapecio es el músculo que presenta con más frecuente puntos gatillo miofasciales (MTrPs) de entre todos los demás (Simons et al., 1999). El síndrome de dolor miofascial se define como una serie de signos y síntomas causados o relacionados con los MTrPs (Simons, 2004; Simons et al., 1999). El MTrP por su parte, puede ser definido como un nódulo hiperirritable de dolor focal a la presión en una banda tensa de un músculo esquelético con unas características específicas como que es doloroso a la compresión y que evoca un patrón característico de dolor referido, disfunción motora y fenómenos autonómicos (Simons, 2004; Simons et al., 1999).

A pesar de que la existencia de los MTrPs sigue siendo controvertida, estos proporcionan una base para el tratamiento (Tough et al., 2009). Hay numerosas terapias actualmente usadas para tratar MTrPs, que incluyen técnicas conservadoras e invasivas (Rodríguez-Mansilla et al., 2016). Se ha demostrado que las técnicas conservadoras incluyendo el masaje terapéutico, estiramiento, estimulación eléctrica nerviosa transcutánea (TENS), *spray & stretch*, láser terapéutico y los ultrasonidos (Jafri, 2014; León-Hernández et al., 2016) son los tratamientos más aplicados para el síndrome de dolor miofascial (Rodríguez-Mansilla et al., 2016), aunque ninguna estrategia ha demostrado ser universalmente efectiva por sí sola (Kalichman & Vulfsons, 2010). En los términos del masaje, hay numerosos métodos para relajar los MTrPs como la liberación rítmica pasiva, liberación rítmica activa, o la liberación mediante la presión del MTrP (Simons, 2004). El masaje terapéutico es particularmente interesante para el tratamiento de MTrPs activos debido a su disponibilidad, relativamente bajo coste, interés del paciente, informalidad y efectividad del tratamiento (Bodes-Pardo et al., 2013; Chatchawan et al., 2005; Delaney et al., 2002; Fernández-de-las-Peñas et al., 2006; Hanten et al., 2000; Hou et al., 2002); también para los MTrPs latentes (Aguilera et al., 2009; Trampas et al., 2010) y además es ampliamente usado en cervicalgia (Hoving et al., 2002).

Las técnicas populares del masaje terapéutico son el estiramiento manual, presión directa e isquémica, pinza rodado y fricción transversa; y pueden ser usadas en más de un estilo de masaje (Sherman et al., 2006). Los mecanismos de acción específicos del masaje terapéutico son desconocidos, sin embargo varias respuestas fisiológicas al masaje terapéutico han sido argumentadas; incluyendo un aumento del flujo linfático, un cambio desde una respuesta simpático a una parasimpática, prevención de la fibrosis, un incremento de la temperatura de la piel y efectos en el sistema inmunológico, cognición y dolor (Arroyo-Morales et al., 2009; Bervoets et al., 2015; Dryden et al., 2004; Moyer et al., 2004; Portillo-Soto et al., 2014). Sin embargo, el masaje no parece incrementar el flujo sanguíneo a los músculos (Crane et al., 2012; Hinds et al., 2004; Shoemaker et al., 1997; Tiidus & Shoemaker, 1995; Wiltshire et al.,

2010) o amplificar el aclaramiento del lactato sanguíneo (Clarkson & Sayers, 1999; Hemmings et al., 2000); aunque sigue existiendo cierta controversia en esto (Jafri, 2014; Mori et al., 2004; Wang et al., 2014).

Recientemente, el panel de Ottawa ha definido el masaje como “la manipulación de tejidos blandos y articulaciones usando las manos o un dispositivo portátil” (Brosseau et al., 2012, 2012). El masaje profundo instrumentado (IDM) ha demostrado su efectividad clínica en el dolor de hombro (Barra et al., 2013; Barra et al., 2011), dolor lumbar bajo (Farasyn & Meeusen, 2007; Farasyn et al., 2006; Yoon et al., 2012), y únicamente en un estudio (estudio de caso) en el MTrP del músculo trapecio (Montañez-Aguilera et al., 2011). Hay numerosos dispositivos portátiles que son usados por los fisioterapeutas para el IDM, y la herramienta de Richelli’s Painreliever™ es una de ellos. El Richelli’s Painreliever™ es una nueva herramienta realizada de resina con un cuerpo central y unos extremos de diferentes ángulos y tamaños, todos con el borde redondeado (Montañez-Aguilera et al., 2011). Aunque su uso clínico está extendiéndose entre los fisioterapeutas en España, existe muy poca evidencia de sus efectos terapéuticos, con un solo estudio de caso publicado.

Es necesario tener en cuenta que durante la realización del masaje terapéutico, los fisioterapeutas suelen usar sus manos, demostrándose que un 56.7% de ellos se han quejado alguna vez de dolor en hombros, muñecas y dedos; y que dicho dolor es proporcional al número de pacientes sobre los que implementan terapia manual al día (Hong, 2004). En relación a esto, diferentes métodos de IDM como el Richelli’s Painreliever™ o la Roptroterapia, han formulado la hipótesis de que el IDM es más ergonómico y menos fatigante para el terapeuta que otros tipos de masajes manuales (Farasyn & Meeusen, 2007; Farasyn et al., 2006; Montañez-Aguilera et al., 2011; Yoon et al., 2012), aunque hasta la fecha esta hipótesis no ha podido ser verificada.

El objetivo de este estudio fue comparar los efectos a corto plazo de una sesión única de IDM (usando el Richelli's Painreliever™) y de una sesión de masaje no instrumentado en la intensidad de dolor y las propiedades mecánicas del MTrP del trapecio superior en pacientes con cervicalgia mecánica; y además evaluar la fuerza prensil del fisioterapeuta que llevó a cabo el procedimiento.

Métodos:

Se llevó a cabo un estudio de control aleatorio de doble-ciego (investigador y evaluador) en la Unidad Docente Asistencial de Fisioterapia de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional (Universidad de Málaga) desde abril a julio de 2016. El Comité Ético de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia, Podología y Terapia Ocupacional (Universidad de Málaga) aprobó este estudio. El presente estudio fue llevado a cabo según los Principios Éticos para la Investigación Médica con Seres Humanos (Williams, 2008); y fue registrado en el sitio web del *US National Institutes of Health: ClinicalTrials.gov* (NCT02953236).

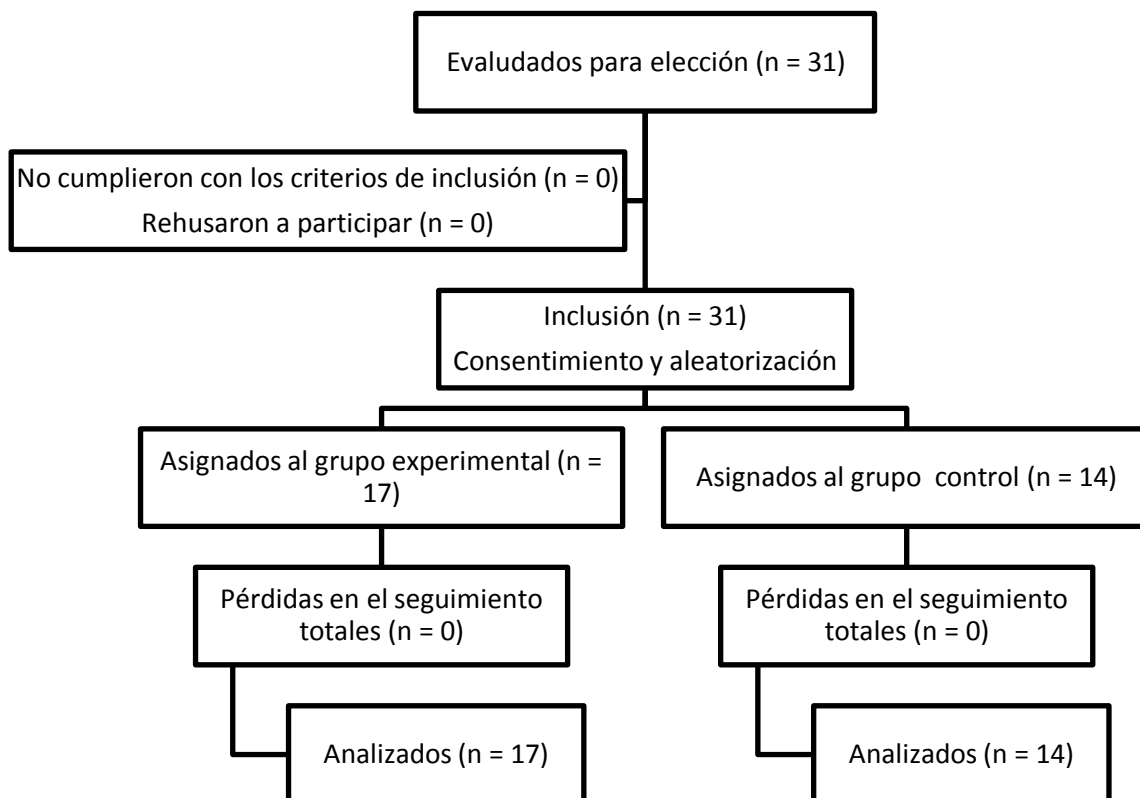
Los criterios de inclusión fueron los siguientes: pacientes de edades comprendidas entre 18 y 60 años que sufrieran cervicalgia mecánica, con la presencia de un MTrP en el músculo trapecio superior derecho y que mostraran su aprobación, firmando el consentimiento informado, para ser incluidos en el estudio. Los criterios de exclusión fueron los siguientes: 1) cervicalgia debida a una causa identificable (hernia de disco, fractura vertebral, cáncer metastásico, escoliosis severa, infección, estenosis vertebral, pérdida de peso inexplicable, espondilolistesis u osteoporosis), 2) enfermedad sistémica (enfermedad inflamatoria o neoplásica, o enfermedad cardiovascular o pulmonar severa), 3) cirugía previa de cuello, tronco o espalda, 4) haber recibido, en las últimas 4 semanas, otros tratamiento que pudieran interferir en el proceso, 5) haber recibido fisioterapia para su dolor de cuello en los últimos 7

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

días, 6) estar recibiendo quimioterapia o tratamiento antibiótico en la actualidad, 7) embarazo y 8) haber participado en cualquier otro estudio clínico en los últimos 30 días.

Un diagrama de flujo (siguiendo las directrices CONSORT) del reclutamiento de los participantes, desde el contacto inicial hasta el análisis de los resultados se presenta a continuación en la Figura 1. Treinta y un pacientes que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión fueron reclutados para el estudio. El consentimiento informado por escrito, de cada uno de ellos, se obtuvo antes del examen de la línea base.

Figura 18. Diagrama de flujo según las directrices CONSORT del proceso del estudio.



Protocolo del estudio:

Un fisioterapeuta fue el encargado de reclutar a los participantes, recoger los datos demográficos y de la línea base, evaluando las variables de resultados iniciales y asignando un número correlativo a cada participante. Posteriormente, un segundo fisioterapeuta, quien era la única persona que accedía a la lista de asignación aleatoria generado por un software de aleatorización, implementó la técnica en relación al grupo asignado según el número del participante. Después de que el participante recibiera el tratamiento, el primer fisioterapeuta, que seguía cegado a la técnica terapéutica usada, llevaba a cabo las valoraciones finales de las

variables de resultados. Esto resultaba en un procedimiento de ciego del investigador que estaba a cargo de las mediciones pero no para el participante o el fisioterapeuta que realizaba la intervención debido a que esta fue realizada de manera diferente (instrumentada o no instrumentada).

Examen de la línea base:

Se llevó a cabo una evaluación de los datos demográficos, la presencia o no de un MTrP en el músculo trapecio superior derecho, cuestionarios de discapacidad del cuello y de las variables del estudio iniciales en cada participante.

La localización y el diagnóstico del MTrP del músculo trapecio superior derecho se realizó siguiendo los criterios previamente establecidos (Gerwin et al., 1997; Simons et al., 1999): 1) presencia de una banda tensa palpable en el músculo esquelético, 2) presencia de un nódulo hiperirritable en la banda tensa, 3) respuesta de espasmo local provocada por la palpación de la banda tensa, y 4) reproducción del patrón típico de dolor referido del MTrP como respuesta a la compresión.

Dos cuestionarios se usaron para establecer la funcionalidad de los pacientes: 1) Índice de Funcionalidad de la Columna (*Spine Functional Index*) (SFI), el cual es un cuestionario recientemente desarrollado para la región de la espalda (Gabel et al., 2013); que ha mostrado unas propiedades clinimétricas altas tanto para características psicométricas y prácticas, incluyendo fiabilidad, validez, medida del error y consistencia interna además de brevedad, transferencia rápida a una puntuación sobre 100 o a un porcentaje, fácil de completar, etc. (Gabel et al., 2013). 2) Índice de Discapacidad del Cuello (*Neck Disability Index*) (NDI) que es la escala sobre el dolor de cuello más usada y más veces validada en cuanto a medidas múltiples de funcionalidad, y de signos y síntomas clínicos (Andrade et al., 2010; Vernon & Mior, 1991).

Las versiones en castellano, tanto del SFI (Cuesta-Vargas & Gabel, 2014) como del NDI (Andrade et al., 2010) han sido recientemente validadas.

Procedimiento de intervención:

Después del examen de la línea base, los pacientes fueron aleatoriamente asignados a uno de los dos grupos: el grupo experimental, o el grupo control. Para el procedimiento de intervención, los pacientes se colocaron sobre una camilla terapéutica en decúbito prono, con una postura neutral de su raquis cervical, los hombros en abducción de 90°, los codos flexionados 90° y con los antebrazos por fuera de la camilla a cada lado. En ambos grupos, el fisioterapeuta usó una crema de masaje (Enno Linn, Enraf, Rotterdam, Países Bajos) para lubricar la piel del participante.

En el grupo experimental, se llevó a cabo una sesión única de IDM durante 20 minutos usando la herramienta Richelli's Painreliever™. El Richelli's Painreliever™ es una nueva herramienta realizada de resina con un cuerpo central y unos extremos de diferentes ángulos y tamaños, todos con el borde redondeado; y su típica forma proporciona una posibilidad de realizar numerosas técnicas durante el IDM (Montañez-Aguilera et al., 2010) (Figura 2).

Figura 19. Richelli's Painreliever™.



El IDM fue realizado por un fisioterapeuta con 6 años de experiencia clínica y un año utilizando la herramienta Richelli's Painreliever™ en su práctica clínica. El IDM se llevaba a cabo de una manera protocolizada, con maniobras específicas de masaje desde la musculatura de la zona baja de la espalda hasta la cervical, tanto en el lado derecho, como en el izquierdo del cuerpo (Figura 3).

Figura 20. Técnica de aplicación en el músculo trapecio superior usando el Richelli's Painreliever™ durante el IDM.



La duración de las maniobras de masaje específicas permanecían constantes (Tabla 1) y la presión del masaje se mantenía al nivel al que el paciente fuera capaz de soportar.

Tabla 9. Las maniobras de masaje específicas, áreas corporales y su duración en el grupo experimental eran las mismas para cada paciente.

| Maniobras de masaje específicas | Músculos donde se intervenía | Duración |
|---------------------------------|-----------------------------------|---------------------------|
| Fricción longitudinal | Músculo paravertebral | 30 segundos por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo cuadrado lumbar | 30 segundos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo cuadrado lumbar | 30 segundos por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo paravertebral | 30 segundos por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo trapecio superior | 1 minuto por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo paravertebral cervical | 1 minuto por cada lado |
| Fricción longitudinal | Músculo trapecio medio e inferior | 1 minuto por cada lado |
| Fricción y compresión | Músculo trapecio superior | 2 minutos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo trapecio superior | 2 minutos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo paravertebral cervical | 1 minuto por cada lado |

Los participantes del grupo control, recibieron una sesión única de masaje en la musculatura de la zona baja de la espalda hasta la cervical, de una duración de 20 minutos. Las maniobras específicas de masaje, la duración de cada una de ellas, las áreas de intervención y el nivel de presión del masaje fueron equivalentes con respecto al grupo de IDM, con la única diferencia de que a este grupo la aplicación del masaje fue realizada manualmente (Tabla 2).

Tabla 10. Las maniobras de masaje específicas, áreas corporales y su duración en el grupo control eran las mismas para cada paciente.

| Maniobras de masaje específicas | Músculos donde se intervenía | Duración |
|---------------------------------|--------------------------------|---------------------------|
| Fricción longitudinal | Músculo paravertebral | 1 minuto por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo cuadrado lumbar | 30 segundos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo cuadrado lumbar | 30 segundos por cada lado |
| Fricción transversa | Músculo paravertebral | 1 minuto por cada lado |
| Fricción longitudinal | Músculo paravertebral cervical | 1 minuto por cada lado |
| Fricción longitudinal | Músculo trapecio superior | 1 minuto por cada lado |
| Fricción y compresión | Músculo trapecio superior | 2 minutos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo trapecio superior | 2 minutos por cada lado |
| Tracción transversa | Músculo paravertebral cervical | 1 minuto por cada lado |

Variables de resultados:

Las variables de resultados fueron obtenidas por un fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia clínica en dolor musculoesquelético, examen físico y algometría. Las siguientes variables se obtuvieron tres veces; antes, inmediatamente después y una hora después de la realización del masaje terapéutico.

Intensidad del dolor:

La intensidad del dolor fue medida por la Escala Visual Analógica (VAS), diseñada para permitir una valoración subjetiva del dolor (Sriwatanakul et al., 1983). A los participantes se les solicitó

que marcaran su intensidad de dolor percibida en ese momento en el trapecio superior derecho sobre una regla de 10 cm que oscilaba desde 0 a 100, donde 0 implicaba “ningún dolor” y 100 significaba “el peor dolor imaginable” (Lord & Parsell, 2003). Estudios previos han demostrado que la VAS tiene unas propiedades psicométricas adecuadas, incluyendo fiabilidad test-retest ($r = 0.78$) y una validez convergente con otras medidas del dolor como el Cuestionario de Dolor McGill ($r = 0.49$ a 0.65) (Sriwatanakul et al., 1983).

Umbral de dolor a la presión:

El umbral de dolor a la presión (PPT) fue medido por la algometría de presión, usando un algómetro analógico (Wagner FPK20, Wagner Instruments, Greenwich, USA) en el MTrP del trapecio superior derecho y en el punto medio del vientre muscular del tibial anterior derecho, usado como punto neutral no relacionado con el dolor de cuello (Walton et al., 2011). La presión se aplicó en el área de 1 cm^2 . El umbral de dolor se estableció a la mínima presión que causara dolor. Se llevaron a cabo tres repeticiones con 10 segundos de intervalo, y la media fue calculada, como se ha estimado en estudios previos (Brennum, Kjeldsen, Jensen, & Jensen, 1989). Este procedimiento ha demostrado una fiabilidad intra-observador muy buena con un coeficiente de correlación intraclass (ICC) alto ($r > 0.90$) sobre todos los puntos examinados en sujetos sanos (Farasyn & Meeusen, 2003). De este modo, el PPT se determinó en kg/cm^2 .

