

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE VALENCIA

SAN VICENTE MÁRTIR



“Comparación de la activación muscular del miembro superior y del core durante un ejercicio neuromuscular en el medio acuático realizado con diferentes materiales y profundidades de inmersión”

TESIS DOCTORAL

PRESENTADA POR:

D. Sebastien Borreani

DIRIGIDA POR:

Dr. Juan Carlos Colado Sánchez

Dr. Carlos M. Pablos Abella

2014

Agradecimientos

Este estudio no hubiera sido posible sin la participación desinteresada de los voluntarios que actuaron como sujetos experimentales.

Mis más sinceros agradecimientos a mis colaboradores, principalmente a Josep Furió y Javier Gálvez por su labor tan profesional en las mediciones.

Aprecio enormemente las enseñanzas y consejos valiosísimos recibidos por Xavier García-Massó y Stephanie Santana Pinto.

Agradezco tener la suerte de poder investigar rodeado de personas como Joaquín Calatayud y Diego Moya, que hacen tan ameno y divertido el día a día en los laboratorios.

Agradezco las muchas aportaciones de Fernando Martín, por sus consejos, su disposición y las facilidades en cuanto a la instalación.

Agradezco enormemente a mi director Dr. Carlos Pablos Abella su gran profesionalidad y humanidad para hacer que mi trabajo sea agradable y eficiente.

Mi mayor agradecimiento para mi director Dr. Juan Carlos Colado Sánchez por sus críticas, opiniones, por confiar en mí e inspirarme cada día.

Finalmente, agradecer a mi familia su soporte emocional y económico imprescindible, especialmente a mi padre, así como la educación que he recibido, por parte de todos mis profesores, familiares y compañeros. Una mención especial para Rosa que me transmite siempre tanta energía y felicidad.

Resumen

El medio acuático es una herramienta eficaz para la mejora neural y estructural del sistema muscular pudiéndose provocar dichas adaptaciones tanto en ancianos como en jóvenes activos. Diversos materiales en tamaño y forma se utilizan para esta finalidad, aunque la mayoría se basan en las propiedades específicas de flotación y de resistencia de forma o de arrastre. Sin embargo, son escasas las evidencias científicas respecto a las respuestas neuromusculares que se provocan cuando son usados diferentes tipos de materiales y a diferentes niveles de inmersión. Por tanto, el objetivo del presente estudio es comparar la activación muscular de la extremidad superior y del tronco o core durante la realización de la extensión de hombro realizada a la máxima velocidad posible con diferentes materiales y a diferentes profundidades de inmersión. De manera voluntaria, veinticuatro varones jóvenes y activos, realizaron 3 repeticiones de extensión de hombro a la máxima velocidad utilizando 4 diferentes materiales acuáticos (i.e. pequeños/grandes y arrastre/flotación) y a 2 diferentes profundidades de inmersión corporal (i.e. apófisis xifoides y clavícula). La máxima amplitud de la señal electromiográfica transformada con el valor cuadrático medio se analizó para los músculos dorsal ancho (DA), recto anterior del abdomen (RA), erector espinal lumbar (EEL) y oblicuo externo (OE). Las señales electromiográficas fueron normalizadas con la máxima contracción voluntaria isométrica. La media global de los 4 músculos también fue evaluada. No se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$) en la respuesta neuromuscular con el uso de diferentes materiales durante la realización de la extensión del hombro a una inmersión a la apófisis xifoides, salvo para la media global ($p = 0.016$) donde la activación muscular fue mayor con el material pequeño de flotación en comparación con el material grande de flotación, principalmente debido a la

tendencia encontrada para el RA ($p=0.089$). Respecto a la comparación de la activación muscular entre ambas profundidades analizadas, solamente el DA presentó mayor activación ($p=0.043$) en la inmersión a la apófisis xifoides en comparación con la inmersión clavicular. No obstante, también apareció una tendencia en la que se mostró una mayor activación del RA en la inmersión xifoidea ($p=0.069$). Por tanto, para alcanzar la mayor activación muscular posible de la extremidad, una inmersión a nivel de la apófisis xifoides es mejor elección que a nivel clavicular, y el tipo de material no es relevante. Respecto a los músculos del core, ni el tipo de material ni la profundidad de inmersión alteran la activación muscular, aunque una menor inmersión parece que tiende a activar más dicha región.

Palabras clave: Entrenamiento neuromuscular, ejercicio acuático, EMG, core, inestabilidad.

Abstract

Water environment is an effective tool to improve the neural and structural muscle system both in older and younger physically active people. Many different devices in size and shape are used for this purpose, although most of these devices take advantage of the floating or drag properties. However, little research has been reported regarding the neuromuscular effects using different devices and immersion depths. Thus, the purpose of this study was to compare muscular activation of upper extremity and trunk or core muscles during shoulder extensions performed at maximum velocity with different devices and at different depths. Twenty four volunteers young fit male university students performed 3 repetitions of shoulder extensions at maximum velocity using 4 different devices (i.e. small/large and drag/floating) and at 2 different immersion depths (i.e. xiphoid process and clavicle). Maximum amplitude of the electromyographic root mean square of the latissimus dorsi (LD), rectus abdominis (RA), erector lumbar spinae (ES) and external oblique (EO) were recorded. Electromyographic signals were normalized to the maximum voluntary isometric contraction. Global mean of all 4 muscles was also evaluated. No significant ($p>0.05$) differences were found in the neuromuscular responses between the different devices used during the performance of shoulder extension at xiphoid process depth, except for global mean ($p=0.016$) where the small floating device elicited higher muscle activation than the large floating device, mainly due to the tendency for RA ($p=0.089$). Regarding comparisons of muscle activity between the two depths analyzed in the present study, only the LD showed significantly ($p=0.043$) higher activity at xiphoid process depth compared to clavicle depth. However, we have also found a trend for RA ($p=0.069$) to show higher activation at xiphoid depth. Therefore, if maximum muscle activation of

the extremities is required, the xiphoid depth is a better choice than clavicle depth, and the kind of device is not relevant. Regarding core muscles, neither the kind of device nor the immersion depth modifies muscle activation, although a lower immersion depth seems to generate more activation in this area.

Key Words: Resistance training, aquatic exercise, EMG, core, instability.

Índice de contenidos

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO	7
2.1 CARACTERÍSTICAS DEL MEDIO ACUÁTICO	8
2.2 TÉCNICA DE ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE Y PATRÓN DE ACTIVACIÓN MUSCULAR EN EL MEDIO ACUÁTICO	14
2.3 ENTRENAMIENTO DE FUERZA EN EL MEDIO ACUÁTICO.....	18
2.3.1 <i>Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la fuerza muscular.....</i>	<i>19</i>
2.3.2 <i>Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la capacidad física</i>	<i>20</i>
2.3.3 <i>Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la composición corporal.....</i>	<i>22</i>
2.3.4 <i>Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre el perfil sanguíneo</i>	<i>22</i>
2.3.5 <i>Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre otras variables.....</i>	<i>23</i>
2.3.6 <i>Temperatura del agua durante el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático</i>	<i>37</i>
2.3.7 <i>Guías generales para el entrenamiento de fuerza en el medio acuático</i>	<i>39</i>
2.4 CORE	42
2.5 ENTRENAMIENTO DEL CORE EN EL MEDIO ACUÁTICO.....	56

2.6	ACTIVACIÓN MUSCULAR DE LAS EXTREMIDADES Y DEL CORE COMPARANDO CONDICIONES ESTABLES E INESTABLES EN EJERCICIOS NEUROMUSCULARES.....	58
2.7	MATERIALES PARA EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA EN EL MEDIO ACUÁTICO...	70
2.8	EFFECTO DEL MATERIAL Y DE LA VELOCIDAD SOBRE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR	72
3.	OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	75
3.1	OBJETIVOS	76
3.1.1	<i>Objetivo general</i>	76
3.1.2	<i>Objetivos específicos</i>	76
3.2	HIPÓTESIS	77
3.2.1	<i>Hipótesis general</i>	77
3.2.2	<i>Hipótesis específicas</i>	77
4.	MÉTODO.....	79
4.1	ACERCAMIENTO EXPERIMENTAL AL PROBLEMA.....	80
4.2	SUJETOS.....	80
4.3	PROCEDIMIENTO	83
4.4	EJERCICIOS REALIZADOS.....	85
4.5	PROFUNDIDAD DE LA INMERSIÓN	88
4.6	IMPLEMENTOS UTILIZADOS	90
4.7	MÚSCULOS MEDIDOS	93
4.8	MEDICIÓN DE LA ELECTROMIOGRAFÍA	95
4.9	MEDICIÓN DE LA MÁXIMA CONTRACCIÓN VOLUNTARIA ISOMÉTRICA	98
4.10	REDUCCIÓN DE DATOS	99
4.11	MEDICIÓN DE LA VELOCIDAD DE EJECUCIÓN.....	101
4.12	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	102

5. RESULTADOS	105
6. DISCUSIÓN.....	115
7. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS	135
8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	139
9. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	141
10. REFERENCIAS	143
11. ANEXOS	175

Lista de figuras

Figura 1. Media plasmática de los niveles de creatina kinasa (CK) en agua (water) y en tierra (land) antes del ejercicio (pre), inmediatamente después (post), y 24 y 48 horas después del ejercicio. Extraído de Pantoja et al. (2009).....	13
Figura 2. Aislamiento de los electrodos. Extraído de Silvers & Dolny (2011).....	16
Figura 3. %EMG de los cuádriceps (línea sólida) e isquiotibiales (línea discontinua) durante un movimiento repetido de flexo-extensión de rodilla en hombres (a) y mujeres (b). Extraído de Pöyhönen, Kyrolainen et al. (2001).....	17
Figura 4. Ejemplo de progresión de entrenamiento específico de core con inestabilidad. Extraído de Granacher, Lacroix et al. (2013)	52
Figura 5. Materiales de flotación más habituales. En orden de izquierda a derecha: tabla, pullboy y flotador tubular.....	71
Figura 6. Ejercicio de extensión de rodilla realizado con material de flotación. Extraído de Petrick et al. (2001).....	72
Figura 7. Fotografía representativa de la sesión experimental de mediciones de la activación muscular.	84
Figura 8. Goniómetro empleado en el estudio.....	86
Figura 9. Posición inicial del ejercicio.	86
Figura 10. Posición final del ejercicio.	87
Figura 11. Representación del ejercicio completo.	88
Figura 12. Representación de la profundidad de inmersión a la apófisis xifoides (izquierda) y a la clavícula (derecha). Adaptado de Haupenthal et al. (2010).	89
Figura 13. Materiales empleados en el estudio.....	90
Figura 14. Descripción de los materiales.....	91