Valoración ecográfica:

Las características del MTrP del trapecio superior derecho fueron obtenidas mediante ecografía musculo-esquelética. Estudios previos han demostrado que la ecografía y la sonoelastografía son métodos rápidos, baratos y efectivos para la clasificación cuantitativa de los

MTrPs del trapecio superior (Ballyns et al., 2011) y de otros músculos (Kumbhare, Elzibak, & Noseworthy, 2016), aunque la fiabilidad sigue siendo desconocida (Kumbhare et al., 2016):

- Morfología del MTrP del trapecio superior derecho: A cada sujeto se le practicó un examen ecográfico usando el *B-mode* de un aparato de ecografía clínico con un transductor lineal (Esaote Mylabs25, Milán, Italia) fijado a una frecuencia de 12 MHz y una profundidad de 4 cm. El participante se colocó en una posición cómoda en una silla especial de masaje (Alu Pro model, Enraf, Rotterdam, Países Bajos) para minimizar la activación muscular del área cervico-torácica (Silva et al., 2011), siendo la misma en toda la valoración ecográfica (Figura 4). Se realizó un barrido de las fibras del trapecio superior desde su inserción hasta su origen con el transductor colocado perpendicularmente a las fibras musculares y el mismo procedimiento se repitió con el transductor en una posición longitudinal a dichas fibras. En la imagen ecográfica del trapecio superior, los MTrPs aparecieron como un área hipoecoica con una textura heterogénea, como se ha indicado en estudios previos (Sikdar et al., 2009). La función del “filtro de color” que tiene el equipo de ecografía Esaote, reemplazó el color blanco por el azul para enfatizar el contraste, y fue usada para la identificación de las áreas hipoecoicas de la imagen. Se recogieron los datos en una escala del 0 al 1, donde 0 = normal, ecogenicidad normal, y 1 = estructura anormal con un zona hipoecoica. Las imágenes fueron evaluadas después de su adquisición con el software *ImageJ* (Versión 1.50i) para hacer un listado de las áreas hipoecoicas. La región de interés fue calibrada por la imagen tomada por el ecógrafo en el que se estableció una profundidad de imagen de 4 cm. Se estableció como mínimo un diámetro mayor de 7 mm. Esta área se instauró estableciendo un contraste entre la densidad muscular y el área hipoecoica de 25 píxeles en el software *ImageJ*.

Figura 21. Posición del paciente durante el estudio mediante ecografía



- Rigidez (*stiffness*) del MTrP del trapecio superior derecho: La sonoelastografía usa una fuente de vibración externa con una frecuencia de menos de 1000 Hz en conjunto con técnicas *Doppler* para identificar regiones localizadas en las que haya una rigidez del tejido aumentada (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013). Esta técnica ha sido descrita en detalle en otros estudios (Taylor et al., 2000). Taylor et al., 2000 describieron que “la imagen sonoelastográfica usa técnicas de ecografía con *Doppler* en tiempo real para representar el patrón de vibración que resulta de la propagación de las ondas de corte de baja frecuencia (menos de 1 kHz) que son propagadas a través del tejido profundo... Cuando una región de tejido uniforme contiene una lesión dura hay una disminución local en el pico de la amplitud de vibración en el lugar de la lesión. Las técnicas *Doppler* son usadas para estimar la amplitud y la fase de vibración en una región de interés.” (Taylor et al., 2000). En este estudio se usó un aparato

vibrador de masaje externo para producir las vibraciones sobre el músculo trapecio superior (Model NC70209, North Coast Medical, Gilroy, CA, USA) modificado con un aplicador plano y alargado (con un área de aplicación de 4 cm²). Esta fuente de vibración se colocó aproximadamente a 2 o 3 cm del punto de examen, produciendo vibraciones de alrededor de 92 Hz. Mediante el uso del *power Doppler*, las imágenes sonoelastográficas se obtuvieron mientras se aplicaba la vibración y se observaba a tiempo real la vibración de los tejidos. Esta variable se estableció como una variable dicotómica, en la que el tejido era rígido o no, en función de la valoración subjetiva del terapeuta que realizaba la valoración ecográfica según el tejido vibrara homogéneamente (no rígido) o heterogéneamente (rígido); siguiendo las indicaciones de estudios previos (Kumbhare et al., 2016; Sikdar et al., 2009). La Figura 5 y la Figura 6 muestran un ejemplo de esto.

Figura 22. Imagen del estudio de la rigidez en la zona del MTrP del músculo trapecio superior de un participante; mediante sonoelastografía. Se observa como el tejido no vibra homogéneamente, indicando que dicho tejido es rígido.

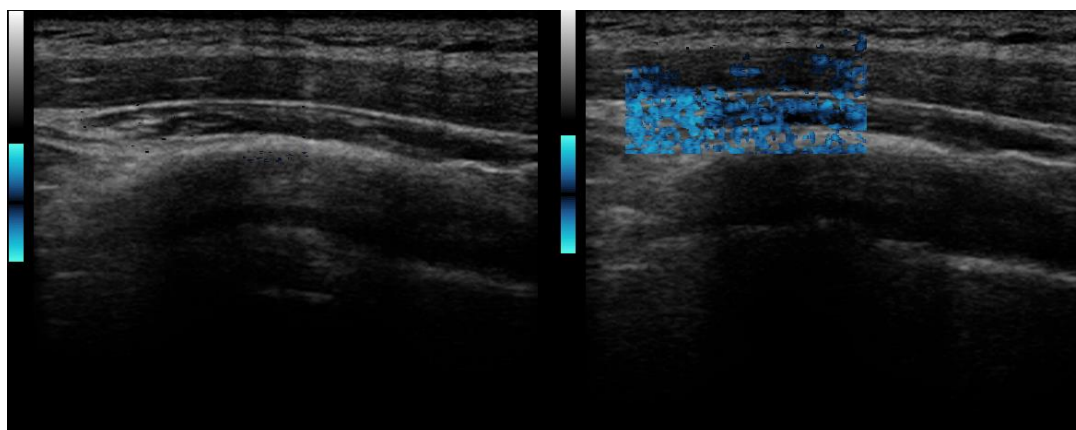
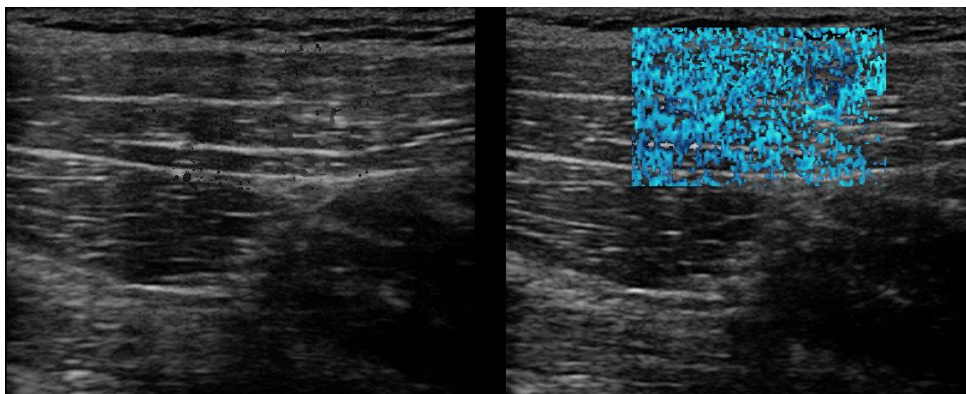


Figura 23. Imagen del estudio de la rigidez en la zona del MTrP del músculo trapecio superior de un participante; mediante sonoelastografía. Se observa como el tejido vibra homogéneamente, indicando que dicho tejido no es rígido.



- Flujo sanguíneo del MTrP del trapecio superior derecho: La circulación fue estudiada usando la técnica de *Doppler*. El índice resistivo (RI) se determinó en la ramificación ascendente de la arteria transversa del cuello y otras arterias o arteriolas que se encontraran próximas al punto de examen. El RI es usado comúnmente para el diagnóstico vascular y se calcula con la siguiente ecuación:
$$RI = \frac{PSV-LDV}{PSV}$$

Donde PSV = velocidad pico sistólica, y LDV = velocidad diastólica más baja. Un RI < 1 indica una resistencia del lecho vascular disminuida (flujo diastólico aumentado), un RI de 1 indica un flujo normal (no existe flujo diastólico), y un RI > 1 indica una resistencia del lecho vascular aumentada (flujo diastólico negativo o flujo retrógrado en la diástole temprana). La forma de onda del flujo sanguíneo, basada en el flujo del *Doppler*, fue puntuada en una escala del 0 al 2, donde 0 = flujo muscular normal, no se observó flujo en la diástole; 1 = flujo sanguíneo aumentado en la diástole; y 2 = flujo oscilatorio o flujo retrógrado ininterrumpido en la diástole (Sikdar et al., 2009).

Valoración miotonométrica:

El modelo de medición miotonométrica MyotonPRO (Myoton AS, Tallin, Estonia) fue utilizado para la valoración de las propiedades mecánicas del MTrP del trapecio superior derecho de los participantes. Este método reciente se ha utilizado para evaluar el tono y las propiedades biomecánicas de los músculos y los tendones (frecuencia, rigidez y elasticidad) (Schneider et al., 2015). El MyotonPRO es un aparato portátil que permite una medición objetiva y no invasiva de las propiedades mecánicas de los músculos, con la ventaja añadida de su portabilidad y su relativo bajo coste (Gavronski et al., 2007; Veldi et al., 2004), con un acelerómetro triaxial, permitiendo que el dispositivo sea colocado en cualquier ángulo, haciendo posible una mayor accesibilidad al músculo en diferentes posturas (Mooney et al., 2013). Sin embargo, debido a que las propiedades del tejido muscular pueden verse alteradas por la gravedad, se sugiere mantener la sonda perpendicular a la piel, para que el músculo se encuentre en contacto con el tejido óseo por debajo de éste, de este modo la oscilación puede ser eficazmente obtenida durante el test (Mooney et al., 2013). El MyotonPRO proporciona una pre-carga constante (0.18 N) para pre-comprimir los tejidos subcutáneos cuando la sonda está sobre el músculo a examinar; después, un sistema automático desata un impulso electromagnético de corta duración a una fuerza constante (0.4 N) que es transmitida al tejido, aplicando un breve impulso mecánico (15 milisegundos) con una liberación rápida (Mooney et al., 2013). Este impulso produce una deformación elástica a los tejidos musculares, produciendo oscilaciones naturales amortiguadas, las cuales son gravadas por el acelerómetro colocado al otro extremo de la sonda (Mooney et al., 2013). El dispositivo realiza una serie de cálculos simultáneos de los parámetros tisulares, de los cuales la frecuencia (Hz; tono no nervioso), rigidez (N/m) y elasticidad son obtenidas por un análisis automático en el software que lleva el dispositivo (Little et al., 2014). El MyotonPRO ha mostrado una fiabilidad en una sesión y con un examinador de buena a excelente en ancianos sanos (Agyapong-Badu et al.,

2013; Aird et al., 2012; Bailey et al., 2013) y en adultos jóvenes y sanos (Agyapong-Badu et al., 2013; Davidson et al., 2016; Mooney et al., 2013; Mullix et al., 2012). Además, la fiabilidad entre diferentes sesiones con un mismo examinador también ha sido de buena a excelente en ancianos sanos (Agyapong-Badu et al., 2016; Aird et al., 2012) y adultos jóvenes y sanos (Agyapong-Badu et al., 2016; Davidson et al., 2016; Mullix et al., 2012). Por otro lado, el MyotonPRO ha demostrado una fiabilidad entre diferentes examinadores de buena a excelente, tanto en adultos jóvenes y sanos como en ancianos sanos (Agyapong-Badu et al., 2013). Se ha informado que este nuevo procedimiento es más sensible y preciso que la Escala Modificada de Asworth para cuantificar ciertas propiedades musculares (Ianieri et al., 2009). Recientemente, el MyotonPRO ha mostrado que es capaz de proporcionar resultados válidos y fiables en la valoración de la rigidez, de manera similar al test de salto vertical (Pruyn et al., 2016). Además, el MyotonPRO ha demostrado la validez de sus valores de rigidez en el tejido vivo en un estudio usando un tejido fantasma (de material Ecoflex) (Dougherty et al., 2013), e incluso también ha demostrado que sus operaciones y funciones permanecen estables ante un cambio de gravedad (de 1 G a 0 G) durante un vuelo parabólico, indicando que la tecnología es robusta en ambientes extremos (Schneider et al., 2015). Los sujetos fueron examinados en la misma posición que para la valoración previa ecográfica, con el objetivo de minimizar la activación muscular del área cervico-torácica (Silva et al., 2011). El examinador colocó la sonda de test del MyotonPRO en la superficie de la piel, sobre el área del MTrP del músculo trapecio superior derecho y obtuvo 3 mediciones consecutivas, en concordancia con estudios previos (Pruyn et al., 2014). Las mediciones fueron realizadas manteniendo la sonda perpendicular a la superficie de la piel, asegurando que el impulso mecánico es transmitido al músculo, produciendo unas oscilaciones amortiguadas efectivas (Bailey et al., 2013). Para mantener la consistencia de las mediciones, se dibujó una marca sobre la superficie del área de examen. Los siguientes parámetros fueron calculados simultáneamente en tiempo real y posteriormente analizados:

- Frecuencia de oscilación (Hz): La frecuencia de oscilación indica el tono no neural (estado intrínseco de tensión en reposo sin una contracción voluntaria) (Bailey et al., 2013). Cuanto más alta es la frecuencia de oscilaciones amortiguadas (frecuencia de oscilación natural), más alto es el tono (Schneider et al., 2015).
- Rigidez dinámica (N/m): La rigidez dinámica es la propiedad biomecánica de un músculo caracterizada por la resistencia a la contracción o a una fuerza externa que deforma su forma inicial (Schneider et al., 2015). Cuanto más alto es su valor, más rígido está el músculo (Gavronski et al., 2007).
- Elasticidad: La elasticidad es la propiedad biomecánica de un músculo caracterizada por la habilidad a recuperar su forma inicial después de una contracción o la eliminación de una fuerza externa (Schneider et al., 2015). La elasticidad se obtiene a través del valor de “disminución logarítmica”, que representa la oscilación natural de un músculo e indica la elasticidad y disipación de energía mecánica cuando el tejido recupera su forma después de haberse deformado (Schneider et al., 2015). Cuanto más alto es el valor de la disminución logarítmica, la elasticidad es menor y la disipación de energía mecánica es mayor mientras que el tejido recupera su forma (Schneider et al., 2015). Una disminución de cero, representa una elasticidad absoluta y que la disipación de energía mecánica es nula (Bailey et al., 2013).

Fuerza de presión del fisioterapeuta:

Un dinamómetro hidráulico (Saehan Corporation, Masan, Korea) (kg) fue utilizado para medir la fuerza prensil de ambos miembros superiores del fisioterapeuta. El dinamómetro ha probado ser el método más seguro (ICC = 0.98) y más válido (ICC = 0.99) para medir la fuerza de presión de la mano (Bellace, Healy, Besser, Byron, & Hohman, 2000). El dinamómetro Saehan tiene una excelente validez tanto para la mano derecha ($r = 0.976$) como la izquierda (r

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

= 0.986), y una excelente fiabilidad en el test-retest ($r = 0.981$ para la mano derecha, $r = 0.985$ para la mano izquierda) de manera equivalente al dinamómetro Jamar (Reis & Arantes, 2011). Las mediciones fueron llevadas a cabo como se describe en estudios previos (Günther et al., 2008; Leong et al., 2016). El fisioterapeuta permaneció en bipedestación, con el miembro superior a lo largo del cuerpo y en una posición neutral del brazo, antebrazo y muñeca; se le solicitó que apretara el dispositivo lo más fuertemente posible durante 3 segundos y la media de tres mediciones consecutivas, con un minuto de descanso entre cada una de ellas, fue analizada.

Análisis (estadístico) de los datos:

La estadística descriptiva fue calculada para todas las variables. Las variables cualitativas se expresaron como valores absolutos y porcentajes, mientras que las variables cuantitativas y sus diferencias se expresaron en forma de media, desviación típica (SD) e intervalo de confianza al 95% (95% CI). El análisis de las variables demográficas, y la comparación entre los grupos en la línea base, inmediatamente después de la aplicación del procedimiento de intervención y una hora después de éste, fue realizado usando el modelo univariante de ANOVA, la prueba de Kruskal-Wallis o de Wilcoxon dependiendo del tipo de variable usada. La prueba t-student y la de Kruskal-Wallis fueron utilizadas para el análisis intra-grupo de las diferencias desde la línea base con respecto a inmediatamente después de la intervención o 1 hora después de la misma. Previo al uso de este test paramétrico, se evaluó la suposición de la normalidad usando el test de Kolmogorov-Smirnov. Los análisis siguieron los principios de intención a tratar (Gupta, 2011). El nivel de significación estadística fue establecido en $\alpha = 0.05$ y los límites del intervalo de confianza al 95%. Para el análisis estadístico se utilizó la versión 15.0 del programa SPSS (IBM SPSS Statistics, Cary, NC, USA).

La relevancia clínica fue evaluada usando una entrevista semiestructurada de la precepción de los resultados de los participantes en el grupo IDM.

Resultados:

La edad media de los participantes fue de 31.4 (SD 10.2) años, con un rango de 22 a 59 años. La puntuación media del SFI de ellos fue de 3.2 (SD 2.7), presentando un estado funcional del 87.2% con respecto al estado normal o de antes de la lesión de cada uno de ellos (Gabel et al., 2013). La puntuación media del NDI de los participantes fue de 7.1 (SD 5.2), indicando una ligera discapacidad de cada uno de ellos (Vernon & Mior, 1991). En la Tabla 3 se muestran las características demográficas de los participantes, sus valores de las variables de resultados en la línea base, además de los valores de las variables de resultados en la línea base para el fisioterapeuta. La distribución de los valores en todas las variables cuantitativas no difiere estadísticamente de la normalidad (test de Kolmogorov-Smirnov). Las diferencias entre grupos no son estadísticamente significativas (ANOVA o Kruskal-Wallis) en ninguna de las variables en la línea base.

Tabla 11. Características demográficas de los participantes y valores de la línea base tanto de ellos como del fisioterapeuta.

| Variables | | Grupo experimental (n = 17) | Grupo control (n = 14) | |
|--|------------------------------|--------------------------------|---------------------------|-----------|
| Edad en años, media (SD) | | 37.7 (11.1) | 31.5 (9.5) | |
| Género | Hombres, N (%) | 8 (61.5) | 5 (38.5) | |
| | Mujeres, N (%) | 9 (50.0) | 9 (50.0) | |
| IMC, media (SD) | | 22.7 (4.3) | 22.2 (2.8) | |
| Intensidad de dolor, media (SD) | | 3.6 (3.0) | 2.8 (2.8) | |
| SFI, media (SD) | | 2.8 (2.3) | 3.7 (3.1) | |
| NDI, media (SD) | | 6.5 (3.2) | 7.8 (7.0) | |
| PPT del MTrP del músculo trapecio superior derecho, media (SD) | | 3.9 (1.4) | 3.4 (2.0) | |
| PPT del músculo tibial anterior, media (SD) | | 7.5 (2.5) | 7.2 (2.5) | |
| Ecografía del MTrP del músculo trapecio superior derecho | Morfología, media (SD) | 32.2 (19.0) | 27.2 (15.8) | |
| | Rigidez | Si, N (%) | 17 (100) | 12 (85,7) |
| | | No, N (%) | 0 (0) | 2 (14.3) |
| | | Mediana (asimetría) | Si | Si (2.3) |
| | Flujo sanguíneo | 0, N (%) | 5 (29.4) | 8 (57.1) |
| | | 1, N (%) | 4 (23.5) | 1 (7.1) |
| | | 2, N (%) | 8 (47.1) | 5 (35.7) |
| | | Mediana (asimetría) | 1** (-0.4) | 0* (0.5) |
| Miotonometría del MTrP del músculo trapecio superior | Tono, media (SD) | 18.6 (4.3) | 19.2 (3.1) | |
| | Rigidez dinámica, media (SD) | 296.2 (79.1) | 333.8 (75.6) | |
| | Elasticidad, media (SD) | 1.4 (0.3) | 1.5 (0.3) | |

| derecho | | | | |
|--|-----------------------------------|------------|------------|--|
| Fuerza de prensión del fisioterapeuta | <i>Mano derecha, media (SD)</i> | 61.1 (3.8) | 60.3 (3.1) | |
| | <i>Mano izquierda, media (SD)</i> | 56.5 (4.2) | 54.2 (3.9) | |

Desviación típica = SD, número de casos observados = N, índice de masa corporal = IMC, *Spine Functional Index* = SFI, *Neck Disability Index* = NDI, umbral de dolor a la presión = PPT, punto gatillo miofascial = MTrP, *flujo normal = 0, **flujo aumentado = 1, flujo retrógrado = 2.