Figura 15. Representación virtual del Dorsal Ancho. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.	93
Figura 16. Representación virtual del Recto Anterior del Abdomen. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.	94
Figura 17. Representación virtual del Erector Espinae Lumbar. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.	94
Figura 18. Representación virtual del Oblicuo Externo. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.	95
Figura 19. El electromiógrafo (izquierda) y el kit acuático impermeable (derecha).	95
Figura 20. Posición de los electrodos (Ilustración adaptada de Cram et al. [1998]). En orden de izquierda a derecha: DA, RA, EEL y OE.	96
Figura 21. Colocación de los electrodos y del sistema de aislamiento.	97
Figura 22. Ejecución de la máxima contracción voluntaria isométrica para cada músculo. En orden de izquierda a derecha: dorsal ancho, recto anterior del abdomen, erector espinae lumbar y oblicuo externo.	99
Figura 23. Registro EMG. De izquierda a derecha: señal de la MCVI y de los ejercicios dinámicos; filtrada en raw (rojo) y misma señal tratada en RMS (azul).	100
Figura 24. Análisis de la velocidad angular del movimiento de la extensión del hombro realizado a la máxima velocidad en las 5 diferentes condiciones.	102
Figura 25. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del dorsal ancho con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).	109

Figura 26. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del recto anterior del abdomen con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).....	110
Figura 27. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del erector lumbar espinae con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).	110
Figura 28. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del oblicuo externo con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).	111
Figura 29. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) de la Media Global de los 4 músculos con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).....	111
Figura 30. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del dorsal ancho (DA), recto anterior del abdomen (RA), erector espinae lumbar (EEL), oblicuo externo (OE) y media global de los 4 músculos (MG) a diferentes niveles de inmersión.	112

Lista de tablas

Tabla 1. <i>Efectos crónicos del entrenamiento neuromuscular en el medio acuático</i>	25
Tabla 2. <i>Resumen de los principales estudios que miden la activación muscular con electromiografía (EMG) y la fuerza comparando situaciones estables e inestables</i>	60
Tabla 3. <i>Características de cada sujeto</i>	82
Tabla 4. <i>Resumen de los ejercicios, materiales y profundidad de inmersión empleados</i>	92
Tabla 5. <i>Valores de la prueba de normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk</i> ...	106
Tabla 6. <i>Media (SEM) de %MCVI durante la realización del ejercicio utilizando diferentes materiales: DSA, GUA, MAF y MUF (n=24)</i>	109
Tabla 7. <i>Media (SEM) de %MCVI durante la realización del ejercicio a diferentes niveles de inmersión (n=24)</i>	112
Tabla 8. <i>Media y SEM de velocidad de ejecución de extensión de hombro durante la realización del ejercicio con diferentes materiales (n=8)</i>	113
Tabla 9. <i>Media y SEM de velocidad de ejecución de extensión de hombro durante la realización del ejercicio a diferentes niveles de inmersión (n=8)</i>	113
Tabla 10. <i>Niveles de activación según la clasificación de DiGiovine et al. (1992)</i>	134

Lista de anexos

Anexo 1. Comité ético.....	176
Anexo 2. Ficha de cada sujeto	177
Anexo 3. Calentamiento estandarizado	177
Anexo 4. Fotografías durante las mediciones.....	178
Anexo 5. Hoja de aleatoriedad de los ejercicios.....	179
Anexo 6. Fotografías de cada ejercicio con los diferentes materiales.....	181
Anexo 7. Modelo informático de Matlab 7.0 para el tratamiento de señales de EMG	182
Anexo 8. Publicaciones derivadas de esta tesis doctoral.....	186

Abreviaturas y significado

%MCVI	Porcentaje de la Máxima Contracción Voluntaria Isométrica
ACSM	American College of Sports Medicine
ANOVA	Analysis of Variance (Análisis de la Varianza)
CK	Creatina Kinasa
CV	Coeficiente de Variación
DA	Dorsal Ancho
DSA	Discos de arrastre
EEL	Erector Espinae Lumbar
EMG	Electromiografía
GUA	Guantes de arrastre
HDL-c	Colesterol de lipoproteínas de alta densidad (High Density Lipoprotein-cholesterol)
ICC	Coeficiente de Correlación Intraclass
IMC	Índice de Masa Corporal
LDL-c	Colesterol de lipoproteínas de baja densidad (Low Density Lipoprotein-cholesterol)
MAF	Mancuernas de flotación

MCVI	Máxima Contracción Voluntaria Isométrica
MMSS	Miembros Superiores
MUF	Muñequeras de flotación
OE	Oblicuo Externo
RA	Recto anterior del Abdomen
RM	Repetición Máxima
RMS	Root Mean Square (valor cuadrático medio)
SEM	Error Estándar de la Media (Standard Error of the Mean)
VO _{2pico}	Consumo de oxígeno pico

1. Introducción

INTRODUCCIÓN

Las evidencias científicas acerca de los efectos beneficiosos del ejercicio físico para la mejora de la salud son indiscutibles (American College of Sports Medicine [ACSM], 2011). Habitualmente se recomienda que un programa de ejercicio físico conste de diferentes partes separadas o integradas en las que se realice un entrenamiento cardiorrespiratorio, neuromuscular, de flexibilidad y neuromotor/propioceptivo (ACSM, 2011). Los beneficios del trabajo neuromuscular se han establecido bien en la última década (ACSM, 2009). El aumento de la fuerza muscular se asocia con mejoras significativas en la reducción de los riesgos de enfermedad y muerte derivados de los aspectos cardiometabólicos (Williams et al., 2007), de los riesgos de desarrollar limitaciones funcionales y diferentes tipos de cánceres (ACSM, 2010; Newton & Galvão, 2008), como por ejemplo el colon y, en general, también se conoce que aporta una reducción de los riesgos de muerte por cualquier causa (ACSM, 2009, 2011; Lee, Blair, & Jackson, 1999). Concretamente se sabe que realizar un entrenamiento neuromuscular de forma regular mejora la composición corporal, los niveles de glucosa en sangre, la sensibilidad a la insulina y la presión arterial en personas con hipertensión, siendo por tanto muy eficaz para prevenir y tratar el “síndrome metabólico” (ACSM, 2009, 2011; Sillanpaa et al., 2009). El entrenamiento neuromuscular, al aumentar la fuerza y la masa muscular, permite aumentar la masa ósea para prevenir y, si acaso, revertir la pérdida de masa ósea en personas con osteoporosis (ACSM, 2004, 2009, 2011; Gómez-Cabello, Ara, González-Agüero, Casajús, & Vicente-Rodriguez, 2012; Guadalupe-Grau, Fuentes, Guerra, & Calbet, 2009; Howe et al., 2011; Zehnacker & Bemis-Dougherty, 2007). Por otro lado, también es conocido que reduce el riesgo de osteoartritis, reduciendo también su dolor (ACSM, 2011; Bennell & Hinman, 2011; Escalante, Saavedra, García-Hermoso, Silva, & Barbosa, 2010; Esser & Bailey, 2011; Hart, Haaland, Baribeau, Mukovokov, & Sabljic, 2008; Lange, Vanwanseele, &

Fiatarone Singh, 2008; Sisto & Malanga, 2006). Además, estudios preliminares parecen indicar que se previene e incluso mejora la depresión y la ansiedad incrementando los niveles de “energía” y disminuyendo la fatiga (ACSM, 2009, 2011; Cassilhas, Antunes, Tufik, & Mello, 2010; Oeland, Laessoe, Olesen, & Munk-Jorgensen, 2010; Penedo & Dahn, 2005; Penninx et al., 2002).

Una alternativa que puede encontrarse para realizar el entrenamiento neuromuscular es su aplicación en el medio acuático. El medio acuático presenta una serie de ventajas, por sus propiedades específicas, a la hora de realizar ejercicio físico. Nadar es la forma más popular de ejercitarse en el medio acuático; sin embargo, se requiere de una gran destreza técnica para mantener un ritmo a steady-state (estado-estable) (Koury, 1996). Andar-correr en agua profunda, andar-correr en agua poco profunda, bicicleta acuática y entrenamiento neuromuscular en posición vertical en el agua son alternativas cada vez más populares en personas sedentarias o con dificultades para nadar (Meredith-Jones, Waters, Legge, & Jones, 2011). Las actividades acuáticas en posición vertical, con la cabeza fuera del agua, se han convertido también en un elemento fundamental para programas de rehabilitación de muchas enfermedades y patologías, para el acondicionamiento físico y para mejorar el rendimiento deportivo (Barbosa, Marinho, Reis, Silva, & Bragada, 2009; Koury, 1996).

En la década de los 80 y de los 90 empezaron las primeras investigaciones en el medio acuático las cuales iban enfocadas por un lado a la rehabilitación y por otro al entrenamiento cardiovascular (Chewning, 2010). Esto es así ya que el medio acuático tiene unas características ventajosas tanto para personas con patología como para individuos sanos (Colado, 2004). Los primeros estudios sobre el entrenamiento de fuerza en el medio acuático empezaron en la década de los 90 (Cassady & Nielsen, 1992; Frey & Smith, 1996; Kelly, Roskin, Kirkendall, & Speer, 2000; Thein & Brody,

INTRODUCCIÓN

1998, 2000) siendo referente el de Pöyhönen, Keskinen, Hautala, Savolainen, & Mätkiä (1999) que midió la activación muscular mediante electromiografía (EMG) de superficie durante la realización de movimientos analíticos. No es hasta el inicio de la primera década de este siglo cuando encontramos estudios prospectivos al respecto (Pöyhönen et al., 2002; Takeshima et al., 2002). En el mismo momento, aparece en la industria del fitness lo que comúnmente se denomina aquagym, el cual rompe con la dinámica habitual de realizar ejercicio físico en el agua en posición horizontal integrando el trabajo cardiovascular y neuromuscular. A partir de entonces, y con el auge de la investigación sobre el entrenamiento neuromuscular, empiezan a incrementarse con discreción los estudios sobre el ejercicio en el medio acuático con fines recreativos en posición vertical, aunque debe resaltarse que éstos son muy escasos. Se empiezan a valorar las oportunidades que ofrece el medio acuático para el mantenimiento de la salud y de la calidad de vida ya que hasta entonces los estudios iban enfocados al rendimiento deportivo, principalmente en natación, a la rehabilitación y al trabajo cardiovascular (Butts, Tucker, & Greening, 1991; Chewning, 2010; Chatard, Chollet, & Miller, 1998; Gehlsen, Grigsby, & Winant, 1984; Darby & Yaekle, 2000). Sin embargo, a la hora de diseñar un programa de acondicionamiento neuromuscular en el medio acuático en posición vertical, los diferentes parámetros que definen al protocolo óptimo de entrenamiento siguen siendo desconocidos (Bergamin, Zanuso, Alvar, Ermolao, & Zaccaria, 2012). Existe una especial falta de evidencias científicas sobre el efecto del uso de diferentes materiales, como son los de flotación y arrastre, así como un desconocimiento del efecto de realizar los ejercicios a diferentes niveles de inmersión del cuerpo. En las clases de aquagym, por ejemplo, se utilizan diferentes materiales y profundidades de inmersión indiscriminadamente.

Se ha demostrado asiduamente en los últimos años que el entrenamiento de la musculatura que estabiliza la columna vertebral (también llamada core) es necesario para prevenir y rehabilitar las lesiones en la zona lumbar, tan frecuentes en la población sedentaria, activa y deportista (McGill, 2007). Una forma muy común de aumentar la activación muscular del core es o bien generando desequilibrios mediante plataformas inestables, o bien realizando ejercicios tradicionales de fuerza que generan desequilibrios por la carga desplazada con las extremidades (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010a).

Como anteriormente ya se ha comentado, es aceptado por todos que el ejercicio físico en el medio acuático es beneficioso para la salud, del mismo modo, que el entrenamiento neuromuscular es imprescindible en un plan de ejercicio enfocado a la mejora de la salud. En este sentido, y como anteriormente se remarcaba de manera concreta se sabe que incluir ejercicios para los músculos del core puede prevenir los frecuentes dolores que sufre la población en la zona lumbar. Si por un lado el entrenamiento neuromuscular aplicado a las extremidades y al core es tan imprescindible para la salud y por otro lado el medio acuático tiene unas propiedades físicas idóneas, entonces en simbiosis o sinergia nace la gran necesidad de investigar sobre el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático para conocer sus efectos.

2. Marco teórico

2.1 Características del medio acuático

El agua es un fluido mucho más denso que el aire, por lo que se reduce considerablemente el impacto sobre las articulaciones al contactar con el suelo (Chu & Rhodes, 2001; Pendergast & Lundgren, 2009; Katsura et al., 2010), haciendo de este medio una alternativa a la rehabilitación. La densidad media del agua a 20°C y a 1 atmósfera es de $998.2067 \text{ kg}\cdot\text{m}^3$, mientras que la densidad del aire en las mismas condiciones es de $1.2 \text{ kg}\cdot\text{m}^3$ aproximadamente, por lo que el agua es un fluido unas 830 veces más denso que el aire. Esto, junto a las fuerzas de flotación explicadas por el principio de Arquímedes, provoca la ingravidez, por lo que las fuerzas compresivas sobre las articulaciones durante los impactos se minimizan, y por ello las lesiones y las caídas son escasas (Chu and Rhodes, 2001). Las actividades que se realizan habitualmente soportando el propio peso corporal en el medio terrestre pueden no ser apropiadas para todas las personas, ya que estas actividades están contraindicadas o deben ser limitadas en ciertos grupos poblacionales (Meredith-Jones et al., 2011). En el medio acuático las actividades se realizan con un menor peso corporal soportado, en función del grado de inmersión, y es por tanto, una alternativa o complemento eficaz y seguro para mejorar la capacidad cardiorrespiratoria y la fuerza muscular (Takeshima et al., 2002; Campbell, D'Acquisto, D'Acquisto, & Cline, 2003). Por estas razones, es una forma ideal de ejercitarse para personas con obesidad, osteoporosis, osteoartritis, dolor lumbar o en ancianos (Becker, 2009; Meredith-Jones et al., 2011; Takeshima et al., 2002; Waller, Lambeck, & Daly, 2009). Esta ingravidez tiene como consecuencia la ausencia de impactos al reducir el peso corporal relativo, de tal forma que a mayor inmersión mayor reducción del peso corporal. Masumoto & Mercer (2008) indican que el peso corporal se modifica según la inmersión de la siguiente manera:

- a. Reducción de 15% a una inmersión hasta a la espina iliaca antero-superior.

- b. Reducción de 29% a una inmersión hasta la apófisis xifoides.
- c. Reducción de 43% a una inmersión hasta la séptima vértebra cervical.

El medio acuático es también un entorno ideal para deportistas de élite que quieran saltar, ya que el impacto al caer es menor y las fuerzas concéntricas máximas de impulso son mayores que en tierra (Colado et al., 2010; Triplett et al., 2009). Además, realizar saltos a una pierna y con equipamiento resistivo de arrastre aumenta las fuerzas concéntricas máximas de impulso y disminuye las fuerzas de impacto (Triplett et al., 2009). Al comparar 5 ejercicios típicos de una sesión de pliometría, se ha comprobado que las fuerzas de impacto se reducen entre un 33% y un 54% en el agua con una inmersión a nivel de la apófisis xifoides (Donoghue, Shimojo, & Takagi, 2011). La reducción de las fuerzas de impacto al caer en el medio acuático se debe a las fuerzas de arrastre por la superficie de contacto del cuerpo con el agua y también por la fuerza de flotación (Donoghue et al., 2011). Además, esta reducción de las fuerzas de impacto al caer depende de diversos factores como la profundidad de inmersión, el peso corporal, la posición del cuerpo y la técnica del salto (Donoghue et al., 2011). Donoghue et al. (2011) encuentran una disminución de las fuerzas de impacto al aterrizar en torno a un 50% y un aumento de la tasa de desarrollo de fuerza cercano a un 30%, durante la realización del salto a una pierna en el agua. Estos valores se asemejan a los encontrados por Triplett et al. (2009). En base a estos hallazgos, Donoghue et al. (2011) proponen el entrenamiento pliométrico en el medio acuático como una fase previa al entrenamiento pliométrico en tierra. Durante la carrera en agua poco profunda, las fuerzas de reacción contra el suelo son menores en agua que en tierra (de Brito Fontana et al., 2012) y cuanto mayor es la profundidad de inmersión en agua, menor es la magnitud de las fuerzas máximas verticales (de Brito Fontana et al., 2012; Hauptenthal, Fontana, Ruschel, Dos Santos, & Roesler, 2013). Alberton et al. (2013) compararon las

fuerzas reactivas verticales en suelo durante la realización de diferentes ejercicios aeróbicos en tierra y en agua a diferentes cadencias y encontraron que las fuerzas verticales disminuían considerablemente en el medio acuático, probablemente debido a la reducción del peso corporal de un 69% al sumergirse hasta la apófisis xifoides. También encontraron diferencias según el movimiento realizado, siendo el cross-country skiing el que menores fuerzas produjo, y que a mayor cadencia, mayores fuerzas verticales. De Brito Fontana et al. (2012) analizaron las fuerzas aplicadas sobre el cuerpo en función de la profundidad de inmersión y encontraron una reducción del 40% cuando la inmersión fue a nivel de la espina iliaca superior y una reducción del 50% a nivel de la apófisis xifoides, en comparación con el medio terrestre. Sin embargo, correr en cinta o correr en agua poco profunda, a nivel de la cintura, producen una compresión espinal similar tras 30 minutos de ejercicio (Dowzer, Reilly, & Cable, 1998).

La presión hidrostática es la fuerza que ejerce el agua sobre cualquier cuerpo inmerso en él o sobre las paredes del recipiente que lo contiene. La presión es directamente proporcional a la densidad del líquido y a la profundidad de inmersión (Becker, 2009). El agua ejerce una presión de 6.81 mm Hg/m de inmersión (Becker, 2009).

Por otro lado, al sumergirse en el agua se genera una reducción de la frecuencia cardiaca de entorno a un 13% (McArdle, Glasner, & Magel, 1971). Esto se debe a la presión hidrostática que favorece el retorno venoso, lo que conlleva un aumento del llenado ventricular diastólico, una mayor precarga y por tanto, debido al mecanismo de Frank-Starling, un mayor volumen sistólico, lo que provoca finalmente una reducción de la frecuencia cardiaca para mantener el gasto cardiaco (Chu & Rhodes, 2001; Pendergast & Lundgren, 2009). Esta reducción de la frecuencia cardiaca al sumergirse

en el medio acuático ha sido ampliamente estudiada a fin de conocer sus implicaciones en el entrenamiento cardiovascular comparando tierra con agua (Chu & Rhodes, 2001; Frangolias & Rhodes, 1996).

La viscosidad es la magnitud de la fricción específica interna al flujo durante un movimiento (Becker, 2009). Un cuerpo que se mueve en el agua es sujeto al efecto resistivo del flujo, llamada fuerza de arrastre, y a la turbulencia si está presente. Ante un flujo turbulento la resistencia aumenta en función logarítmica de la velocidad (Becker, 2009).

Otra característica del agua es que es un fluido que se rige por las normas de la física. La ecuación general de los fluidos (Alexander, 1977), mostrada a continuación, permite conocer la fuerza de arrastre necesaria para generar un movimiento en el agua (Pöyhönen, Kyrolainen et al., 2001), dicha fuerza será crucial para delimitar la intensidad del ejercicio en este medio:

$$F_{\text{arrastre}} = 0.5 \cdot C_d \cdot A \cdot \rho \cdot v^2$$

- C_d es el coeficiente de arrastre que depende de la forma y textura del cuerpo.
- A es la superficie frontal de área del cuerpo.
- ρ es la densidad del flujo.
- v es la velocidad del cuerpo que se encuentra en movimiento en el agua.

Es importante observar que según esta ecuación la variable más influyente en la fuerza de arrastre parece ser la velocidad del movimiento, teniendo esta un componente exponencial. Cuando la velocidad se duplica, la fuerza se cuadruplica.