Los resultados del análisis intra-grupo de los cambios desde la línea base a la valoración inmediatamente después del procedimiento de intervención y una hora después del mismo se muestran en las Tabla 4, Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7.

Tabla 12. Análisis intra-grupo de los cambios de las variables intensidad de dolor, umbral de dolor a la presión del MTrP del músculo trapecio superior derecho y del músculo tibial anterior inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención con respecto a la línea base.

| Variable de resultado | | | Grupo experimental (N = 17) | | | Grupo control (N =14) | | |
|---|-------------------------------|---------------|--------------------------------|--------|--------------|--------------------------|--------|---|
| | | | Media (SD) | 95% CI | p | Media (SD) | 95% CI | p |
| Intensidad del dolor | <i>Inmediatamente después</i> | 0.6 (2.3) | -0.6/1.8 | n.s. | 0.4 (2.2) | -0.8/1.7 | n.s. | |
| | <i>1 hora después</i> | 1.2 (2.0) | 0.2/2.2 | 0.02 | 0.6 (2.9) | -1.1/2.3 | n.s. | |
| PPT del MTrP del músculo trapecio superior derecho | <i>Inmediatamente después</i> | 0.1 (0.9) | -0.4/0.6 | n.s. | 0.4 (0.8) | -0.1/0.9 | n.s. | |
| | <i>1 hora después</i> | 0.2 (1.9) | -0.3/0.7 | n.s. | 0.7 (0.9) | 0.1/1.2 | 0.02 | |
| PPT del músculo tibial anterior | <i>Inmediatamente después</i> | 0.1 (1.0) | -0.4/0.6 | n.s. | 0.1 (0.9) | -0.4/0.6 | n.s. | |
| | <i>1 hora después</i> | 0.03 (0.9) | -0.4/0.5 | n.s. | 0.1 (1.2) | -0.6/0.8 | n.s. | |

Desviación típica = SD, umbral de dolor a la presión = PPT, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Para la variable de flujo sanguíneo y rigidez ecográfica no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los dos grupos, en la comparación de los cambios entre la línea base e inmediatamente después y/o una hora después del procedimiento de intervención, según la prueba de Kruskal-Wallis ($p > 0.07$).

Tabla 13. Análisis intra-grupo de los cambios de la variable ecográfica de morfología del MTrP del músculo trapecio superior derecho inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención con respecto a la línea base.

| Variable de resultado | Grupo experimental (N = 17) | | | Grupo control (N = 14) | | | |
|-----------------------|--------------------------------|-----------|----------|---------------------------|-----------|----------|------|
| | Media (SD) | 95% CI | <i>p</i> | Media (SD) | 95% CI | <i>p</i> | |
| Morfología | <i>Inmediatamente después</i> | 3.3 (4.8) | 0.8/5.7 | 0.01 | 2.0 (6.1) | -1.5/5.5 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 3.4 (6.5) | 0.1/6.7 | 0.04 | 0.1 (5.8) | -3.3/3.4 | n.s. |

Desviación típica = SD, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Tabla 14. Análisis intra-grupo de los cambios de las variables miotonométricas del MTrP del músculo trapecio superior derecho inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención con respecto a la línea base.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | | Grupo control (N = 14) | | |
|-------------------------|-------------------------------|--------------------------------|----------------|------|---------------------------|----------------|------|
| | | Media (SD) | 95% CI | p | Media (SD) | 95% CI | p |
| Tono | <i>Inmediatamente después</i> | 0.9 (2.8) | -0.5/2.3 | n.s. | 1.4 (2.2) | 0.1/2.6 | 0.04 |
| | <i>1 hora después</i> | 1.0 (2.6) | -0.3/2.3 | n.s. | 0.2 (2.3) | - 1.1/1.5 | n.s. |
| Rigidez dinámica | <i>Inmediatamente después</i> | 9.3 (44.7) | - 13.7/32.3 | n.s. | 26.9 (47.8) | - 0.6/54.5 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 15.7 (35.4) | - 2.5/33.9 | n.s. | 3.8 (77.7) | - 41.0/48.6 | n.s. |
| Elasticidad | <i>Inmediatamente después</i> | 0.0 (0.4) | -0.2/0.2 | n.s. | -0.01 (0.3) | - 0.2/0.2 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 0.01 (0.4) | -0.2/0.2 | n.s. | -0.02 (0.3) | - 0.2/0.2 | n.s. |

Desviación típica = SD, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Tabla 15. Análisis intra-grupo de los cambios de la variable fuerza de presión del fisioterapeuta inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención con respecto a la línea base.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | | Grupo control (N = 14) | | |
|-----------------------|-------------------------------|--------------------------------|----------|----------|---------------------------|-----------|-----------|
| | | Media (SD) | 95% CI | <i>p</i> | Media (SD) | 95% CI | <i>p</i> |
| Mano derecha | <i>Inmediatamente después</i> | 0.9 (3.6) | -0.9/2.8 | n.s. | 1.6 (2.5) | 0.1/3.0 | 0.03 |
| | <i>1 hora después</i> | 0.5 (7.2) | -4.2/3.2 | n.s. | 0.8 (4.0) | 1.5/3.2 | n.s. |
| Mano izquierda | <i>Inmediatamente después</i> | 0.7 (2.7) | -0.6/2.1 | n.s. | 1.6 (3.0) | -0.1/3.4 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 2.1 (3.0) | 0.5/3.6 | 0.01 | 2.3 (2.3) | 1.0/3.7 | < 0.01 |

Desviación típica = SD, sin significancia estadística = n.s.

Los análisis entre-grupos se muestran en la Tabla 8, Tabla 9, Tabla 10, Tabla 11 y Tabla 12; estos mostraron una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.04$) en la fuerza de presión de la mano izquierda del fisioterapeuta en la valoración inmediatamente después del procedimiento de intervención, pero no se obtuvo una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.1$) en la valoración realizada 1 hora después del procedimiento terapéutico. Las variables restantes (fuerza de presión de la mano derecha del terapeuta, intensidad del dolor, umbrales de dolor a la presión, variables ecográficas y miométricas) no mostraron diferencias estadísticamente significativas en las valoraciones, ni inmediatamente ni 1 hora después del procedimiento de intervención, en las pruebas de ANOVA, Kruskal-Vallis o Wilcoxon.

Tabla 16. Análisis entre-grupos de las diferencias en las variables intensidad de dolor, umbral de dolor a la presión del MTrP del músculo trapecio superior derecho y del músculo tibial anterior inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | Grupo control (N =14) | | p |
|---|-------------------------------|--------------------------------|---------|--------------------------|---------|------|
| | | Media (SD) | 95% CI | Media (SD) | 95% CI | |
| Intensidad del dolor | <i>Inmediatamente después</i> | 3.0 (2.7) | 1.6/4.4 | 2.4 (2.3) | 1.1/3.8 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 2.4 (2.2) | 1.2/3.5 | 2.2 (2.5) | 0.8/3.7 | n.s. |
| PPT del MTrP del músculo trapecio superior derecho | <i>Inmediatamente después</i> | 3.9 (1.4) | 3.2/4.6 | 3.0 (1.6) | 2.1/3.9 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 3.7 (1.7) | 2.9/4.6 | 2.7 (1.6) | 1.8/3.7 | n.s. |
| PPT del músculo tibial anterior | <i>Inmediatamente después</i> | 7.4 (2.7) | 3.1/4.6 | 7.1/2.6 | 5.6/8.6 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 7.5 (2.6) | 6.1/8.8 | 7.1 (2.7) | 5.5/8.6 | n.s. |

Desviación típica = SD, umbral de dolor a la presión = PPT, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Tabla 17. Análisis entre-grupos de las diferencias en la variable ecográfica morfología del MTrP del músculo trapecio superior derecho inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | Grupo control (N = 14) | | p |
|-----------------------|-------------------------------|--------------------------------|-----------|---------------------------|-----------|------|
| | | Media (SD) | 95% CI | Media (SD) | 95% CI | |
| Morfología | <i>Inmediatamente después</i> | 28.9 (16.7) | 20.3/37.5 | 25.2 (15.6) | 16.2/34.2 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 28.8 (17.2) | 19.9/37.6 | 27.1 (16.8) | 17.5/36.8 | n.s. |

Desviación típica = SD, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Tabla 18. Análisis entre-grupos de las diferencias en la variable ecográfica de flujo sanguíneo y rigidez del MTrP del músculo trapecio superior derecho inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (n = 17) | | Grupo control (n = 14) | | Valor de chi-cuadrado | p |
|------------------------|-------------------------------|--------------------------------|-----------|---------------------------|-----------|-----------------------|------|
| | | Media | Asimetría | Media | Asimetría | | |
| Flujo sanguíneo | <i>Inmediatamente después</i> | 1** | 0.4 | 0* | 1.9 | 2.7 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 1** | 0.4 | 0* | 1.9 | 2.7 | n.s. |
| Rigidez | <i>Inmediatamente después</i> | 0*** | 1.9 | 0*** | 1.1 | 0.5 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 0*** | 2.6 | 0*** | 0.3 | 3.8 | n.s. |

*Flujo normal = 0, **flujo aumentado = 1, ***si = 0, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s. La prueba de Kruskal-Wallis se realizó para la variable flujo sanguíneo y la de Wilcoxon para la variable rigidez.

Tabla 19. Análisis entre-grupos de las diferencias en las variables miotonométricas del MTrP del músculo trapecio superior derecho inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | Grupo control (N =14) | | p |
|-------------------------|-------------------------------|--------------------------------|-------------|--------------------------|-------------|------|
| | | Media (SD) | 95% CI | Media (SD) | 95% CI | |
| Tono | <i>Inmediatamente después</i> | 17.7 (2.8) | 16.3/19.2 | 17.9 (2.1) | 16.7/19.1 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 17.6 (2.6) | 16.3/19.0 | 19.0 (3.8) | 16.9/21.2 | n.s. |
| Rigidez dinámica | <i>Inmediatamente después</i> | 286.8 (75.1) | 248.2/325.5 | 306.8 (60.1) | 272.1/341.5 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 280.4 (71.5) | 243.7/317.2 | 330.0 (88.3) | 279.0/381.0 | n.s. |
| Elasticidad | <i>Inmediatamente después</i> | 1.4 (0.4) | 1.2/1.6 | 1.5 (0.3) | 1.3/1.6 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 1.4 (0.4) | 1.2/1.6 | 1.5 (0.4) | 1.2/1.7 | n.s. |

Desviación típica = SD, punto gatillo miofascial = MTrP, sin significancia estadística = n.s.

Tabla 20. Análisis entre-grupos de las diferencias en la variable fuerza de prensión del fisioterapeuta inmediatamente y una hora después del procedimiento de intervención.

| Variable de resultado | | Grupo experimental (N = 17) | | Grupo control (N =14) | | p |
|-----------------------|-------------------------------|--------------------------------|-----------|--------------------------|-----------|------|
| | | Media (SD) | 95% CI | Media (SD) | 95% CI | |
| Mano derecha | <i>Inmediatamente después</i> | 60.2 (4.6) | 57.8/62.5 | 58.8 (3.0) | 57.0/60.5 | n.s. |
| | <i>1 hora después</i> | 61.6 (7.9) | 57.5/65.7 | 59.5 (5.4) | 56.4/62.6 | n.s. |
| Mano izquierda | <i>Inmediatamente después</i> | 55.7 (3.7) | 53.8/57.6 | 52.6 (5.0) | 49.7/55.4 | 0.04 |
| | <i>1 hora después</i> | 54.4 (4.5) | 52.0/56.7 | 51.9 (4.4) | 49.3/54.4 | n.s. |

Desviación típica = SD, sin significancia estadística = n.s.

La relevancia clínica fue evaluada usando una entrevista semiestructurada de la percepción de los resultados de los participantes en el grupo IDM, realizada después del procedimiento de intervención. El 87% de los participantes que recibieron el IDM expresaron una mejora subjetiva y relevante en su dolor de cuello; el 73% destacó que el IDM había sido capaz de localizar aquellos puntos y zonas dolorosas, además de haber actuado más profundamente en dichos puntos, en comparación a experiencias previas en las que recibieron recibiendo un masaje terapéutico no instrumentado. Hubo una cierta variabilidad en las respuestas acerca a la sensación de dolor durante el IDM, pero ninguno de los participantes lo definió como muy doloroso o no soportable. Por último, el 100% de los participantes expresó su interés en recibir otro procedimiento de IDM en el futuro.

Discusión:

El objetivo de este estudio fue evaluar los efectos a corto plazo de un IDM usando el instrumento Richelli's Painreliever™ en participantes que presentaran un MTrP en el músculo trapecio superior y cervicalgia mecánica, y en el fisioterapeuta que llevó a cabo el procedimiento de intervención; y además comparar estos efectos con los que se produjeron en sujetos que recibieron un masaje no instrumentado equivalente y en el mismo fisioterapeuta que lo llevó a cabo. Para el conocimiento de los autores, este es el primer estudio en el que se comparan los efectos mecánicos de un IDM en el MTrP del músculo trapecio superior utilizando instrumental tecnológico como la ecografía y la miotonometría, y también valorando los efectos en la fuerza de presión del fisioterapeuta que implementó el procedimiento. El principal hallazgo de este estudio fue que inmediatamente después del IDM, la fuerza de presión de la mano izquierda del fisioterapeuta fue mayor que después del masaje no instrumentado, mientras que la intensidad del dolor, umbral de dolor a la presión del MTrP del músculo trapecio superior derecho y del músculo tibial anterior, además de las propiedades mecánicas del MTrP del músculo trapecio superior fueron similares inmediatamente y una hora después de la intervención en ambos grupos.

La metodología del estudio, facilitó que no se produjeran pérdidas en el número de pacientes, por lo que todos ellos pudieron ser evaluados inmediatamente y una hora después de la realización del procedimiento de intervención. Como resultado, se atenuaron dos complicaciones principales de los estudios de control aleatorios, la falta de adherencia y las mediciones perdidas (Gupta, 2011).

El grupo experimental recibió una intervención que consistió en la aplicación de fricciones y tracciones, longitudinales y transversas en la musculatura paravertebral, del trapecio y otros músculos de la espalda por medio de una herramienta llamada Richelli's Painreliever™. Este dispositivo reciente ha sido poco estudiado en la literatura científica; solo un estudio de un

caso informó de beneficios en la actividad eléctrica basal del músculo trapecio derecho obtenida a través de electromiografía de superficie, en una mujer adulta con dolor de cuello y un MTrP en el músculo trapecio superior inmediatamente después de la aplicación de fricciones utilizando el Richelli's PainrelieverTM; pero por otra parte, el rango de movilidad activa del raquis cervical permaneció sin cambios, e incluso se incrementó la sensibilidad del MTrP (Montañez-Aguilera et al., 2011). En el presente estudio, el grupo experimental no mostró mejoras estadísticamente significativas en la intensidad del dolor, PPT o variables miométricas (tono, elasticidad y rigidez) del MTrP del músculo trapecio superior derecho a corto plazo, aunque la morfología del MTrP, obtenida mediante la ecografía disminuyó significativamente. La intensidad de dolor (según la VAS y la entrevista semiestructurada) y también la morfología del MTrP del músculo trapecio superior derecho mejoró una hora después de la intervención del IDM. Estos resultados difieren de los obtenidos en el estudio citado previamente, quizás debido a que aunque la herramienta de estudio fuera la misma (Richelli's PainrelieverTM), la duración de la intervención fue diferente (90 segundos en contraste con los 20 minutos del presente estudio) (Montañez-Aguilera et al., 2011).

Algunos de los participantes del presente estudio que recibieron el IDM con la herramienta Richelli's PainrelieverTM experimentaron cierta incomodidad durante el procedimiento, pero ninguno de ellos solicitó que se finalizara la intervención, sugirió que se disminuyera la presión del masaje o mostró reacciones adversas o anormales. Estos datos, en general, si están en consonancia con los de estudios previos usando la misma herramienta (Richelli's PainrelieverTM) (Montañez-Aguilera et al., 2011); u otras, como la Roptroterapia con solo un participante, el cual experimentó incomodidad en la piel (Yoon et al., 2012); o la Fibrólisis Diacutánea, en el que también solo un participante se sintió incómodo durante la intervención y algunos de ellos mostraron un eritema cutáneo leve después de la aplicación de esta técnica (desapareciendo al día siguiente sin más complicaciones) (Barra et al., 2011). A pesar de la incomodidad que algunos participantes expresaron en el presente estudio durante el masaje

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

con Richelli's Painreliever™, la intensidad del dolor (VAS), y el PPT del MTrP del músculo trapecio superior derecho permaneció constante inmediatamente después de la intervención con respecto a la línea base; e incluso al pasar una hora de la intervención, la intensidad de dolor (VAS y entrevista semiestructurada) disminuyó con significancia estadística y relevancia clínica en comparación con la línea base, si bien el PPT tampoco mostró cambios en este momento. Estos resultados se contradicen con el ya citado estudio de (Montañez-Aguilera et al., 2011), en el que se mostró un incremento de la sensibilidad del MTrP del músculo trapecio superior después de un IDM usando la herramienta Richelli's Painreliever™. De la misma manera, otro estudio que implementó un IDM usando la herramienta portátil Astym®, no consiguió demostrar cambios en la intensidad del dolor después de 8 sesiones (2 / semana) en pacientes con epicondilopatía (Sevier & Stegink-Jansen, 2015). Por el contrario, la realización de una única sesión de 15 minutos de duración (Barra et al., 2011) o de 6 sesiones (2 / semana) (Barra et al., 2013) de Fibrólisis Diacutánea demostró mejoras inmediatas en la intensidad del dolor en pacientes con hombro doloroso y síndrome de pinzamiento subacromial, respectivamente. Otro método de IDM es la Roptroterapia, que consiste en la realización de un masaje profundo de fricción transversa con una presión mantenida a un nivel tolerable por el paciente, en el rango de 5-10 kg/cm² usando una barra T miofascial portátil (Farasyn & Meeusen, 2007). Este procedimiento, utilizando un nuevo diseño del instrumento (barra HT) durante 6 sesiones con una duración de 20 minutos (3 / semana), mostró mejoras inmediatas en la intensidad del dolor en pacientes con dolor lumbar bajo inespecífico crónico (Yoon et al., 2012). De manera similar, una única sesión de 30 minutos de duración de Roptroterapia, en este caso realizada con la barra T tradicional, mejoró la intensidad del dolor y los PPTs del erector espinal y glúteo máximo en pacientes con dolor lumbar bajo inespecífico subagudo (Farasyn & Meeusen, 2007) y a la semana después de la sesión en pacientes con dolor lumbar bajo inespecífico crónico (Farasyn et al., 2006).

Inmediatamente después de la sesión de masaje terapéutico, los valores de la intensidad del dolor, del umbral de dolor a la presión, y de las variables miométricas (tono, rigidez y elasticidad) y ecográficas (morfología, rigidez y flujo sanguíneo) a nivel del MTrP del músculo trapecio superior fueron similares en ambos grupos mostrando que el IDM y el masaje no instrumentado producen efectos similares en los pacientes con dolor de cuello y presencia de MTrP en el trapecio superior. Estudios previos han mostrado beneficios similares en la intensidad del dolor, Índice de Discapacidad de Oswestry y Cuestionario de Discapacidad Roland Morris inmediatamente después de 6 sesiones (3 / semana) de Roptroterapia o 10 sesiones (5 / semana) de TENS en pacientes con dolor lumbar bajo inespecífico crónico (Yoon et al., 2012). De la misma manera, las mejoras en intensidad de dolor en pacientes con síndrome de pinzamiento subacromial fueron similares después de 6 sesiones de Fibrólisis Diacutánea, ejercicio terapéutico, electroterapia analgésica y crioterapia con respecto a un tratamiento control (recibiendo el mismo protocolo, pero sin Fibrólisis Diacutánea) o un tratamiento placebo (recibiendo el mismo protocolo además de Fibrólisis Diacutánea placebo) (Barra et al., 2013). Se han mostrado resultados similares inmediatamente después de una simple sesión de Fibrólisis Diacutánea o en una sesión placebo en pacientes con dolor de hombro, con mejoras similares en la intensidad de dolor tras ambos tratamientos (Barra et al., 2011). Por otro lado, una semana después de una simple sesión de Roptroterapia ha mostrado una mejoría más significativa en la intensidad del dolor, Índice de Discapacidad de Oswestry y en el PPT del músculo erector espinal con respecto a una sesión placebo (mediante Endermología) o una sesión control (sin recibir ningún tratamiento), en pacientes con dolor lumbar bajo inespecífico crónico (Farasyn et al., 2006). Para el conocimiento de los autores, este es el primer estudio comparando dos formas de masaje equivalentes (instrumentado y no instrumentado), usando protocolos estándares con maniobras de masaje específicas y equivalentes, con la misma duración de las técnicas y sobre los mismos músculos; por otro

lado la falta de un grupo placebo puede influir negativamente en los resultados, siendo necesario incluir un grupo placebo en futuros estudios.