Si un cuerpo humano cuya densidad es similar al agua o un implemento con densidad similar al agua que aumenta la resistencia por el tamaño frontal de área (e.g. una aleta o una pala) se mueven en el agua, las fuerzas de flotación no tendrían efecto adicional. Sin embargo, con los implementos que aumentan la resistencia por las fuerzas de flotación (e.g. un flotador tubular o un pullboy), al disponer también de una superficie frontal de área se sumarían las fuerzas de la siguiente manera (Martínez, Ghiorzi, Gomes, & Loss, 2011):

$$F_{\text{total}} = F_{\text{arrastre}} + F_{\text{flotación}}$$

Para facilitar la lectura del presente texto daremos por sinónimos:

- Materiales que aumentan la resistencia únicamente por la superficie frontal de área = Materiales de arrastre (Colado & Triplett, 2009).
- Materiales que aumentan la resistencia por la superficie frontal de área y principalmente por las fuerzas de flotación = Materiales de flotación (Martínez et al., 2011).

El medio acuático, por sus propiedades específicas puede alterar las respuestas fisiológicas a la hora de realizar un ejercicio neuromuscular. En este sentido, Pantoja, Alberton, Pilla, Vendrusculo, & Kruel (2009) han comparado el daño muscular generado, en el medio acuático y terrestre, por una sesión de 3 series de flexo-extensión de codo. Para equiparar la intensidad metabólica en tierra y en agua, se midió el tiempo necesario para realizar 10 repeticiones máximas (RM) en tierra y este tiempo es el que se empleó en realizar una serie en el agua con material de arrastre. La velocidad del movimiento en el agua era la máxima posible aguantando el tiempo establecido anteriormente. Al medir la creatina kinasa (CK) antes y después del ejercicio, tanto de forma inmediata como a las 24 y 48 horas, se pudo concluir que el daño muscular en el

medio acuático es muy bajo, mientras que en tierra la cantidad de CK se duplica (figura 1). Esto se debe probablemente a la escasez de contracciones excéntricas en el agua. Se concluye que el entrenamiento en agua se puede realizar con más frecuencia ya que la recuperación es más rápida.

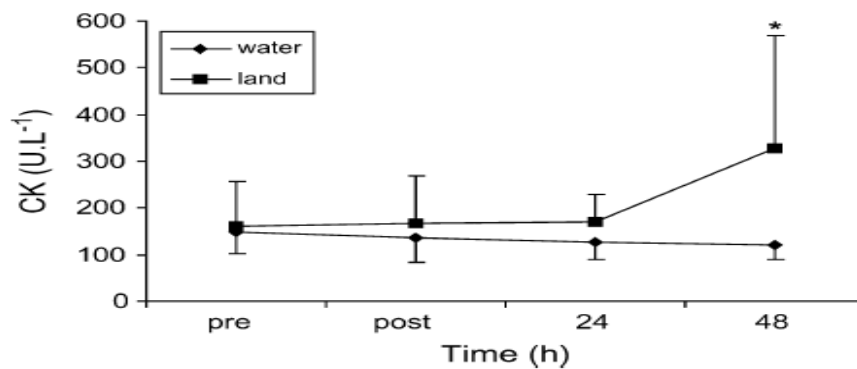


Figura 1. Media plasmática de los niveles de creatina kinasa (CK) en agua (water) y en tierra (land) antes del ejercicio (pre), inmediatamente después (post), y 24 y 48 horas después del ejercicio. Extraído de Pantoja et al. (2009).

Cadore et al. (2009) comprobó que el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático estimula la secreción de testosterona tanto en jóvenes como en ancianos. Realizar ejercicio en el medio acuático poniendo énfasis en el desarrollo de fuerza estimula en mayor medida la respuesta aguda de secreción de testosterona que realizarlo con un mayor componente aeróbico, seguramente debido a una mayor intensidad (Cadore et al., 2009). Por lo que es necesario que las sesiones de entrenamiento neuromuscular en el medio acuático se prescriban con una intensidad suficientemente intensa para optimizar la estimulación de las hormonas anabólicas, especialmente para favorecer el aumento de fuerza y masa muscular en ancianos.

Para resumir las propiedades físicas específicas del medio acuático y su influencia en el entrenamiento neuromuscular, podríamos decir que considerando la

interrelación entre el agua, un objeto moviéndose, y los principios biomecánicos, el medio acuático parece ofrecer una alternativa eficaz para ejercitarse para propósitos terapéuticos o de acondicionamiento físico (Pöyhönen, 2002).

2.2 Técnica de electromiografía de superficie y patrón de activación muscular en el medio acuático

La electromiografía es una técnica que permite captar la excitabilidad de las membranas al registrar el potencial de membrana asociado con los potenciales de acción (Cram, Kasman, & Holtz, 1998). Se registra por tanto el estado de las unidades motoras activas. La electromiografía de superficie ha sido el instrumento más utilizado para estudiar la activación muscular durante la realización de ejercicios (Monfort-Pañego, Vera-García, Sánchez-Zuriaga, & Sartí-Martínez, 2009; Soderberg & Knutson, 2000). Los investigadores asumen que ejercicios que producen mayor amplitud de la señal de EMG a nivel agudo también generaran mayores ganancias de fuerza a nivel crónico (Ayotte, Stetts, Keenan, & Greenway, 2007; Distephano, Blackburn, Marshall, & Padua, 2009).

Pöyhönen et al. (1999) encontró una gran reproducibilidad de la señal de fuerza y de EMG en agua y en tierra, tanto sesión a sesión [gran fiabilidad: coeficiente de correlación intraclase (ICC) = 0.95-0.99; y precisión: coeficiente de variación (CV) = 3.5%-11%) como día a día (gran fiabilidad: ICC = 0.85-0.98; y precisión: CV = 11%-19%). Es interesante destacar que la amplitud de la señal de EMG disminuye en agua si el sistema de electrodos no se aísla (Carvalho et al., 2010; Pöyhönen et al., 1999; Sugajima, Mitarai, Koeda, & Moritani, 1996). Esto se debe a que el agua afecta a la impedancia entre los electrodos, lo cual ocurre cuando no se aíslan estos (Silvers & Dolny, 2011). Otro mecanismo propuesto por Pöyhönen & Avela (2002) es que cuando

se sumerge un cuerpo en el agua, la presión hidrostática estimula los mecanorreceptores, cuyos impulsos producen una inhibición presináptica de las vías interneurales. Se ha sugerido que la reducción en la activación muscular durante la inmersión en agua puede atribuirse a una disminución de algunos mecanismos reflejos (reflejo de Hoffman) o a un mecanismo compensatorio de la capacidad de los músculos para generar fuerza (Pöyhönen & Avela, 2002). El Procedimiento de aislamiento de los electrodos parece ser eficaz para mantener la integridad de la señal registrada de EMG bajo todas las condiciones, ya que no se encontraron diferencias significativas entre el medio acuático y terrestre (Carvalho et al., 2010; Pinto et al., 2010; Silvers & Dolny, 2011) o entre una prueba pre- y post-ejercicio en agua (Pinto et al., 2011). Además, se encontró una gran fiabilidad ($ICC = 0.96-0.98$) y precisión ($CV\% = 7.4-12.6\%$) entre las pruebas en tierra y en agua (Silvers & Dolny, 2011). Silvers & Dolny (2011), al comparar los valores de la activación muscular en agua y en tierra, aislando el sistema de electrodos, no encuentran diferencias significativas entre ambos medios. Por lo que concluyen que si se aísla el sistema de electrodos se puede comparar la activación muscular del medio terrestre con la del medio acuático. Éste es el procedimiento por el cual se aíslan los electrodos (figura 2):

- a. Se colocan los electrodos de superficie sobre la piel
- b. Se coloca un apósito y se cortan los agujeros para dejar el botón del electrodo al aire
- c. Se colocan las cabezas de los electrodos en los botones
- d. Se cubren las cabezas con silicona
- e. Se coloca un segundo apósito encima
- f. Se coloca cinta en las esquinas

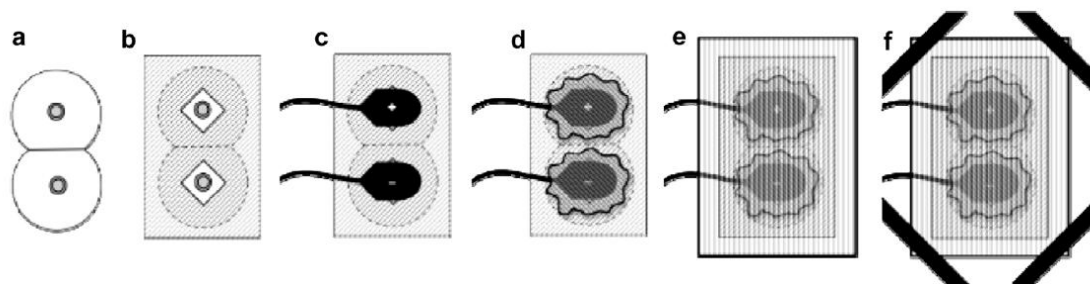


Figura 2. Aislamiento de los electrodos. Extraído de Silvers & Dolny (2011).

Pöyhönen, Kyrolainen et al. (2001) observaron que durante un movimiento repetido de flexo-extensión de rodilla en el agua, la activación concéntrica del agonista disminuye simultáneamente con el aumento de la activación del antagonista durante la fase final del movimiento, en la flexión y en la extensión (figura 3). Esto se debe al movimiento de la pierna que sigue avanzando en el agua debido al flujo del agua como resultado de la inercia. Es necesario desacelerar el movimiento con un cambio anticipado de sentido, a ello se debe la activación anticipada del antagonista. En otras palabras, en un movimiento repetido en el agua el agonista se activa con una contracción concéntrica, pero a mitad del movimiento esta activación disminuye (la inercia inicial hace que el miembro se mueva sin necesidad de generar fuerzas) y aumenta mucho la activación del antagonista de forma excéntrica para crear la desaceleración del movimiento y generar el cambio de sentido. Sin embargo, en un movimiento simple en el agua (e.g. extensión de rodilla) la activación del antagonista es baja y la activación del agonista es alta y prolongada a lo largo de todo el recorrido. Pöyhönen, Kyrolainen et al. (2001) establecen que movimientos repetidos en el agua implican acciones musculares concéntricas y excéntricas, mientras que, movimientos simples implican acciones musculares puramente concéntricas y además tienen un

patrón de EMG similar a las máquinas isocinéticas ya que la acción de la gravedad es escasa y la velocidad angular es prácticamente constante.