Los mecanismos específicos de acción del masaje terapéutico se desconocen, pero se han argumentado varias respuestas fisiológicas. Estas incluyen: aumento del flujo linfático, un cambio desde una respuesta simpática a parasimpática, prevención de la fibrosis, aclaramiento del lactato sanguíneo, y efectos en el sistema inmunológico, cognición y dolor (Bervoets et al., 2015). En el grupo control (de masaje no instrumentado), a nivel del MTrP del trapecio superior se produjo un descenso significativo del tono, mientras que el PPT también descendió. En una reciente revisión sistemática, se concluyó que el masaje tiene un efecto a corto plazo en el alivio del dolor de hombro y osteoartritis de rodilla, pero no en pacientes con dolor de cuello (Bervoets et al., 2015); estos resultados son acordes a los del presente estudio, en el que no se observó efecto en la intensidad del dolor y hubo una disminución del PPT del MTrP del músculo trapecio superior. En un estudio acerca de los efectos de un masaje sobre la musculatura de la pantorrilla durante 10 minutos a personas sanas no se observaron cambios en las características pasivas mecánicas de esta musculatura (Thomson et al., 2015); mientras que en el presente estudio, el tono disminuyó inmediatamente después del masaje no instrumentado.

Por otra parte, el mecanismo específico de acción del IDM mediante Richelli's Painreliever™ no ha sido propiamente investigado. En estudios previos en relación a otras formas de IDM, como la Roptroterapia, se ha argumentado que produce una regeneración del tejido cicatricial; resultando en una liberación del atrapamiento de un nervio local sensitivo, con una consiguiente menor activación del nervio aferente sensitivo en relación a este, del hasta dorsal y de los centros cerebrales altos; y después de varias semanas observarse una reducción de los endurecimientos musculares y un alivio del dolor; todo esto explicado en detalle en el estudio de (Farasyn, 2007). Por su parte, los mecanismos específicos de acción de la Fibrólisis Diacutánea tampoco han sido debidamente investigados, pero se ha argumentado que su

mecanismo de acción podría ser mecánico, circulatorio y además actuar a nivel de los reflejos tendinosos (Barra et al., 2013).

El PPT del músculo tibial anterior fue evaluado en la línea base para reconocer si el participante tenía un patrón de dolor central; ya se ha informado en estudios previos, que un valor bajo del PPT en una zona distal y no lesionada podría reflejar una sensibilización del sistema nervioso central a un input nociceptivo aumentado (Walton et al., 2011; Woolf & Salter, 2000). Los valores del PPT del tibial anterior fueron altos en ambos grupos, demostrando que los participantes no mostraban dicho patrón. Por otro lado, estos valores no mostraron cambios después de la realización de las sesiones de masaje terapéutico en ningún grupo, en el presente estudio. Estos resultados están en concordancia con los de estudios previos, los cuales analizaron el músculo tríceps braquial en pacientes con dolor lumbar bajo, y en el que se expresó la posibilidad de que una sensibilización periférica de los nociceptores de lugar a un dolor local del MTrP o a un endurecimiento muscular, más que los cambios neuroplásticos en el asta dorsal de la medula espinal (Farasyn & Meeusen, 2007).

La fuerza de presión del fisioterapeuta que llevó a cabo el procedimiento de intervención, medida mediante dinamometría fue valorada por primera vez en la literatura, tanto después de un IDM como de un masaje no instrumentado. Los análisis intra-grupo mostraron una disminución media en la fuerza de la mano derecha e izquierda inmediatamente y una hora después de la realización de ambos tipos de masaje terapéutico, alcanzado significancia estadística en la fuerza de presión de la mano derecha inmediatamente después del masaje no instrumentado, y en la de la mano izquierda una hora después de ambos masajes. De la misma manera, inmediatamente después del masaje no instrumentado la fuerza de presión de la mano izquierda disminuyó más que después del IDM; mientras que una hora después de la intervención, la fuerza de la misma mano disminuyó con respecto al IDM, pero esta vez sin alcanzar la significación estadística. La realización de diferentes procedimientos manuales, como el masaje de tejidos blandos, compresión isquémica de un MTrP, o la manipulación,

transmiten cargas altas en las muñecas, manos, dedos y pulgares del fisioterapeuta (Campo et al., 2008; Caragianis, 2002); aumentando el riesgo y prevalencia de padecer lesiones relacionadas con el trabajo en estas articulaciones (Bork et al., 1996; Campo et al., 2008; Caragianis, 2002; Cromie et al., 2000; Glover et al., 2005; Grooten et al., 2011; Holder et al., 1999; Rossettini et al., 2016; Snodgrass et al., 2003; Stevens, 1994; Wajon & Ada, 2003; West & Gardner, 2001). Entre todas estas técnicas, el masaje de tejidos blandos es el que más influye (posiblemente debido a la gran duración de esta técnica), mostrando que el dolor es proporcional al número de pacientes al día a los que se les realizan estas técnicas (Hong, 2004), con un aumento significativo del riesgo de aumentar las lesiones relacionadas con el trabajo si se llevan a cabo en más de 10 pacientes al día (Campo et al., 2008). Por consiguiente, el uso de un instrumental adecuado durante la realización del masaje terapéutico podría ser necesario para minimizar el daño a los fisioterapeutas (Yoon et al., 2012). Y en relación a esto, se ha argumentado e hipotetizado que el uso de diferentes instrumentos de IDM, como el Richelli's Painreliever™, la barra T de la Roptroterapia o los ganchos de la Fibrólisis Diacutánea, son más ergonómicos y menos fatigantes para el fisioterapeuta que otros métodos de masaje manuales (Farasyn & Meeusen, 2007; Farasyn et al., 2006; Montañez-Aguilera et al., 2011; Patiño, 2016; Yoon et al., 2012). Aunque hasta la fecha estas herramientas de masaje no han confirmado sus hipótesis, se debe tener en cuenta, que estudios previos han analizado ciertas herramientas durante una movilización de la columna lumbar utilizando el contacto pisiforme, mostrando que ciertas herramientas (*Superthumb* y *Kneeshaw*) y el contacto pisiforme proporcionan la misma habilidad para detectar pequeñas diferencias en la elasticidad o rigidez del tejido; pero aunque el uso de ambas herramientas produjo menos agravación del dolor pulgar, estas eran menos cómodas que el contacto pisiforme tanto para el terapeuta como para el paciente (Maher et al., 2002). Además, otro estudio comparó la fatiga e incomodidad subjetiva del fisioterapeuta el cual implementó 10 sesiones de una movilización instrumentada del tejido blando, usando unos instrumentos diseñados específicamente (Técnica Graston) o

uno tradicional (el extremo metálico de un martillo de reflejos) en pacientes con epicondilopatía o fasciopatía plantar; mostrando que el uso del instrumental de la Técnica Graston disminuyó la fatiga / incomodidad durante las sesiones de tratamiento más, que cuando se usaba el martillo de reflejos (Hayes et al., 2007). En el presente estudio, se observó que la fuerza de presión de la mano no dominante (izquierda) después de un masaje no instrumentado disminuyó más que después de un IDM usando la herramienta Richelli's Painreliever™. En adultos, la fuerza de presión parece ser un indicador adecuado de la fuerza del brazo, espalda y pierna (Davies et al., 1988; Fraser et al., 1999; Fricke & Schoenau, 2005; Nicolay & Walker, 2005; Rantanen et al., 2000; Wang et al., 2005; Wind et al., 2010) y de la fuerza muscular general (Günther et al., 2008; Wind et al., 2010). El fisioterapeuta que llevó a cabo el procedimiento terapéutico era caucásico, de 27 años de edad y diestro. Los valores de referencia muestran que la fuerza de presión usualmente es mayor en la mano derecha o dominante (Günther et al., 2008), esto está en concordancia con el presente caso, en el que el fisioterapeuta tenía una fuerza de presión derecha de 68.8 kg (± 4.2) y una fuerza de presión izquierda de 55.4 kg (± 3.9) en la línea base. Por lo que los resultados del estudio presente, en relación a la fuerza de presión (y fuerza general equivalente) del fisioterapeuta podrían ayudar a confirmar la hipótesis de que el IDM produce una menor fatiga y es más ergonómico que un masaje no instrumentado; aunque estos resultados deben ser replicados con más estudios valorando la fuerza de presión y los posibles beneficios en la reducción de lesiones relacionadas con el trabajo en un mayor número de fisioterapeutas.

El instrumento de Richelli's Painreliever™, como otras formas de IDM, no debe reemplazar otras técnicas de fisioterapia que los pacientes puedan necesitar, pero si puede ser un procedimiento de masaje terapéutico con los mismos efectos que otros realizados manualmente, con el efecto beneficioso en la ergonomía y fatiga del fisioterapeuta. Debido a esto, parece necesario que se lleven a cabo futuros estudios con un seguimiento más duradero y un número mayor de sesiones de IDM con Richelli's Painreliever™, de manera aislada o en

combinación con otras herramientas terapéuticas, para poder confirmar estos resultados preliminares.

El presente estudio presenta ciertas limitaciones que deben ser tenidas en cuenta. En primer lugar, la valoración de la rigidez del MTrP del músculo trapecio superior fue realizada mediante la técnica de sonoelastografía, en la que el terapeuta, según la forma en que vibrara el tejido: homogéneamente o heterogéneamente, subjetivamente decidía el valor que tomaría la variable (no rígido o rígido, respectivamente), siendo esto un procedimiento muy operador-dependiente, restando fiabilidad a esta medición, tal y como se refiere en estudios previos (Muro-Culebras & Cuesta-Vargas, 2013). Por otro lado, debido al procedimiento terapéutico, en el que se realizó un masaje terapéutico con las manos del fisioterapeuta o con la herramienta de masaje Richelli's Painreliever™, no fue posible realizar un cegamiento ni a los pacientes ni al fisioterapeuta que llevó a cabo el dicho procedimiento, lo que suele ser común en estudios acerca del masaje (Field, 2016).

Conclusión:

A corto plazo, una única sesión de IDM mediante la herramienta Richelli's Painreliever™, proporciona efectos similares en la intensidad del dolor y las propiedades mecánicas del MTrP del músculo trapecio superior en pacientes con cervicalgia mecánica que un masaje no instrumentado. En términos subjetivos, los pacientes que recibieron el IDM mediante esta herramienta quedaron muy satisfechos e informaron de un alivio inmediato del dolor. Por otra parte, el IDM utilizando el Richelli's Painreliever™ parece ser más ergonómico y menos fatigante que un masaje no instrumentado para el fisioterapeuta que realizó este procedimiento. Futuros estudios; con un seguimiento más duradero, mayor número de sesiones de IDM utilizando la herramienta Richelli's Painreliever™, de manera aislada o en combinación con otros procedimientos terapéuticos, en un amplio rango de lesiones musculo-

esqueléticas y atendiendo a los efectos sobre la prevención de lesiones asociadas con el trabajo en los fisioterapeutas; son necesarios para confirmar estos resultados.

Bibliografía:

Aguilera, F. J. M., Martín, D. P., Masanet, R. A., Botella, A. C., Soler, L. B., & Morell, F. B. (2009).

Immediate effect of ultrasound and ischemic compression techniques for the treatment of trapezius latent myofascial trigger points in healthy subjects: a randomized controlled study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(7), 515–520. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2009.08.001>

Agyapong-Badu, S., Aird, L., Bailey, L., Mooney, K., Mullix, J., Warner, M., ... Stokes, M. (2013).

Interrater reliability of muscle tone, stiffness and elasticity measurements of rectus femoris and biceps brachii in healthy young and older males. *Working Papers in the Health Sciences*, 1(4), 1–11.

Agyapong-Badu, S., Warner, M., Samuel, D., & Stokes, M. (2016). Measurement of ageing

effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 62, 59–67. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.09.011>

Aird, L., Samuel, D., & Stokes, M. (2012). Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in

older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 55(2), e31-39. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2012.03.005>

Andrade Ortega, J. A., Delgado Martínez, A. D., & Almécija Ruiz, R. (2010). Validation of the

Spanish version of the Neck Disability Index. *Spine*, 35(4), E114-118. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181afea5d>

- Arroyo-Morales, M., Olea, N., Ruiz, C., del Castillo, J. de D. L., Martínez, M., Lorenzo, C., & Díaz-Rodríguez, L. (2009). Massage after exercise--responses of immunologic and endocrine markers: a randomized single-blind placebo-controlled study. *Journal of Strength, 23*(2), 638–644. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318196b6a6>
- Bailey, L., Samuel, D., Warner, M., & Stokes, M. (2013). Parameters Representing Muscle Tone, Elasticity and Stiffness of Biceps Brachii in Healthy Older Males: Symmetry and Within-Session Reliability Using the MyotonPRO. *Journal of Neurological Disorders, 1–7*. <https://doi.org/10.4172/2329-6895.1000116>
- Ballyns, J. J., Shah, J. P., Hammond, J., Gebreab, T., Gerber, L. H., & Sikdar, S. (2011). Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine, 30*(10), 1331–1340.
- Barra, M. E., López, C., Fernández, G., Murillo, E., Villar, E., & Raya, L. (2011). The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation, 25*(4), 339–348. <https://doi.org/10.1177/0269215510385480>
- Barra López, M. E., López de Celis, C., Fernández Jentsch, G., Raya de Cárdenas, L., Lucha López, M. O., & Tricás Moreno, J. M. (2013). Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: a randomised controlled trial. *Manual Therapy, 18*(5), 418–424. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.006>
- Bellace, J. V., Healy, D., Besser, M. P., Byron, T., & Hohman, L. (2000). Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists, 13*(1), 46–51.

- Bervoets, D. C., Luijsterburg, P. A. J., Alessie, J. J. N., Buijs, M. J., & Verhagen, A. P. (2015). Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *61*(3), 106–116. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.05.018>
- Binder, A. (2007). The diagnosis and treatment of nonspecific neck pain and whiplash. *Europa Medicophysica*, *43*(1), 79–89.
- Bodes-Pardo, G., Pecos-Martín, D., Gallego-Izquierdo, T., Salom-Moreno, J., Fernández-de-Las-Peñas, C., & Ortega-Santiago, R. (2013). Manual treatment for cervicogenic headache and active trigger point in the sternocleidomastoid muscle: a pilot randomized clinical trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *36*(7), 403–411. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.05.022>
- Bork, B. E., Cook, T. M., Rosecrance, J. C., Engelhardt, K. A., Thomason, M. E., Wauford, I. J., & Worley, R. K. (1996). Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists. *Physical Therapy*, *76*(8), 827–835.
- Brennum, J., Kjeldsen, M., Jensen, K., & Jensen, T. S. (1989). Measurements of human pressure-pain thresholds on fingers and toes. *Pain*, *38*(2), 211–217.
- Brosseau, L., Wells, G. A., Poitras, S., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *16*(4), 424–455. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.002>
- Brosseau, L., Wells, G. A., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., Loew, L., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for neck pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *16*(3), 300–325. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.001>

- Campo, M., Weiser, S., Koenig, K. L., & Nordin, M. (2008). Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: a prospective cohort study with 1-year follow-up. *Physical Therapy, 88*(5), 608–619. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070127>
- Caragianis, S. (2002). The prevalence of occupational injuries among hand therapists in Australia and New Zealand. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists, 15*(3), 234–241.
- Cerezo-Téllez, E., Torres-Lacomba, M., Fuentes-Gallardo, I., Perez-Muñoz, M., Mayoral-Del-Moral, O., Lluch-Girbés, E., ... Falla, D. (2016). Effectiveness of dry needling for chronic nonspecific neck pain: a randomized, single-blinded, clinical trial. *Pain, 157*(9), 1905–1917. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000000591>
- Cerezo-Téllez, E., Torres-Lacomba, M., Mayoral-Del Moral, O., Sánchez-Sánchez, B., Dommerholt, J., & Gutiérrez-Ortega, C. (2016). Prevalence of Myofascial Pain Syndrome in Chronic Non-Specific Neck Pain: A Population-Based Cross-Sectional Descriptive Study. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*. <https://doi.org/10.1093/pm/pnw114>
- Chatchawan, U., Thinkhamrop, B., Kharmwan, S., Knowles, J., & Eungpinichpong, W. (2005). Effectiveness of traditional Thai massage versus Swedish massage among patients with back pain associated with myofascial trigger points. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 9*(4), 298–309. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.02.001>
- Clarkson, P. M., & Sayers, S. P. (1999). Etiology of exercise-induced muscle damage. *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée, 24*(3), 234–248.
- Côté, P., Cassidy, J. D., Carroll, L. J., & Kristman, V. (2004). The annual incidence and course of neck pain in the general population: a population-based cohort study. *Pain, 112*(3), 267–273. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2004.09.004>

- Crane, J. D., Ogborn, D. I., Cupido, C., Melov, S., Hubbard, A., Bourgeois, J. M., & Tarnopolsky, M. A. (2012). Massage therapy attenuates inflammatory signaling after exercise-induced muscle damage. *Science Translational Medicine*, 4(119), 119ra13. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3002882>
- Cromie, J. E., Robertson, V. J., & Best, M. O. (2000). Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: prevalence, severity, risks, and responses. *Physical Therapy*, 80(4), 336–351.
- Cuesta-Vargas, A. I., & Gabel, C. P. (2014). Validation of a Spanish version of the Spine Functional Index. *Health and Quality of Life Outcomes*, 12, 96. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-12-96>
- Davidson, M. J., Bryant, A. L., Bower, W. F., & Frawley, H. C. (2016). Myotonometry Reliably Measures Muscle Stiffness in the Thenar and Perineal Muscles. *Physiotherapy Canada*, 1–9. <https://doi.org/10.3138/ptc.2015-85>
- Davies, B. N., Greenwood, E. J., & Jones, S. R. (1988). Gender difference in the relationship of performance in the handgrip and standing long jump tests to lean limb volume in young adults. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(3), 315–320.
- Delaney, J. P. A., Leong, K. S., Watkins, A., & Brodie, D. (2002). The short-term effects of myofascial trigger point massage therapy on cardiac autonomic tone in healthy subjects. *Journal of Advanced Nursing*, 37(4), 364–371.
- Dougherty, J., Schaefer, E., Nair, K., Kelly, J., & Masi, A. (2013). Repeatability, Reproducibility, and Calibration of the MyotonPro® on Tissue Mimicking Phantoms, V01AT20A026. <https://doi.org/10.1115/SBC2013-14622>
- Dryden, T., Baskwill, A., & Preyde, M. (2004). Massage therapy for the orthopaedic patient: a review. *Orthopedic Nursing*, 23(5), 327-332-334.

Evans, R., Bronfort, G., Schulz, C., Maiers, M., Bracha, Y., Svendsen, K., ... Transfeldt, E. (2012).

Supervised exercise with and without spinal manipulation performs similarly and better than home exercise for chronic neck pain: a randomized controlled trial. *Spine*, 37(11), 903–914. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31823b3bdf>

Farasyn, A. (2007). Referred muscle pain is primarily peripheral in origin: the “barrier-dam”

theory. *Medical Hypotheses*, 68(1), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.05.063>

Farasyn, A., & Meeusen, R. (2003). Pressure pain thresholds in healthy subjects: influence of

physical activity, history of lower back pain factors and the use of endermology as a placebo-like treatment. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), 53–61. [https://doi.org/10.1016/S1360-8592\(02\)00050-5](https://doi.org/10.1016/S1360-8592(02)00050-5)

Farasyn, A., & Meeusen, R. (2007). Effect of Roprotrotherapy on Pressure-Pain Thresholds in

Patients with Subacute Nonspecific Low Back Pain. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 15(1), 41–53. https://doi.org/10.1300/J094v15n01_06

Farasyn, A., Meeusen, R., & Nijs, J. (2006). A pilot randomized placebo-controlled trial of

roptrotherapy in patients with subacute non-specific low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 19, 111–117.

Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Fernández-Carnero, J., & Carlos Miangolarra-

Page, J. (2006). The immediate effect of ischemic compression technique and transverse friction massage on tenderness of active and latent myofascial trigger points: a pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10(1), 3–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.05.003>

Field, T. (2016). Massage therapy research review. *Complementary Therapies in Clinical*

Practice, 24, 19–31. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2016.04.005>

- Fraser, A., Vallow, J., Preston, A., & Cooper, R. G. (1999). Predicting “normal” grip strength for rheumatoid arthritis patients. *Rheumatology (Oxford, England)*, 38(6), 521–528.
- Fricke, O., & Schoenau, E. (2005). Examining the developing skeletal muscle: Why, what and how? *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 5(3), 225–231.
- Gabel, C. P., Melloh, M., Burkett, B., & Michener, L. A. (2013). The Spine Functional Index: development and clinimetric validation of a new whole-spine functional outcome measure. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.09.055>
- Gavronski, G., Veraksits, A., Vasar, E., & Maarros, J. (2007). Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiological Measurement*, 28(6), 625–637. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/6/002>
- Gerwin, R. D., Shannon, S., Hong, C. Z., Hubbard, D., & Gevirtz, R. (1997). Interrater reliability in myofascial trigger point examination. *Pain*, 69(1–2), 65–73.
- Glover, W., McGregor, A., Sullivan, C., & Hague, J. (2005). Work-related musculoskeletal disorders affecting members of the Chartered Society of Physiotherapy. *Physiotherapy*, 91(3), 138–147. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2005.06.001>
- Grooten, W. J. A., Wernstedt, P., & Campo, M. (2011). Work-related musculoskeletal disorders in female Swedish physical therapists with more than 15 years of job experience: prevalence and associations with work exposures. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(3), 213–222. <https://doi.org/10.3109/09593985.2010.481323>
- Günther, C. M., Bürger, A., Rickert, M., Crispin, A., & Schulz, C. U. (2008). Grip strength in healthy caucasian adults: reference values. *The Journal of Hand Surgery*, 33(4), 558–565. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.01.008>

- Gupta, S. K. (2011). Intention-to-treat concept: A review. *Perspectives in Clinical Research*, 2(3), 109–112. <https://doi.org/10.4103/2229-3485.83221>
- Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N. L., & Nowicki, A. L. (2000). Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Physical Therapy*, 80(10), 997–1003.
- Hayes, D., Loghmani, M., Lubitz, R., & Moore, E. (2007). A comparison of 2 instrument-assisted soft tissue mobilization techniques: effects on therapist discomfort/fatigue and treatment time. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(1 orthopaedic section abstracts: OPL19), A17.
- Hemmings, B., Smith, M., Graydon, J., & Dyson, R. (2000). Effects of massage on physiological restoration, perceived recovery, and repeated sports performance. *British Journal of Sports Medicine*, 34(2), 109–114; discussion 115.
- Hinds, T., McEwan, I., Perkes, J., Dawson, E., Ball, D., & George, K. (2004). Effects of massage on limb and skin blood flow after quadriceps exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(8), 1308–1313.
- Holder, N. L., Clark, H. A., DiBlasio, J. M., Hughes, C. L., Scherpf, J. W., Harding, L., & Shepard, K. F. (1999). Cause, prevalence, and response to occupational musculoskeletal injuries reported by physical therapists and physical therapist assistants. *Physical Therapy*, 79(7), 642–652.
- Hong, S. (2004). *A study on the related factors of musculoskeletal disease among physical therapists in Korea*. Asan: Soonchunhyang university graduate.
- Hou, C.-R., Tsai, L.-C., Cheng, K.-F., Chung, K.-C., & Hong, C.-Z. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(10), 1406–1414.

- Hoving, J. L., Koes, B. W., de Vet, H. C. W., van der Windt, D. A. W. M., Assendelft, W. J. J., van Mameren, H., ... Bouter, L. M. (2002). Manual therapy, physical therapy, or continued care by a general practitioner for patients with neck pain. A randomized, controlled trial. *Annals of Internal Medicine*, *136*(10), 713–722.
- Ianieri, G., Saggini, R., Marvulli, R., Tondi, G., Aprile, A., Ranieri, M., ... Megna, G. (2009). New approach in the assessment of the tone, elasticity and the muscular resistance: nominal scales vs MYOTON. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, *22*(3 Suppl), 21–24.
- Jafri, M. S. (2014). Mechanisms of Myofascial Pain. *International Scholarly Research Notices*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/523924>
- Jimbo, S., Atsuta, Y., Kobayashi, T., & Matsuno, T. (2008). Effects of dry needling at tender points for neck pain (Japanese: katakori): near-infrared spectroscopy for monitoring muscular oxygenation of the trapezius. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, *13*(2), 101–106. <https://doi.org/10.1007/s00776-007-1209-z>
- Kalichman, L., & Vulfsons, S. (2010). Dry needling in the management of musculoskeletal pain. *Journal of the American Board of Family Medicine: JABFM*, *23*(5), 640–646. <https://doi.org/10.3122/jabfm.2010.05.090296>
- Kumbhare, D. A., Elzibak, A. H., & Noseworthy, M. D. (2016). Assessment of Myofascial Trigger Points Using Ultrasound. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *95*(1), 72–80. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000376>
- Leong, D. P., Teo, K. K., Rangarajan, S., Kutty, V. R., Lanas, F., Hui, C., ... Yusuf, S. (2016). Reference ranges of handgrip strength from 125,462 healthy adults in 21 countries: a prospective urban rural epidemiologic (PURE) study. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, *7*(5), 535–546. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12112>

- León-Hernández, J. V., Martín-Pintado-Zugasti, A., Frutos, L. G., Alguacil-Diego, I. M., de la Llave-Rincón, A. I., & Fernandez-Carnero, J. (2016). Immediate and short-term effects of the combination of dry needling and percutaneous TENS on post-needling soreness in patients with chronic myofascial neck pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 0, 0. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0176>
- Little, P., Stuart, B., Stokes, M., Nicholls, C., Roberts, L., Preece, S., ... Smith, P. (2014). *Alexander technique and Supervised Physiotherapy Exercises in back pain (ASPEN): a four-group randomised feasibility trial*. Southampton (UK): NIHR Journals Library. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK259305/>
- Lord, B. A., & Parsell, B. (2003). Measurement of pain in the prehospital setting using a visual analogue scale. *Prehospital and Disaster Medicine*, 18(4), 353–358.
- Maher, C. G., Latimer, J., & Starkey, I. (2002). An evaluation of Superthumb and the Kneeshaw device as manual therapy tools. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 48(1), 25–30.
- Montañez-Aguilera, F. J., Valtueña-Gimeno, N., Pecos-Martín, D., Arnau-Masanet, R., Barrios-Pitarque, C., & Bosch-Morell, F. (2010). Changes in a patient with neck pain after application of ischemic compression as a trigger point therapy. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 23(2), 101–104. <https://doi.org/10.3233/BMR-2010-0255>
- Montañez-Aguilera FJ, Valtueña-Gimeno N, Chamón-Sánchez-de-los-Silos R, Martínez-Sanchís J, Barrios-Pitarque C, & Bosch-Morell F. (2011). Short-term efficacy of Richelli's Painreliever on upper trapezius myofascial trigger point in a patient with neck pain- A case report, 3, 60–69.
- Mooney, K., Warner, M., & Stokes, M. (2013). Symmetry and within-session reliability of mechanical properties of biceps brachii muscles in healthy young adult males using the MyotonPRO device. *Working Papers in the Health Sciences*, 1(3).

- Mori, H., Ohsawa, H., Tanaka, T. H., Taniwaki, E., Leisman, G., & Nishijo, K. (2004). Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, *10*(5), CR173-178.
- Moyer, C. A., Rounds, J., & Hannum, J. W. (2004). A meta-analysis of massage therapy research. *Psychological Bulletin*, *130*(1), 3–18. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.130.1.3>
- Mullix, J., Warner, M., & Stokes, M. (2012). Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand held MyotonPRO device: relative ratios and reliability. *Working Papers in Health Sciences*, *1*(1), 1–8.
- Muro-Culebras, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). Sono-myography and sono-myoeleography of the tender points of women with fibromyalgia. *Ultrasound in Medicine & Biology*, *39*(11), 1951–1957. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.05.001>
- Nicolay, C. W., & Walker, A. L. (2005). Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *35*(7), 605–618. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.01.007>
- Patiño, S. (2016). Fisioterapia en el abordaje del tejido conectivo y fascial. Terapia de inducción miofascial. Masaje de fricción transverso profundo (Cyriax). Fibrólisis diacutánea. In *Seco J, editor. Métodos Específicos de Intervención en Fisioterapia*. (Vol. 1, pp. 115–132). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Portillo-Soto, A., Eberman, L. E., Demchak, T. J., & Peebles, C. (2014). Comparison of blood flow changes with soft tissue mobilization and massage therapy. *Journal of Alternative and Complementary Medicine (New York, N.Y.)*, *20*(12), 932–936. <https://doi.org/10.1089/acm.2014.0160>

Pruyn, E. C., Watsford, M. L., & Murphy, A. J. (2016). Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *Journal of Sport and Health Science*.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2015.12.001>

Pruyn, E. C., Watsford, M., & Murphy, A. (2014). The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme*, 39(10), 1144–1150.
<https://doi.org/10.1139/apnm-2014-0063>

Rantanen, T., Harris, T., Leveille, S. G., Visser, M., Foley, D., Masaki, K., & Guralnik, J. M. (2000). Muscle strength and body mass index as long-term predictors of mortality in initially healthy men. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(3), M168-173.

Reis, M. M., & Arantes, P. M. M. (2011). Medida da força de preensão manual- validade e confiabilidade do dinamômetro saehan. *Fisioterapia E Pesquisa*, 18(2), 176–181.
<https://doi.org/10.1590/S1809-29502011000200013>

Rodríguez-Mansilla, J., González-Sánchez, B., De Toro García, Á., Valera-Donoso, E., Garrido-Ardila, E. M., Jiménez-Palomares, M., & González López-Arza, M. V. (2016). Effectiveness of dry needling on reducing pain intensity in patients with myofascial pain syndrome: a Meta-analysis. *Journal of Traditional Chinese Medicine = Chung I Tsa Chih Ying Wen Pan / Sponsored by All-China Association of Traditional Chinese Medicine, Academy of Traditional Chinese Medicine*, 36(1), 1–13.

Rossettini, G., Rondoni, A., Schiavetti, I., Tezza, S., & Testa, M. (2016). Prevalence and risk factors of thumb pain in Italian manual therapists: An observational cross-sectional study. *Work (Reading, Mass.)*, 54(1), 159–169. <https://doi.org/10.3233/WOR-162289>

Schneider, S., Peipsi, A., Stokes, M., Knicker, A., & Abeln, V. (2015). Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology. *Medical &*

- Biological Engineering & Computing*, 53(1), 57–66. <https://doi.org/10.1007/s11517-014-1211-5>
- Sevier, T. L., & Stegink-Jansen, C. W. (2015). Astym treatment vs. eccentric exercise for lateral elbow tendinopathy: a randomized controlled clinical trial. *PeerJ*, 3, e967. <https://doi.org/10.7717/peerj.967>
- Sherman, K. J., Dixon, M. W., Thompson, D., & Cherkin, D. C. (2006). Development of a taxonomy to describe massage treatments for musculoskeletal pain. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 6, 24. <https://doi.org/10.1186/1472-6882-6-24>
- Shoemaker, J. K., Tiidus, P. M., & Mader, R. (1997). Failure of manual massage to alter limb blood flow: measures by Doppler ultrasound. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(5), 610–614.
- Sikdar, S., Shah, J. P., Gebreab, T., Yen, R.-H., Gilliams, E., Danoff, J., & Gerber, L. H. (2009). Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(11), 1829–1838. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.04.015>
- Silva, A. P. M. C. C., Acedo, A. A., Antunes, A. C. L., Santos, M. G. dos, Fukuda, T. Y., Apolinario, A., & Finotti, P. H. A. (2011). Electromyography analysis of upper trapezius relaxation induced by interferential current in subjects with neck discomfort. *Journal of Applied Research*, 11(1), 20–29.
- Simons, D. G. (2004). Review of enigmatic MTrPs as a common cause of enigmatic musculoskeletal pain and dysfunction. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 95–107. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.018>

- Simons, D.G, Travell, J.G., & Simons, L. S. (1999). *Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual. Upper half of body* (2nd ed). Baltimore: Willians & Wilkins.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A., Chiarelli, P., Bates, A. M., & Rowe, L. J. (2003). Factors related to thumb pain in physiotherapists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 49(4), 243–250. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60140-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60140-9)
- Sriwatanakul, K., Kelvie, W., Lasagna, L., Calimlim, J. F., Weis, O. F., & Mehta, G. (1983). Studies with different types of visual analog scales for measurement of pain. *Clinical Pharmacology and Therapeutics*, 34(2), 234–239.
- Stevens, K. L. (1994). Occupational Therapists Whose Primary Area of Practice Is Hand Therapy Self-Reported Cumulative Trauma Disorders. *Work (Reading, Mass.)*, 4(3), 171–179. <https://doi.org/10.3233/WOR-1994-4304>
- Taylor, L. S., Porter, B. C., Rubens, D. J., & Parker, K. J. (2000). Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477–1494.
- Thomson, D., Gupta, A., Arundell, J., & Crosbie, J. (2015). Deep soft-tissue massage applied to healthy calf muscle has no effect on passive mechanical properties: a randomized, single-blind, cross-over study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 7, 21. <https://doi.org/10.1186/s13102-015-0015-8>
- Tiidus, P. M., & Shoemaker, J. K. (1995). Effleurage massage, muscle blood flow and long-term post-exercise strength recovery. *International Journal of Sports Medicine*, 16(7), 478–483. <https://doi.org/10.1055/s-2007-973041>
- Tough, E. A., White, A. R., Cummings, T. M., Richards, S. H., & Campbell, J. L. (2009). Acupuncture and dry needling in the management of myofascial trigger point pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *European Journal of Pain (London, England)*, 13(1), 3–10. <https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2008.02.006>

- Trampas, A., Kitsios, A., Sykaras, E., Symeonidis, S., & Lazarou, L. (2010). Clinical massage and modified Proprioceptive Neuromuscular Facilitation stretching in males with latent myofascial trigger points. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(3), 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.02.003>
- Veldi, M., Vasar, V., Vain, A., & Kull, M. (2004). Obstructive sleep apnea and ageing Myotonometry demonstrates changes in the soft palate and tongue while awake. *Pathophysiology: The Official Journal of the International Society for Pathophysiology*, 11(3), 159–165. <https://doi.org/10.1016/j.pathophys.2004.08.002>
- Vernon, H., & Mior, S. (1991). The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 14(7), 409–415.
- Wajon, A., & Ada, L. (2003). Prevalence of thumb pain in physical therapists practicing spinal manipulative therapy. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 16(3), 237–244.
- Walton, D. M., Macdermid, J. C., Nielson, W., Teasell, R. W., Reese, H., & Levesque, L. (2011). Pressure pain threshold testing demonstrates predictive ability in people with acute whiplash. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 658–665. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3668>
- Wang, M., Leger, A. B., & Dumas, G. A. (2005). Prediction of back strength using anthropometric and strength measurements in healthy females. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(7), 685–692. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.003>
- Wang, Q., Zeng, H., Best, T. M., Haas, C., Heffner, N. T., Agarwal, S., & Zhao, Y. (2014). A mechatronic system for quantitative application and assessment of massage-like actions in small animals. *Annals of Biomedical Engineering*, 42(1), 36–49. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0886-3>

- West, D. J., & Gardner, D. (2001). Occupational injuries of physiotherapists in North and Central Queensland. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 47(3), 179–186.
- Williams, J. R. (2008). The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), 650–652.
- Wiltshire, E. V., Poitras, V., Pak, M., Hong, T., Rayner, J., & Tschakovsky, M. E. (2010). Massage impairs postexercise muscle blood flow and “lactic acid” removal. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1062–1071.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c9214f>
- Wind, A. E., Takken, T., Helders, P. J. M., & Engelbert, R. H. H. (2010). Is grip strength a predictor for total muscle strength in healthy children, adolescents, and young adults? *European Journal of Pediatrics*, 169(3), 281–287. <https://doi.org/10.1007/s00431-009-1010-4>
- Woolf, C. J., & Salter, M. W. (2000). Neuronal plasticity: increasing the gain in pain. *Science (New York, N.Y.)*, 288(5472), 1765–1769.
- Yoon, Y.-S., Yu, K.-P., Lee, K. J., Kwak, S.-H., & Kim, J. Y. (2012). Development and application of a newly designed massage instrument for deep cross-friction massage in chronic non-specific low back pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(1), 55–65.
<https://doi.org/10.5535/arm.2012.36.1.55>



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

DISCUSIÓN GENERAL AL MARCO EMPÍRICO



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Con respecto al ejercicio acuático se ha evidenciado de manera general que la actividad muscular, sobre todo de los músculos de los miembros inferiores y el tronco, medida mediante electromiografía de superficie, es menor durante la realización de los ejercicios en un ambiente acuático que en uno terrestre, tal y como se ha descrito recientemente en otros estudios (Heywood et al., 2016). Por su parte, las tareas funcionales, aunque son ampliamente usadas clínicamente, debido a su relevancia en las actividades de la vida diaria y porque se asocian comúnmente a caídas (Akram et al., 2010; Tinetti et al., 1988), no habían sido descritas hasta la fecha. Se ha observado, de manera general una menor actividad muscular en la musculatura del miembro inferior y del tronco durante la realización de tareas funcionales (*time get up and go*, levantarse de una silla y girar) en un medio acuático con respecto al terrestre en sujetos sanos. Esto podría tener implicaciones futuras para los fisioterapeutas que diseñen programas de fisioterapia acuática mediante la realización de las tareas funcionales en aquellos pacientes que por su lesión o condición física no toleren el estrés mecánico y la sobrecarga articular que produce el ejercicio en un ambiente seco, pudiendo alcanzar respuestas físicas y fisiológicas con las que obtengan beneficios en su salud.

Por su parte, el masaje profundo instrumentado produce unos efectos en las propiedades mecánicas del punto gatillo miofascial del trapecio en pacientes con cervicalgia mecánica, obtenidos mediante algometría, miotonometría y ecografía musculoesquelética similares a los obtenidos por un masaje realizado manualmente. Tanto la herramienta de masaje, como la tecnología utilizada para medir las propiedades mecánicas del tejido han sido por primera vez utilizadas en un estudio de control aleatorizado, por lo que sería difícil contrastar los datos. Si bien es cierto, que los pacientes que recibieron el masaje profundo instrumentado obtuvieron una mejoría clínica subjetiva relevante, lo cual está en concordancia con estudios previos, aunque usaran otra herramienta de masaje y fueran llevado a cabo en diferentes patologías musculoesqueléticas (Barra et al., 2013; Farasyn et al., 2006; Yoon et al., 2012). Además, el masaje profundo instrumentado parece ser más ergonómico para el fisioterapeuta, debido a

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

que la fuerza de presión se ve menos disminuida, en comparación con la realización de un masaje terapéutico llevado a cabo manualmente; esto por primera vez ha comprobado objetivamente la hipótesis de que ciertos instrumentos de masaje son más ergonómicos para el fisioterapeuta (Farasyn, 2007; Farasyn et al., 2006; Montañez-Aguilera et al., 2011; Yoon et al., 2012), pudiendo producir una remisión del riesgo de lesiones en muñeca, manos o dedos, situación muy relacionada con la práctica clínica del masaje entre los fisioterapeutas (Campo et al., 2008; Hong, 2004).