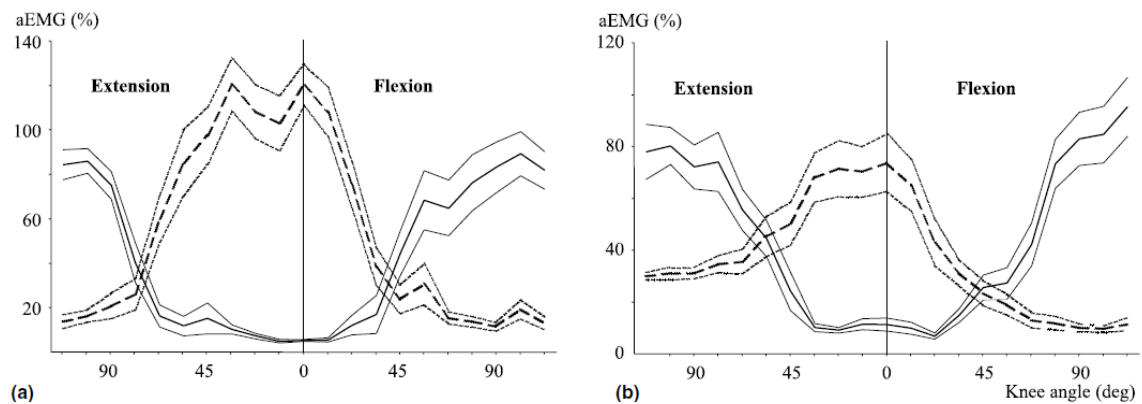


Figura 3. %EMG de los cuádriceps (línea sólida) e isquiotibiales (línea discontinua) durante un movimiento repetido de flexo-extensión de rodilla en hombres (a) y mujeres (b). Extraído de Pöyhönen, Kyrolainen et al. (2001).

La tensión muscular generada por los movimientos realizados en el agua provocará respuestas adaptativas, de tal modo que ejercicios que muestran mayor activación muscular representan mayor reto para el sistema neuromuscular y, por tanto, son más efectivos para mejorar la fuerza y estabilidad (Martuscello et al., 2013). El agua en este caso es equivalente a utilizar cualquier material en tierra para aumentar la carga del ejercicio. A pesar de haberse comprobado como los movimientos repetidos en el agua combinan acciones musculares concéntricas y excéntricas (Pöyhönen, Kyrolainen et al., 2001), se ha pensado durante mucho tiempo que los movimientos en agua generan acciones musculares puramente concéntricas. Y debido a ello, se especulaba que el medio acuático no podría ofrecer adaptaciones de fuerza y masa muscular equivalentes al medio terrestre. Sin embargo, aunque fuera cierto que el medio acuático presentara acciones musculares principalmente concéntricas, se ha demostrado como entrenamientos puramente concéntricos generan más adaptaciones de fuerza e hipertrofia que entrenamientos puramente excéntricos, a una misma carga relativa de

trabajo (Mayhew, Rothstein, Finucane, & Lamb, 1995). Teniendo esto en cuenta, si se realizase un entrenamiento en el agua basado en movimientos simples, que sí presentan acciones musculares principalmente concéntricas, se podría esperar adaptaciones al menos equivalentes a las encontradas en tierra.

Finalmente, ya que se ha demostrado que los movimientos repetidos en agua combinan acciones musculares concéntricas y excéntricas, los ejercicios realizados en el medio acuático se parecen más a los realizados en el medio terrestre de lo que inicialmente se pensaba. Las acciones musculares combinadas son las más recomendadas, en general, para el entrenamiento neuromuscular (ACSM, 2009). Veamos a continuación cuales son los efectos crónicos del entrenamiento neuromuscular en el medio acuático.

2.3 Entrenamiento de fuerza en el medio acuático

Como se ha indicado anteriormente, el medio acuático ofrece posibilidades más allá de la natación tanto para personas con patologías como para personas sanas. A continuación se va a mostrar cuáles son los efectos crónicos del entrenamiento neuromuscular en el medio acuático y sus posibles similitudes y diferencias con el entrenamiento en el medio terrestre.

La tabla 1 es una recopilación de los estudios más importantes de intervención que incluyen el entrenamiento neuromuscular de forma aislada o integrada en combinación con ejercicios aeróbicos y/o de flexibilidad.

2.3.1 Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la fuerza muscular

El entrenamiento de fuerza en el medio acuático es efectivo para mejorar la fuerza tanto en hombres (Bento, Pereira, Ugrinowitsch, & Rodacki, 2012; Colado, Tella, Triplett, & Gonzalez, 2009; Kargarfard, Dehghadani, & Ghias, 2013; Katsura et al., 2010; Miller, Berry, Bullard, & Gilders, 2002; Volaklis, Spassis, & Tokmakidis, 2007; Wang, Belza, Thompson, Whitney, & Bennett, 2007) como en mujeres (Bento et al., 2012; Bravo, Gauthier, Roy, Payette, & Gaulin, 1997; Colado, Triplett, Tella, Saucedo, & Abellán, 2009; Graef, Pinto, Alberto, de Lima, & Kruehl, 2010; Katsura et al., 2010; Martel, Harmer, Logan, & Parker, 2005; Meredith-Jones, Jones, Legge, 2009; Miller et al., 2002; Petrick, Paulsen, George, 2001; Pinto et al., 2013; Pöyhönen et al., 2002; Robinson, Devor, Merrick, & Buckworth, 2004; Takeshima et al., 2002; Tsourlou, Benik, Dipla, Zafeiridis, & Kellis, 2006; Volaklis et al., 2007; Wang et al., 2007), y tanto en jóvenes (Colado, Tella et al., 2009; Martel et al. 2005; Miller et al., 2002; Kargarfard et al., 2013; Petrick et al., 2001; Pinto et al., 2013; Pöyhönen et al., 2002; Robinson et al., 2004) como en adultos ancianos (Bento et al., 2012; Bravo et al., 1997; Colado, Triplett et al., 2009; Graef et al., 2010; Katsura et al., 2010; Meredith-Jones et al., 2009; Takeshima et al., 2002; Tsourlou et al., 2006; Volaklis et al., 2007; Wang et al., 2007). La fuerza ha sido registrada mediante diversos procedimientos (i.e. 1 RM, 3 RM, 10 RM, pruebas isocinéticas e isométricas y funcionales) y las mejoras se observaron en la mayoría de estos estudios, los cuales integraban el entrenamiento neuromuscular con el ejercicio aeróbico o realizaban entrenamiento neuromuscular únicamente. Pinto et al. (2013) han observado que el orden en el cual se realiza el entrenamiento concurrente neuromuscular y cardiovascular es importante y concluyen

que el entrenamiento neuromuscular debe preceder al trabajo cardiovascular para maximizar las mejoras en fuerza y espesor muscular.

2.3.2 Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la capacidad física

El término capacidad física hace referencia al conjunto de capacidades del sistema fisiológico y neuromuscular para realizar tareas motrices (Durstine & Moore, 2003). La capacidad física se puede expresar como el conjunto de la fuerza, potencia, capacidad para realizar actividades diarias, flexibilidad, capacidad aeróbica y equilibrio (Durstine & Moore, 2003). Este apartado no incluye la fuerza ya que esta cualidad física tiene un apartado propio (ver apartado 2.3.1) por su relevancia en la literatura.

La potencia (Colado, Tella et al., 2009; Martel et al. 2005; Miller et al., 2002; Robinson et al., 2004; Stemm & Jacobson, 2007; Takeshima et al., 2002; Tsourlou et al., 2006), la capacidad funcional para realizar las actividades de la vida diaria (Bento et al., 2012; Bravo et al., 1997; Colado et al., 2012; Colado, Triplett et al., 2009; Katsura et al., 2010; Takeshima et al., 2002; Tsourlou et al., 2006), la flexibilidad (Bento et al., 2012; Bravo et al., 1997; Colado, Triplett et al., 2009; Kargarfard et al., 2013; Katsura et al., 2010; Takeshima et al., 2002; Tsourlou et al., 2006; Wang et al., 2007) y el consumo de oxígeno pico (VO_{2pico}) (Meredith-Jones et al., 2009; Pinto et al., 2013; Takeshima et al., 2002), parecen aumentar tras un periodo de entrenamiento en el medio acuático que incorpore ejercicios neuromusculares. Sin embargo, Jones, Meredith-Jones, & Legge (2009) no encontraron mejoras significativas en el VO_{2pico} después de 12 semanas de entrenamiento combinado a intensidad moderada en el medio acuático. Solamente un estudio midió el equilibrio y no se encontraron mejoras significativas

(Katsura et al., 2010). Seis semanas de entrenamiento pliométrico en agua tienen los mismos efectos positivos en la mejora del salto vertical que si se realiza en tierra, con una posible reducción del estrés articular debido a la reducción de las fuerzas de impacto al caer, gracias a la flotación y a la resistencia del flujo (Stemm and Jacobson, 2007), por lo que esta reducción de las fuerzas de impacto al caer conlleva una posible disminución del riesgo de lesión. En la misma dirección, Miller et al. (2002) y Robinson et al. (2004) encontraron que el entrenamiento pliométrico en el medio acuático y terrestre mejoran de forma similar el rendimiento y los autores concluyen que el ejercicio en el agua reduce el potencial lesivo, aumenta la fuerza y la potencia, y permite rehabilitar atletas lesionados más rápidamente. Es interesante destacar que los dolores musculares tardíos son mayores cuando el entrenamiento se realiza en el medio terrestre que si se realiza en el medio acuático para un mismo programa de entrenamiento pliométrico (Robinson et al., 2004). Martel et al. (2005) también encontraron mejoras significativas en el salto vertical tras 6 semanas de entrenamiento pliométrico en el medio acuático. Sin embargo, Miller et al. (2007) no encontraron mejoras significativas en la potencia de salto debido a un tamaño muestral pequeño, una duración de entrenamiento corta y por una intensidad baja. En aquellos estudios en los cuales se realice únicamente entrenamiento neuromuscular, la potencia, la capacidad funcional y la flexibilidad mejoran, sin embargo, el $VO_{2\text{pico}}$ solamente mejora cuando el entrenamiento integra también ejercicio aeróbico. Parece ser que las mejoras en el $VO_{2\text{pico}}$ no están influenciadas por el orden en el cual se realiza el entrenamiento en una sesión concurrente (Pinto et al., 2013). Además, el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático es igual de eficaz que el entrenamiento en tierra con bandas elásticas o máquinas de musculación para mejorar la capacidad física (Colado et al., 2012).

2.3.3 Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre la composición corporal

El ejercicio en el medio acuático que incorpora ejercicios neuromusculares presenta efectos similares al ejercicio tradicional en tierra (Colado et al., 2012; Colado, Triplett et al., 2009). El entrenamiento neuromuscular en agua realizado sólo o integrado con ejercicio aeróbico permite disminuir la masa grasa y algunos perímetros y pliegues cutáneos (Colado et al., 2012; Colado, Tella et al., 2009; Colado, Triplett et al., 2009; Jones et al., 2009; Meredith-Jones et al., 2009; Takeshima et al., 2002; Volaklis et al., 2007), y aumentar la masa muscular (Colado, Tella et al., 2009; Colado, Triplett et al., 2009; Pinto et al., 2013; Pöyhönen et al., 2002; Tsourlou et al., 2006). Sin embargo, los estudios que muestran aumentos en la masa muscular no han utilizado equipamientos de referencia (gold standard), como la absorciometría de rayos X de energía dual. El índice de masa corporal (IMC) y el peso corporal disminuyen en algunos estudios (Colado et al., 2009; Volaklis et al., 2007) aunque en otros estudios no se encuentran cambios significativos (Jones et al., 2009; Meredith-Jones et al., 2009; Takeshima et al., 2002). Es interesante destacar que Colado, Tella et al. (2009) encontraron aumentos significativos en el peso corporal después de solamente 8 semanas de entrenamiento neuromuscular en sujetos jóvenes activos, debido al aumento de masa libre de grasa.

2.3.4 Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre el perfil sanguíneo

Algunos estudios encontraron mejoras significativas en los triglicéridos (Volaklis et al., 2007), el colesterol total (Takeshima et al., 2002; Volaklis et al., 2007), el colesterol con lipoproteínas de baja densidad (LDL-c) (Takeshima et al., 2002), la glucosa en ayunas y en los niveles de insulina en sujetos con daños en la tolerancia a la glucosa (Jones et al.,

2009) y en la presión arterial diastólica (Colado, Triplett et al., 2009). Sin embargo, otros estudios no encontraron cambios en los triglicéridos (Colado, Triplett et al., 2009; Takeshima et al., 2002), en el colesterol total (Colado, Triplett et al., 2009), el colesterol de lipoproteínas de baja densidad LDL-c (Colado, Triplett et al., 2009; Volaklis et al., 2007), en el colesterol de lipoproteínas de alta densidad (HDL-c) (Colado, Triplett et al., 2009; Takeshima et al., 2002; Volaklis et al., 2007), en la glucosa en ayunas en sujetos con tolerancia normal a la glucosa (Colado, Triplett et al., 2009; Jones et al., 2009), en la insulina en ayunas en sujetos con tolerancia normal a la glucosa (Jones et al., 2009) y en la presión arterial diastólica (Takeshima et al., 2002) y sistólica (Colado et al., 2009b; Takeshima et al., 2002). Es interesante destacar que Colado, Triplett et al. (2009) encontraron un aumento significativo del colesterol, LDL-c y glucosa en ayunas en el grupo control, mientras que en el grupo experimental estos valores se mantuvieron constantes. La mayoría de estos estudios realizaron un entrenamiento integral, combinando ejercicio aeróbico y neuromuscular. Posibles diferencias en los efectos fisiológicos de un estudio a otro pueden deberse a distintos programas de entrenamiento.

2.3.5 Efecto del entrenamiento de fuerza en el medio acuático sobre otras variables

Rotstein, Harush, & Vaisman (2008) encontraron una mejora o, al menos, un mantenimiento del estado de los huesos en las vertebrales espinales L2-L4, mientras que el grupo control sufrió un declive. El protocolo de entrenamiento se realizaba 3 veces por semana e integraba 20 minutos de ejercicios aeróbicos con 20 minutos de ejercicios neuromusculares durante 7 meses. Sin embargo, Bravo et al. (1997) no encontraron mejoría en la densidad mineral ósea a nivel de L2-L4 y del cuello femoral tras 12 meses de intervención de ejercicios de salto y neuromuscular en el agua. En otro estudio

(Volaklis et al., 2007), se pudo comprobar que pacientes con enfermedad arterial coronaria pueden participar sin ningún problema en un programa de ejercicio físico en el medio acuático. Los sujetos obtuvieron mejoras similares que con un programa de ejercicio en tierra. Es interesante destacar que los pacientes que entrenaron mejoraron la tolerancia al ejercicio y al estrés circulatorio en comparación con el grupo control. Kargarfard et al. (2013) encontraron grandes mejoras en la fuerza y en el rango de movimiento en apenas 8 semanas de entrenamiento en el medio acuático, en pacientes con hemofilia. Wang et al. (2007) comprobaron que el ejercicio físico en el medio acuático es una herramienta segura y eficaz para mejorar la fuerza y el rango articular de cadera y rodilla, y la resistencia aeróbica en pacientes con osteoartritis en rodilla o cadera, sin provocar lesiones ni dolor.

Tabla 1

Efectos crónicos del entrenamiento neuromuscular en el medio acuático

Estudio	Población	Edad (años)	Duración (semanas)	Descripción del ejercicio	Uso de materiales	Variables analizadas	Resultados destacados
Bento et al. (2012)	Ancianos (N=37)	60-76	12	GC GE = 3 sesiones/semana de 60 min: 20 min aeróbicos a 12-16 en la escala de Borg (6-20) y 20 min neuromuscular: 40 s ejercicio y 20 s descanso, incrementando la velocidad progresivamente con la escala de Borg (6-20) desde 12 a 16, progresivamente. Agua a inmersión xifoidea. Los ejercicios neuromusculares consistieron en: flexo-extensión de cadera y rodilla; flexión plantar y dorsal del tobillo.	Resistivos (arrastre)	Fuerza: torque máximo, ratio de desarrollo del torque. Pruebas funcionales: sit & reach, 8 foot up and go test, test de 6 min, sentadillas silla 30 s.	GE mejoró habilidad músculos para producir torque máximo a alta velocidad (desarrollo del torque) para la mayoría de los músculos. Sin cambios en GC. GE mejoró pruebas funcionales, excepto el test de levantarse de la silla en 30 s.
Bravo et al. (1997)	Mujeres postmen-pausicas (N=77)	59.4 ± 5.5	52	Agua poco profunda, 3 sesiones/semana de 60 min: 40 min de saltos y neuromuscular: 6 ejercicios, 1 serie de 15-20 repeticiones. Inmersión a la altura de la cintura de los sujetos más bajitos. Los ejercicios neuromusculares no se detallan. Se centraron en las extremidades superiores; y en la cintura escapular y pélvica.	Sin especificar	DMO: L2 a L4 y cuello femoral con DEXA. Flexibilidad. Agilidad. Coordinación. Fuerza. Resistencia. Bienestar psicológico.	Tras los 12 meses, la DMO disminuyó significativamente en la zona lumbar y no cambió en el cuello femoral. La flexibilidad, agilidad, fuerza, resistencia y el bienestar psicológico mejoraron significativamente mientras que la coordinación empeoró.
Colado et al. (2012)	Mujeres sedentarias	53 ± 2	10	GC Mismo diseño para los 3 GE,	Arrastre	Composición corporal.	Todos los GE mejoraron las capacidades físicas. Todos los GE

MARCO TEÓRICO

	postmen- pausicas (N=77)			2 sesiones/semana progresivamente. 20 repeticiones y 1-3 series, intensidad desde 5 hasta 7 en la escala OMNI (0-10). Recuperación activa entre series de 30 s. GE 1 = Bandas elásticas en tierra. GE 2 = Agua poco profunda. GE 3 = Máquinas de musculación en tierra. Los ejercicios neuromusculares no se detallan. Implicaron grandes grupos musculares de todo el cuerpo.		Capacidad física: flexiones de brazos con rodillas, 60 s sentadilla, encogimiento abdominal.	disminuyeron la masa grasa y la masa libre de grasa aumentó en GE 1 y 3, pero no en GE 2. Mientras que el GC no cambió. En general, los efectos del entrenamiento han sido similares en los 3 GE.
Colado, Tella et al. (2009)	Hombres jóvenes en forma (N=20)	21.2 ± 1.17	8	GC GE = agua poco profunda, 3 sesiones/semana progresivamente. 8-15 repeticiones y 3-5 series por ejercicio. La cadencia del movimiento se ajustó individualmente para cada ejercicio y sujeto. Los ejercicios neuromusculares consistieron en: flexo-extensión de cadera, rodilla, hombro, codo, tronco; abducción-aducción vertical, horizontal y oblicua de hombro.	Arrastre	Composición corporal. Fuerza: 1 RM Potencia: salto vertical (squat jump)	GE mejoró fuerza, potencia, aumentó masa libre de grasa y redujo masa grasa y algunas perímetros y pliegues, especialmente en la zona abdominal y pectoral.
Colado,	Mujeres	54±2	24	GC	Arrastre	Capacidad física:	Ambos GE mejoraron todas las