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

CONCLUSIONES



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

CONCLUSIÓN GENERAL

La actividad muscular, medida mediante electromiografía de superficie fue menor durante la realización de diferentes ejercicios en un ambiente acuático, en comparación a los ejercicios equivalentes realizados en seco. Por su parte, el masaje profundo instrumentado produce unos efectos similares en las propiedades mecánicas del punto gatillo miofascial del músculo trapecio superior de pacientes con cervicalgia mecánica, en comparación a los que produce un masaje terapéutico realizado manualmente.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

CONCLUSIONES ESPECÍFICAS

- La actividad muscular, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de diferentes ejercicios realizados en agua es menor que en seco.
- La actividad muscular de los músculos vasto interno del cuádriceps, recto anterior del cuádriceps, bíceps femoral, tibial anterior y sóleo, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“time get up and go”* en agua es menor que en seco, en sujetos sanos.
- La actividad muscular de los músculos vasto interno del cuádriceps, recto anterior del cuádriceps, bíceps femoral, tibial anterior, gemelo interno y sóleo, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“levantarse de una silla”* en agua es menor que en seco, mientras que la actividad muscular del músculo recto anterior del abdomen y el erector espinal es mayor en agua que en seco, en sujetos sanos.
- La actividad muscular de los músculos bíceps femoral, tibial anterior y erector espinal, obtenida a través de la electromiografía de superficie, durante la realización de la tarea funcional *“girar”* en agua es menor que en seco, mientras que la actividad muscular del músculo vasto interno del cuádriceps, recto anterior femoral, gemelo interno, sóleo y recto anterior abdominal es similar en ambos ambientes, en sujetos sanos.
- El masaje profundo instrumentado usando una barra HT parece ser un procedimiento eficaz y seguro en pacientes con lumbalgia, así como el uso de la Fibrólisis Diacutánea en pacientes con síndrome de pinzamiento subacromial u hombro doloroso; aunque la gran variabilidad de herramientas de masaje y la falta de estudios en otras regiones corporales hace que se necesiten más investigaciones.
- El masaje profundo instrumentado usando la herramienta de Richelli's Painreliever™, produjo los mismos efectos en las propiedades mecánicas del punto gatillo miofascial del

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

músculo trapecio superior en pacientes con cervicalgia mecánica, con respecto al masaje realizado manualmente. Aunque en cuanto a la efectividad clínica subjetiva y la ergonomía para el fisioterapeuta, el masaje profundo instrumentado produjo mejores resultados.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

COMPETENCIAS ADQUIRIDAS



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

COMPETENCIAS INSTRUMENTALES

Derivado del proceso de aprendizaje como doctorando bajo la dirección de Antonio Ignacio Cuesta Vargas, he podido conocer y familiarizarme con diferentes instrumentos de evaluación clinimétricos (IPAQ, NDI, SFI, etc.), además he ido adquiriendo todas aquellas destrezas necesarias para el desarrollo de bases de datos, en las que incluyo la codificación y el volcado de variables, y el posterior análisis y estudio de estas.

Durante, tanto en mi primera fase como en la segunda fase de este proceso de aprendizaje investigador, he adquirido las competencias necesarias para el manejo de instrumentos (algunos de ellos de última tecnología) para la monitorización de la actividad física o la condición física (electromiografía de superficie, terrestre y acuática; dinamometría; etc.) o para el abordaje y la medición de las características mecánicas de los tejidos blandos en pacientes (miotonometría, ecografía musculo-esquelética, sonoelastografía, algometría, etc.), así como el procesamiento de los datos para su análisis posterior, requiriendo este proceso el conocimiento y manejo de software específico para cada uno de los dispositivos.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

COMPETENCIAS INTERPERSONALES

Gracias a la formación que he podido recibir durante mi periodo como doctorando y al gran equipo de investigadores, docentes y trabajadores de los que he estado rodeado en todo momento, me encuentro capacitado para, tanto desarrollar como colaborar en proyectos de investigación de diferentes temáticas.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

PROSPECTIVA

En base a la experiencia adquirida y tras obtener los resultados presentados tras la puesta en marcha del presente proyecto se pasan a formular ciertas propuestas para poder enriquecer futuros trabajos en cuanto a estas mismas líneas de investigación.

En relación a la línea de investigación “valoración de las tareas funcionales en el movimiento acuático: un reto en la ingeniería biomédica”, se pretende continuar el estudio de la realización de estas tareas y sus diferencias con respecto al medio terrestre, por lo que se pretende realizar las valoraciones por medio de tecnología que sea capaz de realizar estudios de la cinética y cinemática en un medio acuático, además de continuar el estudio de las respuestas neuromusculares, obtenidas mediante electromiografía de superficie, de ahora en adelante con diferentes poblaciones (pacientes con diversas alteraciones musculoesqueléticas, ancianos, frágiles, etc.).

Por otro lado, los resultados obtenidos en relación al masaje profundo instrumentado al ser a corto a plazo, hacen necesario que se realicen estudios con un seguimiento más a largo plazo de los pacientes, y que reciban un procedimiento terapéutico de más duración, asemejando esto a la práctica clínica de la fisioterapia. Por último, será interesante abordar si existen diferencias en cuanto a la fatiga, comodidad o disminución de lesiones en aquellos fisioterapeutas que utilizan en su práctica clínica diaria algún instrumento de masaje.

Para poder llevar a cabo todo esto, tras la obtención del título de Doctor, el doctorando solicitará algunas de las becas que ofrece el Ministerio de Economía y Competitividad, así como las Ayudas Posdoctorales de Formación en Investigación en Salud con el fin de completar su formación investigadora postdoctoral en un centro I+D nacional.

Fisioterapia manual instrumentada y recuperación funcional acuática

Actualmente el doctorando forma parte del grupo de investigación “Clinimetría (F-14)”, perteneciente a IBIMA (Instituto de Investigación Biomédica de Málaga) liderado por el profesor, doctor y director de la actual tesis doctoral: D. Antonio Ignacio Cuesta Vargas en la que se espera ver facilitado la promoción en la labor investigadora.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

BIBLIOGRAFÍA

- Adegoke, B. O. A., Akodu, A. K., & Oyeyemi, A. L. (2008). Work-related musculoskeletal disorders among Nigerian physiotherapists. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9, 112. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-112>
- Ahles, T. A., Tope, D. M., Pinkson, B., Walch, S., Hann, D., Whedon, M., ... Silberfarb, P. M. (1999). Massage Therapy for Patients Undergoing Autologous Bone Marrow Transplantation. *Journal of Pain and Symptom Management*, 18(3), 157–163. [https://doi.org/10.1016/S0885-3924\(99\)00061-5](https://doi.org/10.1016/S0885-3924(99)00061-5)
- Akram, S. B., Frank, J. S., & Chenouri, S. (2010). Turning behavior in healthy older adults: Is there a preference for step versus spin turns? *Gait & Posture*, 31(1), 23–26. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.238>
- Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1157–1166. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1747-5>
- Alonso-Fraile, M. (2015). Principios básicos de hidroterapia y balneoterapia. In *En: Güeita Rodríguez J, Alonso Fraile M, Fernández de las Peñas C, editores. Terapia acuática: abordajes desde la fisioterapia y la terapia ocupacional* (pp. 3–15). Barcelona: Elsevier España.
- Alrowayeh, H. N., Alshatti, T. A., Aljadi, S. H., Fares, M., Alshamire, M. M., & Alwazan, S. S. (2010). Prevalence, characteristics, and impacts of work-related musculoskeletal disorders: a survey among physical therapists in the State of Kuwait. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 116. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-116>

Ang, J. Y., Lua, J. L., Mathur, A., Thomas, R., Asmar, B. I., Savasan, S., ... Shankaran, S. (2012). A randomized placebo-controlled trial of massage therapy on the immune system of preterm infants. *Pediatrics*, *130*(6), e1549-1558. <https://doi.org/10.1542/peds.2012-0196>

Aquatic Therapy Association of Chartered Physiotherapists. (2006). *Guidance on Good Practice in Hydrotherapy*. London: Chartered Society of Physiotherapy.

Arnold, C. M., Busch, A. J., Schachter, C. L., Harrison, E. L., & Olszynski, W. P. (2008). A Randomized Clinical Trial of Aquatic versus Land Exercise to Improve Balance, Function, and Quality of Life in Older Women with Osteoporosis. *Physiotherapy Canada. Physiotherapie Canada*, *60*(4), 296–306. <https://doi.org/10.3138/physio.60.4.296>

Assis, M. R., Silva, L. E., Alves, A. M. B., Pessanha, A. P., Valim, V., Feldman, D., ... Natour, J. (2006). A randomized controlled trial of deep water running: clinical effectiveness of aquatic exercise to treat fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, *55*(1), 57–65. <https://doi.org/10.1002/art.21693>

Ay, A., & Yurtkuran, M. (2003). Evaluation of hormonal response and ultrasonic changes in the heel bone by aquatic exercise in sedentary postmenopausal women. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *82*(12), 942–949. <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000098039.58584.59>

Ay, A., & Yurtkuran, M. (2005). Influence of aquatic and weight-bearing exercises on quantitative ultrasound variables in postmenopausal women. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *84*(1), 52–61.

Balsamo, S., Mota, L. M. H. da, Santana, F. S. de, Nascimento, D. da C., Bezerra, L. M. A., Balsamo, D. O. C., ... Bottaro, M. (2013). Resistance training versus weight-bearing

- aquatic exercise: a cross-sectional analysis of bone mineral density in postmenopausal women. *Revista Brasileira De Reumatologia*, 53(2), 193–198.
- Barker, K. L., Dawes, H., Hansford, P., & Shamley, D. (2003). Perceived and measured levels of exertion of patients with chronic back pain exercising in a hydrotherapy pool. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(9), 1319–1323.
- Barra, M. E., López, C., Fernández, G., Murillo, E., Villar, E., & Raya, L. (2011). The immediate effects of diacutaneous fibrolysis on pain and mobility in patients suffering from painful shoulder: a randomized placebo-controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 25(4), 339–348. <https://doi.org/10.1177/0269215510385480>
- Barra López, M. E., López de Celis, C., Fernández Jentsch, G., Raya de Cárdenas, L., Lucha López, M. O., & Tricás Moreno, J. M. (2013). Effectiveness of Diacutaneous Fibrolysis for the treatment of subacromial impingement syndrome: a randomised controlled trial. *Manual Therapy*, 18(5), 418–424. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.006>
- Barron, O. A., Glickel, S. Z., & Eaton, R. G. (2000). Basal joint arthritis of the thumb. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(5), 314–323.
- Bayona, N. A., Bitensky, J., Salter, K., & Teasell, R. (2005). The role of task-specific training in rehabilitation therapies. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12(3), 58–65. <https://doi.org/10.1310/BQM5-6YGB-MVJ5-WVCR>
- Beck, M. (2000). *Masaje Terapéutico. Teoría y práctica*. Madrid: Paraninfo.
- Becker, B. E. (2009). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(9), 859–872. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.05.017>

- Becker, B. E. (2010). Biophysiological aspects of hydrotherapy. In *Becker BE, Cole AJ, editores. Comprehensive aquatic therapy* (3rd ed, pp. 23–61). Pullan WA: Washintong State University Press.
- Belza, B., Topolski, T., Kinne, S., Patrick, D. L., & Ramsey, S. D. (2002). Does adherence make a difference? Results from a community-based aquatic exercise program. *Nursing Research, 51*(5), 285–291.
- Bervoets, D. C., Luijsterburg, P. A. J., Alessie, J. J. N., Buijs, M. J., & Verhagen, A. P. (2015). Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review. *Journal of Physiotherapy, 61*(3), 106–116. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.05.018>
- Bialosky, J. E., Bishop, M. D., Price, D. D., Robinson, M. E., & George, S. Z. (2009). The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: a comprehensive model. *Manual Therapy, 14*(5), 531–538. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.09.001>
- Bidonde, J., Busch, A. J., Webber, S. C., Schachter, C. L., Danyliw, A., Overend, T. J., ... Rader, T. (2014). Aquatic exercise training for fibromyalgia. *The Cochrane Database of Systematic Reviews, 10*, CD011336. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011336>
- Bilberg, A., Ahlmén, M., & Mannerkorpi, K. (2005). Moderately intensive exercise in a temperate pool for patients with rheumatoid arthritis: a randomized controlled study. *Rheumatology (Oxford, England), 44*(4), 502–508. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh528>
- Blundell, S. W., Shepherd, R. B., Dean, C. M., Adams, R. D., & Cahill, B. M. (2003). Functional strength training in cerebral palsy: a pilot study of a group circuit training class for children aged 4-8 years. *Clinical Rehabilitation, 17*(1), 48–57.

- Bork, B. E., Cook, T. M., Rosecrance, J. C., Engelhardt, K. A., Thomason, M. E., Wauford, I. J., & Worley, R. K. (1996). Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists. *Physical Therapy, 76*(8), 827–835.
- Bravo, G., Gauthier, P., Roy, P. M., Payette, H., & Gaulin, P. (1997). A weight-bearing, water-based exercise program for osteopenic women: its impact on bone, functional fitness, and well-being. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 78*(12), 1375–1380.
- Brosseau, L., Wells, G. A., Poitras, S., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 16*(4), 424–455. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.002>
- Brosseau, L., Wells, G. A., Tugwell, P., Casimiro, L., Novikov, M., Loew, L., ... Cohoon, C. (2012). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines on therapeutic massage for neck pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 16*(3), 300–325. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.04.001>
- Brosseau, L., Wells, G. A., Tugwell, P., Egan, M., Wilson, K. G., Dubouloz, C.-J., ... Ottawa Panel Members. (2008). Ottawa Panel evidence-based clinical practice guidelines for aerobic fitness exercises in the management of fibromyalgia: part 1. *Physical Therapy, 88*(7), 857–871. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070200>
- Brummitt, J. (2008). The role of massage in sports performance and rehabilitation: Current evidence and future direction. *N Am J Sports Phys Ther, 3*, 7–21.
- Budgell, B., & Polus, B. (2006). The effects of thoracic manipulation on heart rate variability: a controlled crossover trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 29*(8), 603–610. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.08.011>

- Bureau of Labor Statistics [Internet]. (2009). Workplace injury and illness - 2009. Washington (DC): The Bureau. Retrieved from http://www.bls.gov/news.release/archives/osh_10212010.pdf
- Cafarelli, E., & Flint, F. (1992). The role of massage in preparation for and recovery from exercise. An overview. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *14*(1), 1–9.
- Campion, M. (1997). The physiological, therapeutic and psychological effects of activity in water. In *Campion MR, editor. Hydrotherapy: principles and practice* (pp. 3–4). Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- Campo, M., Weiser, S., Koenig, K. L., & Nordin, M. (2008). Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: a prospective cohort study with 1-year follow-up. *Physical Therapy*, *88*(5), 608–619. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070127>
- Cantu, R., & Grodin, A. (1992). *Myofascial manipulation theory and clinical application*. Gainthersberg, Md: Aspen Publishers, Inc.
- Caragianis, S. (2002). The prevalence of occupational injuries among hand therapists in Australia and New Zealand. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, *15*(3), 234–241.
- Cassar, M. (2001). *Manual de masaje terapéutico*. Madrid: McGraw-Hill/Interamericana.
- Castro-Sánchez, A. M., Moreno-Lorenzo, C., Matarán-Peñarrocha, G. A., Aguilar-Ferrándiz, M. E., Almagro-Céspedes, I., & Anaya-Ojeda, J. (2011). Prevención del linfedema tras cirugía de cáncer de mama mediante ortesis elástica de contención y drenaje linfático manual: ensayo clínico aleatorizado. *Medicina Clínica*, *137*(5), 204–207. <https://doi.org/10.1016/j.medcli.2010.09.020>

- Castro-Sánchez, A., Sánchez-Labraca, N., & Aguilar-Ferrándiz, M. (2012). Masoterapia. In *Albornoz Cabello M, Meroño Gallut J, editores. Procedimientos generales de fisioterapia: práctica basada en la evidencia* (pp. 209–233). Barcelona: Elsevier España.
- Chan, Y.-C., Wang, T.-J., Chang, C.-C., Chen, L.-C., Chu, H.-Y., Lin, S.-P., & Chang, S.-T. (2015). Short-term effects of self-massage combined with home exercise on pain, daily activity, and autonomic function in patients with myofascial pain dysfunction syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(1), 217–221. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.217>
- Chatchawan, U., Thinkhamrop, B., Kharmwan, S., Knowles, J., & Eungpinichpong, W. (2005). Effectiveness of traditional Thai massage versus Swedish massage among patients with back pain associated with myofascial trigger points. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9(4), 298–309. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.02.001>
- Cheatham, S. W., Lee, M., Cain, M., & Baker, R. (2016). The efficacy of instrument assisted soft tissue mobilization: a systematic review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 60(3), 200–211.
- Cheng, Y. H., & Huang, G. C. (2014). Efficacy of massage therapy on pain and dysfunction in patients with neck pain: a systematic review and meta-analysis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, 2014, 204360. <https://doi.org/10.1155/2014/204360>
- Childs, J. D., Cleland, J. A., Elliott, J. M., Teyhen, D. S., Wainner, R. S., Whitman, J. M., ... American Physical Therapy Association. (2008). Neck pain: Clinical practice guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopedic Section of the American Physical Therapy Association. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(9), A1–A34. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.0303>

- Choukroun, M. L., Kays, C., & Varène, P. (1989). Effects of water temperature on pulmonary volumes in immersed human subjects. *Respiration Physiology*, 75(3), 255–265.
- Clay, J., & Pounds, D. (2003). *Masoterapia clínica básica*. Madrid: McGraw-Hill/Interamericana.
- Cortés Godoy, V., Gallego Izquierdo, T., Lázaro Navas, I., & Pecos Martín, D. (2014). Effectiveness of massage therapy as co-adjuvant treatment to exercise in osteoarthritis of the knee: A randomized control trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(4), 521–529. <https://doi.org/10.3233/BMR-140476>
- Cromie, J. E., Robertson, V. J., & Best, M. O. (2000). Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: prevalence, severity, risks, and responses. *Physical Therapy*, 80(4), 336–351.
- Cuesta-Vargas, A. (2012). Aquatic Physiotherapy: A Much Used and Little Studied Treatment Modality. *Journal of Novel Physiotherapies*. <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000e120>
- Cuesta-Vargas, A. I., & Cano-Herrera, C. L. (2014). Surface electromyography during physical exercise in water: a systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 15. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-6-15>
- Cuesta-Vargas, A. I., García-Romero, J. C., Dediego-Acosta, Á. M., González-Sánchez, M., & Labajos-Manzanares, M. T. (2009). Clinical effect of deep water running on non-specific low back pain: A randomised trial. *South African Journal of Physiotherapy*, 65(3), 9–16. <https://doi.org/10.4102/sajp.v65i3.88>
- Cuesta-Vargas, A. I., & González-Sánchez, M. (2012). Hidroterapia e hidrocinesiterapia. In Albornoz Cabello M, Meroño Gallut J, editores. *Procedimientos generales de fisioterapia: práctica basada en la evidencia* (pp. 89–110). Barcelona: Elsevier España.

- Cuesta-Vargas, A. I., González-Sánchez, M., & Casuso-Holgado, M. J. (2013). Effect on health-related quality of life of a multimodal physiotherapy program in patients with chronic musculoskeletal disorders. *Health and Quality of Life Outcomes*, *11*, 19. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-11-19>
- Daenen, L., Varkey, E., Kellmann, M., & Nijs, J. (2015). Exercise, not to exercise, or how to exercise in patients with chronic pain? Applying science to practice. *The Clinical Journal of Pain*, *31*(2), 108–114. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000099>
- Darragh, A. R., Campo, M., & King, P. (2012). Work-related activities associated with injury in occupational and physical therapists. *Work (Reading, Mass.)*, *42*(3), 373–384. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-1430>
- Darragh, A. R., Huddleston, W., & King, P. (2009). Work-related musculoskeletal injuries and disorders among occupational and physical therapists. *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, *63*(3), 351–362.
- Diego, M. A., & Field, T. (2009). Moderate pressure massage elicits a parasympathetic nervous system response. *The International Journal of Neuroscience*, *119*(5), 630–638. <https://doi.org/10.1080/00207450802329605>
- Diego, M. A., Field, T., Hernandez-Reif, M., Deeds, O., Ascencio, A., & Begert, G. (2007). Preterm infant massage elicits consistent increases in vagal activity and gastric motility that are associated with greater weight gain. *Acta Paediatrica (Oslo, Norway: 1992)*, *96*(11), 1588–1591. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2007.00476.x>
- Diego, M. A., Field, T., Hernandez-Reif, M., Shaw, K., Friedman, L., & Ironson, G. (2001). HIV Adolescents Show Improved Immune Function Following Massage Therapy. *International Journal of Neuroscience*, *106*(1–2), 35–45. <https://doi.org/10.3109/00207450109149736>

- Diego, M. A., Field, T., Sanders, C., & Hernandez-Reif, M. (2004). Massage therapy of moderate and light pressure and vibrator effects on EEG and heart rate. *The International Journal of Neuroscience*, *114*(1), 31–44. <https://doi.org/10.1080/00207450490249446>
- Ehrlich-Bagdon, R. (1992). Aquatic exercise for lymphedema patients. *National Lymphedema Network*, *4*(2).
- Elliott, R., & Burkett, B. (2013). Massage therapy as an effective treatment for carpal tunnel syndrome. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *17*(3), 332–338. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.12.003>
- Engels, J. A., van der Gulden, J. W., Senden, T. F., & van't Hof, B. (1996). Work related risk factors for musculoskeletal complaints in the nursing profession: results of a questionnaire survey. *Occupational and Environmental Medicine*, *53*(9), 636–641.
- Eversden, L., Maggs, F., Nightingale, P., & Jobanputra, P. (2007). A pragmatic randomised controlled trial of hydrotherapy and land exercises on overall well being and quality of life in rheumatoid arthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *8*, 23. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-23>
- Farasyn, A. (2007). Referred muscle pain is primarily peripheral in origin: the “barrier-dam” theory. *Medical Hypotheses*, *68*(1), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.05.063>
- Farasyn, A. (2010). Release of myofascial pain with deep cross-friction named “roptrotherapy.” *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork*, *3*(1), 36–37.
- Farasyn, A., & Cuesta-Vargas, A. (2013). El dolor muscular referido es primariamente de origen periférico: la teoría de “barrera-presa.” *Revista de La Sociedad Española Del Dolor*, *20*(6), 301–307. <https://doi.org/10.4321/S1134-80462013000600004>

Farasyn, A., & Meeusen, R. (2007). Effect of Ropthrotherapy on Pressure-Pain Thresholds in Patients with Subacute Nonspecific Low Back Pain. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 15(1), 41–53. https://doi.org/10.1300/J094v15n01_06

Farasyn, A., Meeusen, R., & Nijs, J. (2006). A pilot randomized placebo-controlled trial of ropthrotherapy in patients with subacute non-specific low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 19, 111–117.

Fernández, F. (2008). *Masoterapia profunda*. Barcelona: Elsvier Doyma Masson.

Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Fernández-Carnero, J., & Carlos Miangolarra-Page, J. (2006). The immediate effect of ischemic compression technique and transverse friction massage on tenderness of active and latent myofascial trigger points: a pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10(1), 3–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.05.003>

Fernández-de-Las-Peñas, C., Simons, D., Cuadrado, M. L., & Pareja, J. (2007). The role of myofascial trigger points in musculoskeletal pain syndromes of the head and neck. *Current Pain and Headache Reports*, 11(5), 365–372.

Field, T. (2014). Massage therapy research review. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 20(4), 224–229. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2014.07.002>

Field, T., Diego, M., Gonzalez, G., & Funk, C. G. (2015). Knee arthritis pain is reduced and range of motion is increased following moderate pressure massage therapy. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 21(4), 233–237. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2015.08.002>

Field, T., Diego, M., & Hernandez-Reif, M. (2007). Massage therapy research. *Developmental Review*, 27(1), 75–89. <https://doi.org/10.1016/j.dr.2005.12.002>

Field, T., Hernandez-Reif, M., Diego, M., Schanberg, S., & Kuhn, C. (2005). Cortisol decreases and serotonin and dopamine increase following massage therapy. *The International Journal of Neuroscience*, 115(10), 1397–1413. <https://doi.org/10.1080/00207450590956459>

Fleckenstein, J., Zaps, D., Rüger, L. J., Lehmeier, L., Freiberg, F., Lang, P. M., & Irnich, D. (2010). Discrepancy between prevalence and perceived effectiveness of treatment methods in myofascial pain syndrome: Results of a cross-sectional, nationwide survey. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 32. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-32>

Foley, A., Halbert, J., Hewitt, T., & Crotty, M. (2003). Does hydrotherapy improve strength and physical function in patients with osteoarthritis--a randomised controlled trial comparing a gym based and a hydrotherapy based strengthening programme. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 62(12), 1162–1167.

Fransen, M., McConnell, S., Harmer, A. R., Van der Esch, M., Simic, M., & Bennell, K. L. (2015). Exercise for osteoarthritis of the knee: a Cochrane systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 49(24), 1554–1557. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095424>

Fransen, M., McConnell, S., Hernandez-Molina, G., & Reichenbach, S. (2014). Exercise for osteoarthritis of the hip. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4), CD007912. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD007912.pub2>

Fransen, M., Nairn, L., Winstanley, J., Lam, P., & Edmonds, J. (2007). Physical activity for osteoarthritis management: a randomized controlled clinical trial evaluating hydrotherapy or Tai Chi classes. *Arthritis and Rheumatism*, 57(3), 407–414. <https://doi.org/10.1002/art.22621>

Fritz, S. (2005). *Fundamentos del masaje terapéutico* (3ª ed.). Madrid: Mosby-Elsevier.

Fritz, S. (2008). *Fundamentos del masaje terapéutico* (1ª ed., 1ª reimpr.). Badalona: Paidotribo.

Furlan, A. D., Giraldo, M., Baskwill, A., Irvin, E., & Imamura, M. (2015). Massage for low-back pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 9, CD001929. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001929.pub3>

Gallego-Izquierdo, T. (2007). *Bases teóricas y fundamentos de fisioterapia*. Madrid: Médica Panamericana.

Gerber, L. H., Sikdar, S., Armstrong, K., Diao, G., Heimur, J., Kopecky, J., ... Shah, J. (2013). A systematic comparison between subjects with no pain and pain associated with active myofascial trigger points. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 5(11), 931–938. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.06.006>

Gibson, A. J., & Shields, N. (2015). Effects of Aquatic Therapy and Land-Based Therapy versus Land-Based Therapy Alone on Range of Motion, Edema, and Function after Hip or Knee Replacement: A Systematic Review and Meta-analysis. *Physiotherapy Canada*, 67(2), 133–141. <https://doi.org/10.3138/ptc.2014-01>

Gilbey, H. J., Ackland, T. R., Tapper, J., & Wang, A. W. (2003). Perioperative exercise improves function following total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Journal of Musculoskeletal Research*, 7(2), 111–123. <https://doi.org/10.1142/S0218957703001046>

Gillespie, L. D., Robertson, M. C., Gillespie, W. J., Sherrington, C., Gates, S., Clemson, L. M., & Lamb, S. E. (2012). Interventions for preventing falls in older people living in the community. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (9), CD007146. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD007146.pub3>

Glover, W. (2002). Work-related Strain Injuries in Physiotherapists: Prevalence and prevention of musculoskeletal disorders. *Physiotherapy*, 88(6), 364–372. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60749-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60749-3)

- Glover, W., McGregor, A., Sullivan, C., & Hague, J. (2005). Work-related musculoskeletal disorders affecting members of the Chartered Society of Physiotherapy. *Physiotherapy*, 91(3), 138–147. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2005.06.001>
- Gowans, S. E., deHueck, A., Voss, S., & Richardson, M. (1999). A randomized, controlled trial of exercise and education for individuals with fibromyalgia. *Arthritis Care and Research: The Official Journal of the Arthritis Health Professions Association*, 12(2), 120–128.
- Grooten, W. J. A., Wernstedt, P., & Campo, M. (2011). Work-related musculoskeletal disorders in female Swedish physical therapists with more than 15 years of job experience: prevalence and associations with work exposures. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(3), 213–222. <https://doi.org/10.3109/09593985.2010.481323>
- Guan, L., Collet, J.-P., Yuskiv, N., Skippen, P., Brant, R., & Kissoon, N. (2014). The effect of massage therapy on autonomic activity in critically ill children. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, 2014, 656750. <https://doi.org/10.1155/2014/656750>
- Gulick, D. (2009). Specialized aquatic cardiovascular training. In Brody LT, Geigle PR, editores. *Aquatic exercise for rehabilitation and training* (pp. 195–220). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Gulick, D., & Geigle PR. (2009). Physiological responses to immersion and aquatic exercise. In Brody LT, Geigle PR, editores. *Aquatic exercise for rehabilitation and training* (pp. 35–42). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Gusi, N., Raimundo, A., & Leal, A. (2006). Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 92. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-92>
- Gusi, N., Tomas-Carus, P., Häkkinen, A., Häkkinen, K., & Ortega-Alonso, A. (2006). Exercise in waist-high warm water decreases pain and improves health-related quality of life and

- strength in the lower extremities in women with fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, 55(1), 66–73. <https://doi.org/10.1002/art.21718>
- Hall, J., Bisson, D., & O'Hare, P. (1990). The Physiology of Immersion. *Physiotherapy*, 76(9), 517–521. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)63019-2](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)63019-2)
- Hanson, H., Wagner, M., Monopoli, V., & Keysor, J. (2007). Low back pain in physical therapists: a cultural approach to analysis and intervention. *Work (Reading, Mass.)*, 28(2), 145–151.
- Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N. L., & Nowicki, A. L. (2000). Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Physical Therapy*, 80(10), 997–1003.
- Harrison, R., & Bulstrode, S. (1987). Percentage weight-bearing during partial immersion. *Physiothe Practice*, 3(1), 60–63.
- Hayden, J. A., van Tulder, M. W., Malmivaara, A., & Koes, B. W. (2005). Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, (3), CD000335. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000335.pub2>
- Hernandez-Reif, M., Field, T., Ironson, G., Beutler, J., Vera, Y., Hurley, J., ... Fraser, M. (2005). Natural killer cells and lymphocytes increase in women with breast cancer following massage therapy. *The International Journal of Neuroscience*, 115(4), 495–510. <https://doi.org/10.1080/00207450590523080>
- Hernandez-Reif, M., Field, T., Krasnegor, J., Hossain, Z., Theakston, H., & Burman, I. (2000). High blood pressure and associated symptoms were reduced by massage therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 4(1), 31–38. <https://doi.org/10.1054/jbmt.1999.0129>

- Hernandez-Reif, M., Ironson, G., Field, T., Hurley, J., Katz, G., Diego, M., ... Burman, I. (2004). Breast cancer patients have improved immune and neuroendocrine functions following massage therapy. *Journal of Psychosomatic Research*, 57(1), 45–52. [https://doi.org/10.1016/S0022-3999\(03\)00500-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3999(03)00500-2)
- Heywood, S., McClelland, J., Geigle, P., Rahmann, A., & Clark, R. (2016). Spatiotemporal, kinematic, force and muscle activation outcomes during gait and functional exercise in water compared to on land: A systematic review. *Gait & Posture*, 48, 120–130. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.04.033>
- Hoffmann, T. C., Maher, C. G., Briffa, T., Sherrington, C., Bennell, K., Alison, J., ... Glasziou, P. P. (2016). Prescribing exercise interventions for patients with chronic conditions. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal = Journal de l'Association Medicale Canadienne*, 188(7), 510–518. <https://doi.org/10.1503/cmaj.150684>
- Holder, N. L., Clark, H. A., DiBlasio, J. M., Hughes, C. L., Scherpf, J. W., Harding, L., & Shepard, K. F. (1999). Cause, prevalence, and response to occupational musculoskeletal injuries reported by physical therapists and physical therapist assistants. *Physical Therapy*, 79(7), 642–652.
- Hong, S. (2004). *A study on the related factors of musculoskeletal disease among physical therapists in Korea*. Asan: Soonchunhyang university graduate.
- Hou, C.-R., Tsai, L.-C., Cheng, K.-F., Chung, K.-C., & Hong, C.-Z. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(10), 1406–1414.
- Hou, W.-H., Chiang, P.-T., Hsu, T.-Y., Chiu, S.-Y., & Yen, Y.-C. (2010). Treatment effects of massage therapy in depressed people: a meta-analysis. *The Journal of Clinical Psychiatry*, 71(7), 894–901. <https://doi.org/10.4088/JCP.09r05009blu>

- Imaeda, T., An, K. N., & Cooney, W. P. (1992). Functional anatomy and biomechanics of the thumb. *Hand Clinics*, 8(1), 9–15.
- Imamura, M., Furlan, A. D., Dryden, T., & Irvin, E. (2008). Evidence-informed management of chronic low back pain with massage. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 8(1), 121–133. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.10.016>
- Iqbal, Z. A., Rajan, R., Khan, S. A., & Alghadir, A. H. (2013). Effect of deep cervical flexor muscles training using pressure biofeedback on pain and disability of school teachers with neck pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(6), 657–661. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.657>
- Irion, J. (2009). Aquatic properties and therapeutical interventions. In En: Brody LT, Geigle PR, editores. *Aquatic exercise for rehabilitation and training* (pp. 25–34). Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Jafri, M. S. (2014). Mechanisms of Myofascial Pain. *International Scholarly Research Notices*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/523924>
- Jansen, M. J., Viechtbauer, W., Lenssen, A. F., Hendriks, E. J. M., & de Bie, R. A. (2011). Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilisation each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 57(1), 11–20. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(11\)70002-9](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(11)70002-9)
- Jentoft, E. S., Kvalvik, A. G., & Mengshoel, A. M. (2001). Effects of pool-based and land-based aerobic exercise on women with fibromyalgia/chronic widespread muscle pain. *Arthritis and Rheumatism*, 45(1), 42–47. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200102\)45:1<42::AID-ANR82>3.0.CO;2-A](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200102)45:1<42::AID-ANR82>3.0.CO;2-A)
- Jingxi, Q., & Huangui, W. (2003). *Masaje. Prevención y tratamiento de afecciones, trastornos y enfermedades* (2ª ed.). Barcelona: Hispano Europea.

Kandel, E., Schwartz, J., & Jessell, T. (2000). *Principles of neural science* (4^a ed.). New York: McGraw-Hill.

Karels, C. H., Polling, W., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Burdorf, A., Verhagen, A. P., & Koes, B. W. (2006). Treatment of arm, neck, and/or shoulder complaints in physical therapy practice. *Spine*, 31(17), E584-589. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000229229.54704.77>

Kemoun, G., Watelain, E., & Carette, P. (2006). Hidrokinesiterapia. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 27(4), 1–29. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(06\)47869-5](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(06)47869-5)

Kim, M. S., Cho, K. S., Woo, H.-M., & Kim, J. H. (2001). Effects of hand massage on anxiety in cataract surgery using local anesthesia. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 27(6), 884–890. [https://doi.org/10.1016/S0886-3350\(00\)00730-6](https://doi.org/10.1016/S0886-3350(00)00730-6)

King, P., Huddleston, W., & Darragh, A. R. (2009). Work-related musculoskeletal disorders and injuries: differences among older and younger occupational and physical therapists. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 19(3), 274–283. <https://doi.org/10.1007/s10926-009-9184-1>

Kivlan, B. R., Carcia, C. R., Clemente, F. R., Phelps, A. L., & Martin, R. L. (2015). The effect of Astym(®) Therapy on muscle strength: a blinded, randomized, clinically controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1), 325. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0778-9>

Kogo, H., & Kurosawa, K. (2010). Seeking the Cause of Myofascial Pain Syndrome by Identifying which Manual Therapy is Effective against Muscle Tenderness and Stiffness. *Journal of Physical Therapy Science*, 22(2), 173–176. <https://doi.org/10.1589/jpts.22.173>

Kong, L. J., Zhan, H. S., Cheng, Y. W., Yuan, W. A., Chen, B., & Fang, M. (2013). Massage therapy for neck and shoulder pain: a systematic review and meta-analysis. *Evidence-Based*

Complementary and Alternative Medicine: eCAM, 2013, 613279.

<https://doi.org/10.1155/2013/613279>

Krismer, M., van Tulder, M., & Low Back Pain Group of the Bone and Joint Health Strategies for Europe Project. (2007). Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 21(1), 77–91. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2006.08.004>

Kubsch, S. M., Neveau, T., & Vandertie, K. (2000). Effect of cutaneous stimulation on pain reduction in Emergency Department patients. *Complementary Therapies in Nursing and Midwifery*, 6(1), 25–32. <https://doi.org/10.1054/ctnm.1999.0429>

Kuo, T. B. J., & Yang, C. C. H. (2004). Scatterplot analysis of EEG slow-wave magnitude and heart rate variability: an integrative exploration of cerebral cortical and autonomic functions. *Sleep*, 27(4), 648–656.

Laudner, K., Compton, B. D., McLoda, T. A., & Walters, C. M. (2014). Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization for improving posterior shoulder range of motion in collegiate baseball players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(1), 1–7.

Lee, J. H., & Han, J. T. (2011). The Dose-dependent Effect of an 830-nm, 450-mW Low-Level Laser Therapy on the Myofascial Trigger Point of the Upper Trapezius Muscle: A Randomized, Double-Blinded, Clinical Trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(6), 933–935. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.933>

Lee, J.-H., Yong, M.-S., Kong, B.-J., & Kim, J.-S. (2012). The Effect of Stabilization Exercises Combined with Taping Therapy on Pain and Function of Patients with Myofascial Pain Syndrome. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(12), 1283–1287. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.1283>

- Lee, M., Itoh, K., & Yang, G.-F. (1990). Physical therapy and rehabilitation medicine: massage. In *Bonica JJ, editor. The management of pain* (pp. 1777–8). Philadelphia, PA: Lea & Febiger.
- Levine, A., & Levine, V. (1999). *The Bodywork and Massage Sourcebook*. Los Angeles: Lowell House.
- Li, Y., Wang, F., Feng, C., Yang, X., & Sun, Y. (2014). Massage therapy for fibromyalgia: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *PLoS ONE [Electronic Resource]*, *9*(2). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089304>
- Lin, S. Y.-C., Davey, R. C., & Cochrane, T. (2004). Community rehabilitation for older adults with osteoarthritis of the lower limb: a controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, *18*(1), 92–101.
- Listing, M., Reissauer, A., Krohn, M., Voigt, B., Tjahono, G., Becker, J., ... Rauchfuss, M. (2009). Massage therapy reduces physical discomfort and improves mood disturbances in women with breast cancer. *Psycho-Oncology*, *18*(12), 1290–1299. <https://doi.org/10.1002/pon.1508>
- Loghmany, T., & Bane, S. (2016). Instrument-assisted Soft Tissue Manipulation: Evidence for its Emerging Efficacy. *Journal of Novel Physiotherapies*. <https://doi.org/10.4172/2165-7025.S3-012>
- Maher, C. G., Latimer, J., & Starkey, I. (2002). An evaluation of Superthumb and the Kneeshaw device as manual therapy tools. *The Australian Journal of Physiotherapy*, *48*(1), 25–30.
- Mannerkorpi, K., Ahlmén, M., & Ekdahl, C. (2002). Six- and 24-month follow-up of pool exercise therapy and education for patients with fibromyalgia. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, *31*(5), 306–310.