Triplett et al. (2009)	sedentarias postmen- pausicas (N=46)			Mismo diseño para ambos GE, en progression: 2-3 sesiones/semana, 1-3 series, 15-20 repeticiones, intensidad desde 5 hasta 7 en la escala OMNI (0-10). GE1 = agua poco profunda. GE2 = bandas elásticas en tierra. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de codo; abducción-aducción horizontal, oblicua y vertical de hombro; abducción-aducción de cadera; saltos verticales a una y dos piernas; flexión anterior y lateral de tronco.		sit & reach, flexions de brazos con rodillas, 60 s sentadilla, encogimiento abdominal. Composición corporal. Perfil lipídico.	capacidades físicas, excepto encogimiento abdominal en GE2. Ambos GE aumentaron masa libre de grasa y disminuyeron masa grasa, IMC y perímetro de cintura. Sólo GE2 mejoró HDL-c y ratio de colesterol total por HDL-c. GC aumentó colesterol, LDL-c, glucosa y perímetro de cintura, mientras ambos GE se mantuvieron constantes. Ambos GE disminuyeron PAD.
Graef et al. (2010)	Mujeres ancianas (N=27)	60-74	12	GC GE1= agua poco profunda con énfasis en la fuerza: 35 min aeróbicos a intensidad de 12-13 en la escale de Borg (6-20) y 15 min neuromusculares en progresión, 4-5 series, 8-15 repeticiones, 90-120 s descanso, realizando los ejercicios a la máxima velocidad. Inmersión a xifoides GE2 = agua poco profunda sin énfasis en la fuerza: 50	Resistivo de foam (flotación)	1 RM: máquina pectoral fly	Sólo GE1 mejoró la fuerza.

				min aeróbicos a 12-13 en la escala de Borg (6-20). Ambos GE: 2 sesiones/semana. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: aducción horizontal de hombro.			
Jones et al. (2009)	Mujeres con sobrepeso (N=15)	57 ± 4	12	Agua profunda, 3 sesiones/semana, 60 min, combinando aeróbico (70-75% modo-especifico frecuencia cardiaca máxima) y neuromuscular (60-90 s intercalados). GE1 = sujetos con tolerancia normal a la glucosa. GE2 = sujetos con tolerancia a la glucosa alterada. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: abducción/aducción horizontal y vertical de hombro; flexo-extensión de codo, rodilla y cadera; abducción y aducción de cadera; flexión frontal y oblicua de tronco.	Propiedades resistivas del medio o mancuernas de foam (flotación)	Respuestas de glucosa e insulina. Composición corporal: peso, IMC, perímetro de cintura y cadera, y ratio cintura-cadera. Capacidad aeróbica: test de carrera en agua profunda.	GE1 sólo mejoró perímetro cintura y ratio cintura-cadera. GE2 sólo mejoró perímetro cintura y respuesta a glucosa e insulina.
Kargarfard et al. (2013)	Hombres con hemophilia (N=20)	20 ± 9	8	CG GE = Agua, 3 sesiones/semana, 40-60 min, combinando aeróbico, flexibilidad y neuromuscular,	No se especifica	Fuerza: Dinamómetro isocinético Biodex. Flexibilidad: rango de movimiento	GE mejoró la fuerza de flexión y extensión de rodilla en ambas piernas, así como el rango de movimiento de la rodilla, del codo y del tobillo, superando

				en progresión. Neuromuscular realizado a la máxima velocidad posible y sin dolor. Los ejercicios neuromusculares no se detallan. Se centraron en las extremidades superiores e inferiores.			significativamente al GC. El GC no cambió.
Katsura et al. (2009)	Ancianos sanos (N=20)	69.1 ± 4.5	8	Agua poco profunda, 3 sesiones/semana, 90 min combinados de flexibilidad, aeróbico y neuromuscular basados en andar a una intensidad de “moderadamente duro” 2 GE: GE1 = con equipamiento. GE2 = sin equipamiento. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de cadera y rodilla; flexión anterior y oblicua de tronco.	Arrastre Tubos de goma	Composición corporal: IMC y peso corporal. Presión arterial. Capacidad física: flexibilidad, fuerza, pruebas funcionales, equilibrio. Perfil de humor.	GE1 mejoró sit & reach, fuerza muscular del tríceps sural, test up and go, andar 5 m al máximo y la fatiga. GE2 mejoró sit & reach, fuerza muscular del tríceps sural y test up and go. No se observaron cambios significativos en la composición corporal, el equilibrio y en el perfil de humor, salvo la fatiga en GE1.
Martel et al. (2005)	Jugadoras de Volleyball (N=19)	15 ± 1	6	Ambos grupos siguen su entrenamiento convencional GC = ejercicios de flexibilidad GE = agua poco profunda, desde 2 a 5 sesiones/semana progresivamente. Se realizaron diferentes tipos de salto a la mayor velocidad posible durante 35 min, de 10	Sin material	Potencia: salto vertical Fuerza: flexión y extensión de rodilla a 60 y 180 °/s con dinamómetro isocinético.	Ambos grupos mejoraron el salto vertical tras 4 semanas, sin embargo, a la sexta semana el GE mejoró en mayor medida que el GC. En general, ambos grupos mejoraron la fuerza.

				a 30 s por ejercicio con 30 s de descanso. El agua tenía una profundidad de 122 cm			
Miller et al. (2002)	Jóvenes sanos (N=40)	22 ± 6	8	GC GE1 = entrenamiento pliométrico en agua poco profunda, con inmersión a la cintura. GE2 = entrenamiento pliométrico en tierra Ambos grupos realizaron 2 sesiones/semana, 80-120 diferentes saltos progresivamente	Ninguno	Potencia: salto vertical y test de Margaria-Kalamen Fuerza: dinamómetro isocinético. Flexibilidad: rango de movimiento. Dolor muscular: escala visual analógica	La potencia no mejoró en ningún grupo, salvo el test de Margarita-Kalamen en el GE1. La fuerza mejoró solamente en el GE1 y GE1 a 6.28 rad/s en la flexión de rodilla y dorsiflexión de tobillo. Se lograron mayores mejoras en el rango de movimiento de la flexión plantar de tobillo en el GE1 en comparación con el GE2. La dorsiflexión de tobillo aumentó solamente en el GE2. No se encontraron cambios significativos en el dolor muscular a las 24, 48 y 72h para ambos GE.
Miller et al. (2007)	Jóvenes sanos (N=29)	25.3 ± 7.1	6	GC GE1 = entrenamiento pliométrico en agua poco profunda, a nivel de la cintura. GE2 = entrenamiento pliométrico en agua poco profunda, a nivel de la cadera. Ambos GE realizaron 2 sesiones/semana, 90-140 saltos progresivos con un esfuerzo máximo. Los saltos pliométricos no se detallan.	Ninguno	Fuerza y Potencia: squat jump, salto en contramovimiento y drop jump	En general, no se detectaron cambios significativos. Hubieron cambios ligeros en la producción de fuerza y potencia solamente en el GE1.
Meredith-	Mujeres	59 ± 8.6	12	GE = agua profunda 3	Mancuernas	VO _{2pico} .	VO _{2pico} , fuerza de las

Jones et al. (2009)	sedentarias con sobrepeso (N=18)			sesiones/semana, 60 min por sesión. Circuito acuático combinando 3 min aeróbicos con 1 min 30 s neuromuscular. Neuromuscular realizado a máxima velocidad. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: abducción/aducción horizontal y vertical de hombro; flexo-extensión de codo, rodilla y cadera; abducción y aducción de cadera; flexión frontal y oblicua de tronco.	de foam (flotación) y la resistencia del propio medio	Fuerza: Dinamómetro isocinético Biodex. Composición corporal.	extremidades superiores e inferiores mejoraron, perímetro cintura, cadera y ratio cintura- cadera disminuyeron, aunque sin cambios en IMC.
Petrack et al. (2001)	Mujeres sanas jóvenes (N=37)	18-35	8	GE1 = agua GE2 = tierra 5 sesiones/semana. 2 series de 10 repeticiones desde 50 hasta 100% de 10RM, sólo extensión de rodilla a 60°/s.	Botellas de plástico (flotación)	Fuerza: isocinética y 10RM para cuádriceps. Cuestionario de dolor.	Ambos GE mejoraron 10RM y ningún cambio se observó en el test isocinético. No se encontraron diferencias entre ambos GE. Los sujetos del GE2 se quejaron más de dolor que GE1.
Pinto et al. (2013)	Mujeres jóvenes sanas (N=26)	25 ± 3	12	GC= 11 sujetos fueron evaluados 4 semanas antes del inicio del programa de entrenamiento. GE1= entrenamiento combinado en agua poco profunda, neuromuscular antes que aeróbico. GE2= entrenamiento combinado en agua poco profunda, aeróbico antes que neuromuscular.	Ninguno	Capacidad cardiorrespiratoria: VO _{2pico} Fuerza: 1RM, torque isométrico pico y electromiografía. Espesor muscular: ultrasonidos	VO _{2pico} mejoró en ambos GE. 1RM en extensores de rodilla y flexores de codo mejoró en ambos GE. Mayores ganancias fueron encontradas para los extensores de rodilla en el GE1. Ambos GE mejoraron por igual el torque isométrico máximo. Ambos GE mejoraron por igual la amplitud máxima electromiográfica. Ambos GE mejoraron el espesor muscular de los extensores de

				Ambos GE realizaron 2 sesiones/semana. Aeróbico a intensidad del segundo umbral ventilatorio durante 18-36 min en progresión. Neuromuscular consistió en 3-6 series de 10-20 s y 80-100 s de descanso a máxima velocidad, en progresión. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de codo, cadera, hombro y rodilla.			rodilla y flexores de codo aunque el GE1 logró mayores mejoras. No se encontraron cambios en el GC, salvo el grosor muscular de los flexores de codo que disminuyó y la máxima amplitud electromiográfica que aumentó.
Pöyhönen et al. (2002)	Mujeres sanas (N=24)	34.2 ± 3.9	10	GC GE= agua poco profunda 2-3 sesiones/semana, 40-60 min por sesión incluyendo 30-45 min neuromusculares en progresión. 2-3 series, 12-25 repeticiones, 30-50 descanso. Neuromuscular realizado a la máxima velocidad con materiales progresivamente más grandes. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de rodilla y cadera.	Botas de arrastre	Fuerza: isométrica e isocinética. EMG. Masa muscular: tomografía computada.	EG mejoró el torque isométrico y dinámico y la masa muscular en comparación con GC.
Robinson et al. (2004)	Mujeres jóvenes (N=32)	20.2±0.3	8	GC GE1 = entrenamiento pliométrico en agua poco profunda. Inmersión a 122-137 cm.	Ninguno	Potencia: salto vertical. Fuerza: dinamómetro isocinético.	Ambos GE mejoraron la potencia, la fuerza y la velocidad por igual. El daño muscular fue el mismo tras el entrenamiento. Sin embargo, la percepción de daño

				GE2 = entrenamiento pliométrico en tierra. Ambos GE realizaron 3 sesiones/semana, 50 min de diferentes saltos, 3-5 series de 10.20 repeticiones progresivamente. Los saltos pliométricos no se detallan.		Velocidad: sprint de 40m Daño muscular: escala. Sensibilidad al dolor: algómetro	muscular fue mayor en el GE2 a las 48h y 96h, respecto al GE1 para cada músculo. La sensibilidad al dolor fue similar en ambos GE.
Rotstein et al. (2008)	Mujeres postmeno-pausicas (N=34)	50-65	31	GC GE= agua poco profunda, 3 sesiones/semana, 60 min por sesión, incluyendo 20 min aeróbicos a 12-16 en la escala de Borg (6-20) y 20 min neuromusculares en progresión. Inmersión al pecho. Los ejercicios neuromusculares no se detallan. Implicaron toda la musculatura del cuerpo.	Arrastre y flotación	DMO y contenido óseo con DEXA en las vertebrales espinales L2-L4 y en el cuello del fémur.	Una interacción significativa tiempo*grupo reveló un efecto positivo en las vertebrales espinales. El contenido óseo mejoró modestamente, ya que ningún efecto principal fue encontrado.
Stemm & Jacobson (2007)	Hombres jóvenes activos (N=21)	24 ± 2.5	6	GC GE1= entrenamiento pliométrico en agua poco profunda. Inmersión a la rodilla. GE2= entrenamiento pliométrico en tierra. Ambos GE realizaron 2 sesiones/semana, 3 series de 15 saltos y 1 min de descanso. Los saltos pliométricos no se detallan.	Ninguno	Potencia: salto vertical	Ambos GE mejoraron por igual el rendimiento en el salto vertical mientras que el GC no cambió.

MARCO TEÓRICO

Takeshima et al. (2002)	Mujeres ancianas (N=30)	69.3 ± 3.5	12	GC GE = agua poco profunda 3 sesiones/semana, 70 min por sesión incluyendo 30 min aeróbicos (ligero a moderado) y 10 min neuromusculares. Ejercicios neuromusculares realizados a la máxima velocidad. Inmersión a la xifoides. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de codo, rodilla y cadera; abducción y aducción de hombro y cadera.	Productos de Resistencia Finbell (barras de mano blandas acolchadas y almohadillas para piernas)	Composición corporal. Capacidad cardiorrespiratoria. Fuerza. Potencia. Agilidad. Perfil lipídico. Flexibilidad.	No se encontraron cambios en frecuencia cardiaca de reposo, PAS, PAD, HDL-c, triglicéridos, flexiones de tronco y peso corporal en ninguno de los grupos. EG mejoró colesterol total, LDL-c, pliegues cutáneos, salto vertical, side stepping test, extensiones de tronco, función pulmonar, VO ₂ y frecuencia cardiaca en el umbral anaeróbico, VO _{2pico} , y la fuerza muscular de extremidades superiores e inferiores. Mientras no cambiaron en el GC.
Tsourlou et al. (2006)	Mujeres ancianas sanas (N=22)	60-75	24	GC GE= agua poco profunda, 3 sesiones/semana, 60 min por sesión incluyendo 25 min aeróbicos (65-80% frecuencia cardiaca máxima) y 20-25 min neuromusculares en progresión, 2-3 series de 12-15 repeticiones y 20-30 s descanso. Ejercicios neuromusculares realizados a una velocidad fijada desde 60 hasta 120 batidos por minute. Inmersión desde xifoides hasta axila. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-	Productos resistivos DEHAG (fideos y muñequeras)	Fuerza: isométrica y dinámica. Flexibilidad. Movilidad funcional. Composición corporal.	GE mejoró fuerza isométrica (flexores y extensors de rodilla y fuerza de agarre) y dinámica (3RM en 4 ejercicios de extremidades superiores e inferiores), sit & reach, salto vertical (Squat jump), test up and go y la masa libre de grasa. Mientras no cambiaron en el GC.

				extensión de codo, rodilla y cadera; abducción y aducción horizontal y vertical de hombro.			
Volaklis et al. (2007)	Pacientes con enfermedad arterial coronaria (N=34)	48-61	18	GC. Mismo diseño para ambos GE: 4 sesiones/semana, 2 sesiones aeróbicas y 2 sesiones neuromusculares de 60 min. GE1 = tierra. Aeróbico: a 60-80% frecuencia cardiaca máxima y neuromuscular: 2-3 series de 12-15 repeticiones con 30 s descanso entre ejercicios y 5 min entre series. GE2 = agua poco profunda. Aeróbico: 50-70% frecuencia cardiaca máxima y neuromuscular: 60-80% de las máximas repeticiones realizables inicialmente, en progresión aumentando las series, repeticiones y velocidad de ejecución. Los ejercicios neuromusculares en agua consistieron en: flexo-extensión de codo, rodilla y cadera; abducción y aducción de hombro y cadera.	Especializado para aumentar la resistencia	Composición corporal. Test al estrés durante el ejercicio. Fuerza. Perfil sanguíneo.	Ambos GE redujeron masa corporal, suma de los pliegues cutáneos, colesterol total, triglicéridos y fuerza por igual, y más que GC. La tolerancia al ejercicio y el estrés circulatorio mejoró para ambos GE en comparación con GC. HDL-c y LDL-c no cambiaron en ningún grupo.
Wang et al. (2007)	Pacientes con osteoartritis	66 ± 12	12	GC GE = Entrenamiento en agua poco profunda. 3	No se especifica	Flexibilidad: rango de movimiento Fuerza:	GE mejoró la flexibilidad, la fuerza y la resistencia aeróbica, aunque no mejoró el dolor ni el

MARCO TEÓRICO

(N=38)	sesiones/semana, 50 min incluyendo 10 min aeróbicos, 10 min de flexibilidad y 15 min neuromusculares, en progresión. Intensidad controlada con la escala de Borg (0-10) desde 2 a 4. Neuromuscular realizando 10-15 repeticiones y 1 serie de 29 ejercicios diferentes. Los ejercicios neuromusculares no se detallan. Implicaron toda la musculatura del cuerpo.	dinamómetro Resistencia aeróbica: test de 6 min andando Cuestionario de estatus funcional, dolor y estrés psicológico.	estatus funcional. Sin embargo, el dolor tampoco empeoró con el ejercicio, ni tampoco se produjeron lesiones. GC no mostró cambios.
--------	--	---	--

Nota. GC = grupo control; GE = grupo experimental; RM = repetición máxima; IMC = Índice de Masa Corporal; HDL-c= Colesterol lipoproteínas de alta densidad; LDL-c= Colesterol lipoproteínas de baja densidad; PAD = presión arterial diastólica; PAS = presión arterial sistólica; DMO = densidad mineral ósea

2.3.6 Temperatura del agua durante el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático

El agua es un eficiente conductor térmico, transfiriendo el calor 25 veces más rápido que el aire (Becker et al., 2009). Aunque la mayor parte de la pérdida de calor, al aire, se logra por radiación y evaporación, el mecanismo principal de disipación del calor corporal cuando el cuerpo está inmerso en el agua es la conducción (Costill, Cahill, & Eddy, 1967). El agua tiene una conductividad térmica de 0.00143 cal/s por cm por °C (Costill et al., 1967).

Durante la natación, se ha visto que el agua fría (17-18°C) permite mantener mejor la temperatura rectal (Costill et al., 1967), aunque el consumo de oxígeno en esfuerzos máximos se ve limitado, probablemente debido a una redistribución de la circulación sanguínea y a una menor eficiencia de la actividad enzimática (Holmer & Bergh, 1974). La temperatura mínima recomendada para mantener el nado es de 25°C (Sagawa, Shiraki, Yousef, & Konda, 1988). Por otro lado, temperaturas por encima de los 30°C son demasiado altas para la natación, ya que no permiten disipar el calor adecuadamente y generan una mayor frecuencia cardíaca para un mismo esfuerzo submáximo (Costill et al., 1967; Holmer & Bergh, 1974).

A la hora de pedalear en una bicicleta acuática, se ha visto que no hay diferencias fisiológicas entre una temperatura del agua de 27°C y 31°C, aunque cuando la cadencia es alta los sujetos están más cómodos cuando la temperatura es más baja (Yazigi et al., 2011).

Los estudios que hemos visto anteriormente se han centrado en la natación y bicicleta acuática, sin embargo, en el estudio de Gleim & Nicholas (1989) se ha

comprobado como andar en el agua, a una temperatura de 30.5°C, es más efectivo, es decir, supone una menor demanda metabólica, que andar a una temperatura de 36.1°C.

Una temperatura del agua de 35°C se considera termoneutral durante la inmersión acuática en reposo, sin embargo, durante la realización de ejercicios dinámicos la temperatura termoneutral oscila entre los 29°C y 34°C (Choukroun & Varene, 1990). La inmersión acuática a una temperatura por encima o por debajo de la temperatura termoneutral provoca cambios fisiológicos y en la temperatura rectal que no son idóneos para el acondicionamiento físico (Barbosa et al., 2009; Choukroun & Varene, 1990; McArdle, Magel, Lesmes, & Pechar, 1976; Pendergast & Lundgren, 2009; Šrámek, Šimechová, Janský, Šavliková, & Vybíral, 2000).

Para realizar programas de entrenamiento en el medio acuático, la Aquatic Exercise Association (AEA, 2008) ha establecido un rango de temperatura de entre 28-30°C. Sin embargo, la temperatura debe adaptarse a las características individuales, por ejemplo, los ancianos necesitan una temperatura mayor que los jóvenes (Kenney & Munce, 2003), y si el objetivo de la actividad es relajarse, aumentar el rango de movimiento o trabajar la flexibilidad, entonces la temperatura del agua debe incrementarse hasta valores termoneutrales (Barbosa et al., 2009). La temperatura también debería adaptarse a las características antropométricas de cada persona, sabiendo que a menor grasa subcutánea, mayor disipación de calor (Holmer & Bergh, 1974). Por lo que personas más delgadas necesitan una temperatura del agua mayor.

2.3.7 Guías generales para el entrenamiento de fuerza en el medio acuático

En función de las evidencias anteriormente expuestas y del resumen mostrado en la tabla 1, a continuación se proponen unas guías generales para prescribir el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático.

Para iniciarse, son suficientes 2 sesiones por semana, de una duración de 10-15