- Mannerkorpi, K., & Gard, G. (2003). Physiotherapy group treatment for patients with fibromyalgia--an embodied learning process. *Disability and Rehabilitation*, 25(24), 1372–1380. <https://doi.org/10.1080/09638280310001616367>
- Martins WR, Carvalho MM, Mota MR, Cipriano GFB, Mendes FAS, Diniz LR, ... Durigan JLQ. (2013). Diacutaneous fibrolysis versus passive stretching after articular immobilization: Muscle recovery and extracellular matrix remodelling. *OA Medical Hypothesis*, 1(2), 17. <https://doi.org/10.13172/2053-0781--2-1023>
- McLean, S. P., & Hinrichs, R. N. (1998). Sex differences in the centre of buoyancy location of competitive swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 16(4), 373–383. <https://doi.org/10.1080/02640419808559365>
- McLean, S. P., & Hinrichs, R. N. (2000). Influence of arm position and lung volume on the center of buoyancy of competitive swimmers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(2), 182–189. <https://doi.org/10.1080/02701367.2000.10608896>
- McMahon, M., Stiller, K., & Trott, P. (2006). The prevalence of thumb problems in Australian physiotherapists is high: an observational study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 52(4), 287–292.
- Melzack, R., & Wall, P. D. (1965). Pain mechanisms: a new theory. *Science (New York, N.Y.)*, 150(3699), 971–979.
- Mierzejewski, M., & Kumar, S. (1997). Prevalence of low back pain among physical therapists in Edmonton, Canada. *Disability and Rehabilitation*, 19(8), 309–317.
- Milhem, M., Kalichman, L., Ezra, D., & Alperovitch-Najenson, D. (2016). Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists: A comprehensive narrative review. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 29(5), 735–747. <https://doi.org/10.13075/ijomeh.1896.00620>

- Mogollón Méndez, A. (2005). Principios de terapia acuática. *Rev ASCOFI*, 50.
- Moldofsky, H. K. (2001). Disordered sleep in fibromyalgia and related myofascial facial pain conditions. *Dental Clinics of North America*, 45(4), 701–713.
- Molumphy, M., Unger, B., Jensen, G. M., & Lopopolo, R. B. (1985). Incidence of work-related low back pain in physical therapists. *Physical Therapy*, 65(4), 482–486.
- Montañez-Aguilera FJ, Valtueña-Gimeno N, Chamón-Sánchez-de-los-Silos R, Martínez-Sanchís J, Barrios-Pitarque C, & Bosch-Morell F. (2011). Short-term efficacy of Richelli's Painreliever on upper trapezius myofascial trigger point in a patient with neck pain- A case report, 3, 60–69.
- Moraska, A., & Chandler, C. (2008). Changes in Clinical Parameters in Patients with Tension-type Headache Following Massage Therapy: A Pilot Study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16(2), 106–112. <https://doi.org/10.1179/106698108790818468>
- Moraska, A., & Chandler, C. (2009). Changes in Psychological Parameters in Patients with Tension-type Headache Following Massage Therapy: A Pilot Study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 17(2), 86–94. <https://doi.org/10.1179/106698109790824695>
- Moreira, L. D. F., Fronza, F. C. A. O., dos Santos, R. N., Teixeira, L. R., Kruehl, L. F. M., & Lazaretti-Castro, M. (2013). High-intensity aquatic exercises (HydrOS) improve physical function and reduce falls among postmenopausal women. *Menopause (New York, N.Y.)*, 20(10), 1012–1019. <https://doi.org/10.1097/GME.0b013e3182850138>
- Mori, H., Ohsawa, H., Tanaka, T. H., Taniwaki, E., Leisman, G., & Nishijo, K. (2004). Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 10(5), CR173-178.

Moscoso Alvarado, F. (2005). Terapia acuática: una alternativa en neurorrehabilitación. *Rev ASCOFI*, 50.

Moulton, M. J., Parentis, M. A., Kelly, M. J., Jacobs, C., Naidu, S. H., & Pellegrini, V. D. (2001). Influence of metacarpophalangeal joint position on basal joint-loading in the thumb. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 83–A(5), 709–716.

Moyer, C. A., Rounds, J., & Hannum, J. W. (2004). A meta-analysis of massage therapy research. *Psychological Bulletin*, 130(1), 3–18. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.130.1.3>

Murtezani, A., Nevzati, A., Ibraimi, Z., Sllamniku, S., Meka, V. S., & Abazi, N. (2014). The effect of land versus aquatic exercise program on bone mineral density and physical function in postmenopausal women with osteoporosis: a randomized controlled trial. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 16(3), 319–325. <https://doi.org/10.5604/15093492.1112533>

Myers, C. D., Walton, T., & Small, B. J. (2008). The value of massage therapy in cancer care. *Hematology/Oncology Clinics of North America*, 22(4), 649–660, viii. <https://doi.org/10.1016/j.hoc.2008.04.003>

Nordin, N. A. M., Leonard, J. H., & Thye, N. C. (2011). Work-related injuries among physiotherapists in public hospitals: a Southeast Asian picture. *Clinics (São Paulo, Brazil)*, 66(3), 373–378.

Noto, Y., Kudo, M., & Hirota, K. (2010). Back massage therapy promotes psychological relaxation and an increase in salivary chromogranin A release. *Journal of Anesthesia*, 24(6), 955–958. <https://doi.org/10.1007/s00540-010-1001-7>

Patel, K. C., Gross, A., Graham, N., Goldsmith, C. H., Ezzo, J., Morien, A., & Peloso, P. M. (2012). Massage for mechanical neck disorders. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, 9.

- Patiño, S. (2016). Fisioterapia en el abordaje del tejido conectivo y fascial. Terapia de inducción miofascial. Masaje de fricción transverso profundo (Cyriax). Fibrólisis diacutánea. In *Seco J, editor. Métodos Específicos de Intervención en Fisioterapia*. (Vol. 1, pp. 115–132). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Patrick, D. L., Ramsey, S. D., Spencer, A. C., Kinne, S., Belza, B., & Topolski, T. D. (2001). Economic evaluation of aquatic exercise for persons with osteoarthritis. *Medical Care*, 39(5), 413–424.
- Pellegrini, V. D. (2001). Pathomechanics of the thumb trapeziometacarpal joint. *Hand Clinics*, 17(2), 175–184, vii–viii.
- Pérez Fernández, M., & Novoa Castro, B. (2002). Historia del agua como agente terapéutico. *Fisioterapia*, 24, 14–21.
- Pérez-Fernández, M. (2005). *Principios de hidroterapia y balneoterapia*. En: Güeita Rodríguez J, Alonso Fraile M, Fernández de las Peñas C, editores. *Terapia acuática: abordajes desde la fisioterapia y la terapia ocupacional*. Madrid: McGraw-Hill/Interamericana.
- Portillo-Soto, A., Eberman, L. E., Demchak, T. J., & Peebles, C. (2014). Comparison of blood flow changes with soft tissue mobilization and massage therapy. *Journal of Alternative and Complementary Medicine (New York, N.Y.)*, 20(12), 932–936. <https://doi.org/10.1089/acm.2014.0160>
- Power, H., & Flemming, H. (2007). Work-related thumb pain in manipulative physiotherapists – an Irish survey. *Physiotherapy Ireland*, 28, 51–57.
- Punnett, L., & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 13–23. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.015>

- Qingguang, Z., Min, F., Li, G., Shuyun, J., Wuquan, S., Jianhua, L., & Yong, L. (2015). Gait analysis of patients with knee osteoarthritis before and after Chinese massage treatment. *Journal of Traditional Chinese Medicine*, 35(4), 411–416. [https://doi.org/10.1016/S0254-6272\(15\)30117-5](https://doi.org/10.1016/S0254-6272(15)30117-5)
- Rahmann, A. E., Brauer, S. G., & Nitz, J. C. (2009). A specific inpatient aquatic physiotherapy program improves strength after total hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(5), 745–755. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.12.011>
- Rapaport, M. H., Schettler, P., & Bresee, C. (2010). A Preliminary Study of the Effects of a Single Session of Swedish Massage on Hypothalamic–Pituitary–Adrenal and Immune Function in Normal Individuals. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 16(10), 1079–1088. <https://doi.org/10.1089/acm.2009.0634>
- Rodríguez Fuentes, G., & Iglesias Santos, R. (2002). Bases físicas de la hidroterapia. *Fisioterapia*, 24, 14–21. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(01\)73023-4](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(01)73023-4)
- Rossettini, G., Rondoni, A., Schiavetti, I., Tezza, S., & Testa, M. (2016). Prevalence and risk factors of thumb pain in Italian manual therapists: An observational cross-sectional study. *Work (Reading, Mass.)*, 54(1), 159–169. <https://doi.org/10.3233/WOR-162289>
- Rozenfeld, V., Ribak, J., Danziger, J., Tsamir, J., & Carmeli, E. (2010). Prevalence, risk factors and preventive strategies in work-related musculoskeletal disorders among Israeli physical therapists. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 15(3), 176–184. <https://doi.org/10.1002/pri.440>
- Ruan, X.-Y., Jin, F.-Y., Liu, Y.-L., Peng, Z.-L., & Sun, Y.-G. (2008). Effects of vibration therapy on bone mineral density in postmenopausal women with osteoporosis. *Chinese Medical Journal*, 121(13), 1155–1158.

- Rubik, B., Pavek, R., Ward, R., Greene, E., Upledger, J., Lawrence, D., & Ramsden, E. (1992). Manual Healing Methods. In *Alternative Medicine: Expanding Medical Horizons. A report to the National Institutes of Health on Alternative Medical Systems and Practices in the United States* (pp. 113–157). Chantilly, Virginia: Workshop on Alternative Medicine.
- Rugelj, D. (2003). Low back pain and other work-related musculoskeletal problems among physiotherapists. *Applied Ergonomics*, *34*(6), 635–639. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(03\)00059-0](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(03)00059-0)
- Saban, B., Deutscher, D., & Ziv, T. (2014). Deep massage to posterior calf muscles in combination with neural mobilization exercises as a treatment for heel pain: A pilot randomized clinical trial. *Manual Therapy*, *19*(2), 102–108. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.08.001>
- Salik, Y., & Ozcan, A. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: a survey of physical therapists in Izmir-Turkey. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *5*, 27. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-5-27>
- San José Arango, C. (2001). *Hidrología médica y terapias complementarias*. Sevilla: Universidad de Sevilla.
- Sandfor-Smith, S. S., MacKay-Lyons, M., & Nunes-Clement, S. (1998). Therapeutic benefit of aquaerobics for individuals with rheumatoid arthritis. *Physiotherapy Canada*, *50*(1), 40–46.
- Schepfer, R., & Fritz, J. (2000). A comparison of change in visual analogue pain rating of acute low back pain patients following deep water walking or deep water hanging. *Journal of Aquatic Physical Therapy*, *8*(2), 25–8.

- Sevier, T. L., & Stegink-Jansen, C. W. (2015). Astym treatment vs. eccentric exercise for lateral elbow tendinopathy: a randomized controlled clinical trial. *PeerJ*, 3, e967. <https://doi.org/10.7717/peerj.967>
- Sharan, D., & Ajeesh, P. S. (2012). Injury prevention in physiotherapists--a scientific review. *Work (Reading, Mass.)*, 41 Suppl 1, 1855–1859. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0397-1855>
- Shehab, D., Al-Jarallah, K., Moussa, M. A. A., & Adham, N. (2003). Prevalence of low back pain among physical therapists in Kuwait. *Medical Principles and Practice: International Journal of the Kuwait University, Health Science Centre*, 12(4), 224–230. <https://doi.org/72288>
- Sherman, K. J., Dixon, M. W., Thompson, D., & Cherkin, D. C. (2006). Development of a taxonomy to describe massage treatments for musculoskeletal pain. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 6, 24. <https://doi.org/10.1186/1472-6882-6-24>
- Shor-Posner, G., Hernandez-Reif, M., Miguez, M.-J., Fletcher, M., Quintero, N., Baez, J., ... Zhang, G. (2006). Impact of a Massage Therapy Clinical Trial on Immune Status in Young Dominican Children Infected with HIV-1. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 12(6), 511–516. <https://doi.org/10.1089/acm.2006.12.511>
- Simons, D. G. (2002). Understanding effective treatments of myofascial trigger points. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 6(2), 81–88. <https://doi.org/10.1054/jbmt.2002.0271>
- Simons, D. G. (2005). Revisión de los enigmáticos puntos gatillo miofasciales como causa habitual de dolor y disfunción musculoesqueléticos enigmáticos. *Fisioterapia*, 27(2), 103–120. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(05\)73423-4](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(05)73423-4)

- Simons, D. G. (2008). New views of myofascial trigger points: etiology and diagnosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(1), 157–159.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.016>
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A., Chiarelli, P., Bates, A. M., & Rowe, L. J. (2003). Factors related to thumb pain in physiotherapists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 49(4), 243–250.
[https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60140-9](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60140-9)
- Sorube, A., & Pernía, D. M. (1999). Fundamentos y aplicación del masaje. *Fisioterapia*, 21(2), 23–33.
- Srbely, J. Z., Dickey, J. P., Lowerison, M., Edwards, A. M., Nolet, P. S., & Wong, L. L. (2008). Stimulation of myofascial trigger points with ultrasound induces segmental antinociceptive effects: a randomized controlled study. *Pain*, 139(2), 260–266.
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2008.04.009>
- Stener-Victorin, E., Kruse-Smidje, C., & Jung, K. (2004). Comparison between electroacupuncture and hydrotherapy, both in combination with patient education and patient education alone, on the symptomatic treatment of osteoarthritis of the hip. *The Clinical Journal of Pain*, 20(3), 179–185.
- Stevens, K. L. (1994). Occupational Therapists Whose Primary Area of Practice Is Hand Therapy Self-Reported Cumulative Trauma Disorders. *Work (Reading, Mass.)*, 4(3), 171–179. <https://doi.org/10.3233/WOR-1994-4304>
- Stewart, M. J., Maher, C. G., Refshauge, K. M., Herbert, R. D., Bogduk, N., & Nicholas, M. (2007). Randomized controlled trial of exercise for chronic whiplash-associated disorders. *Pain*, 128(1–2), 59–68. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2006.08.030>
- Stubin, L., & Torres-Gray, D. (1997). A comparison of thumb joint mobility in therapists and non-therapists: a pilot study. In *Proceedings of the 20th Annual Meeting*.

- Suomi, R., & Collier, D. (2003). Effects of arthritis exercise programs on functional fitness and perceived activities of daily living measures in older adults with arthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(11), 1589–1594.
- Tappan, F. (1988). *Healing massage techniques, holistic, classic, and emerging methods* (ed. 2). Norwalk, Ct: Appleton and Langue.
- Taylor, J. (2000). Restoration of dynamic stability in early osteoarthritis of the carpometacarpal joint of the thumb. *British Journal of Hand Therapy*, 5, 37–41.
- Teasell, R. W., McClure, J. A., Walton, D., Pretty, J., Salter, K., Meyer, M., ... Death, B. (2010). A research synthesis of therapeutic interventions for whiplash-associated disorder (WAD): part 2 - interventions for acute WAD. *Pain Research & Management: The Journal of the Canadian Pain Society = Journal De La Société Canadienne Pour Le Traitement De La Douleur*, 15(5), 295–304.
- Terkelsen, A. J., Mølgaard, H., Hansen, J., Andersen, O. K., & Jensen, T. S. (2005). Acute pain increases heart rate: differential mechanisms during rest and mental stress. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, 121(1–2), 101–109.
<https://doi.org/10.1016/j.autneu.2005.07.001>
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701–1707.
<https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>
- Torres, M., & Salvat, I. (2006). *Guía de masoterapia para fisioterapeutas*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Totosy de Zepetnek, J. O., Giangregorio, L. M., & Craven, B. C. (2009). Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(4), 529–542.

- Trampas, A., Kitsios, A., Sykaras, E., Symeonidis, S., & Lazarou, L. (2010). Clinical massage and modified Proprioceptive Neuromuscular Facilitation stretching in males with latent myofascial trigger points. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(3), 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.02.003>
- Tricás, J., Lucha, O., & Duby, P. (2010). *Fibrólisis Diacutánea según el concepto de Kurt Ekman*. Zaragoza: Asociación Española de Fibrólisis Diacutánea.
- van Middelkoop, M., Rubinstein, S. M., Verhagen, A. P., Ostelo, R. W., Koes, B. W., & van Tulder, M. W. (2010). Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 24(2), 193–204. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2010.01.002>
- van Why, R. (1992). *Notes toward a history of massage*. New York: autoedited.
- Vinyes, F. (2004). *Hidroterapia. La curación por el agua* (5ª ed). Barcelona: RBA Libros.
- Vitorino, D. F. de M., Carvalho, L. B. C. de, & Prado, G. F. do. (2006). Hydrotherapy and conventional physiotherapy improve total sleep time and quality of life of fibromyalgia patients: randomized clinical trial. *Sleep Medicine*, 7(3), 293–296. <https://doi.org/10.1016/j.sleep.2005.09.002>
- Wajon, A., & Ada, L. (2003). Prevalence of thumb pain in physical therapists practicing spinal manipulative therapy. *Journal of Hand Therapy: Official Journal of the American Society of Hand Therapists*, 16(3), 237–244.
- Wajon, A., Ada, L., & Refshauge, K. (2007). Work-related thumb pain in physiotherapists is associated with thumb alignment during performance of PA pressures. *Manual Therapy*, 12(1), 12–16. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.09.003>

- Waller, B., Lambeck, J., & Daly, D. (2009). Therapeutic aquatic exercise in the treatment of low back pain: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 23(1), 3–14.
<https://doi.org/10.1177/0269215508097856>
- Wang, T.-J., Belza, B., Elaine Thompson, F., Whitney, J. D., & Bennett, K. (2007). Effects of aquatic exercise on flexibility, strength and aerobic fitness in adults with osteoarthritis of the hip or knee. *Journal of Advanced Nursing*, 57(2), 141–152.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2648.2006.04102.x>
- Weigenfeld-Lahav, I., Hutzler, I., Roth, D., & Hadar-Frumer, M. (2007). Physical and psychological effects of aquatic therapy in participants after hip-joint replacement: a pilot study. *Intern J Aquatic Res Educ*, 1(3), 11–21.
- Weiner, S. S., & Nordin, M. (2010). Prevention and management of chronic back pain. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 24(2), 267–279.
<https://doi.org/10.1016/j.berh.2009.12.001>
- West, D. J., & Gardner, D. (2001). Occupational injuries of physiotherapists in North and Central Queensland. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 47(3), 179–186.
- Weston, C. F., O'Hare, J. P., Evans, J. M., & Corrall, R. J. (1987). Haemodynamic changes in man during immersion in water at different temperatures. *Clinical Science (London, England: 1979)*, 73(6), 613–616.
- Winter, S. (2000). Effects of aquatic lumbar stabilization and strengthening exercise protocol on chronic low back pain patients. *J Aquatic Phys Ther*, 10(1), 11–20.
- World Health Organization. (1985). Technical Report Series No. 714. In *Identification and control of work-related diseases*. Geneva: The Organization.

Wyatt, F. B., Milam, S., Manske, R. C., & Deere, R. (2001). The effects of aquatic and traditional exercise programs on persons with knee osteoarthritis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(3), 337–340.

Yassi, A., Khokhar, J., Tate, R., Cooper, J., Snow, C., & Vallentyne, S. (1995). The epidemiology of back injuries in nurses at a large Canadian tertiary care hospital: implications for prevention. *Occupational Medicine (Oxford, England)*, 45(4), 215–220.

Yoon, Y.-S., Yu, K.-P., Lee, K. J., Kwak, S.-H., & Kim, J. Y. (2012). Development and application of a newly designed massage instrument for deep cross-friction massage in chronic non-specific low back pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(1), 55–65.
<https://doi.org/10.5535/arm.2012.36.1.55>



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA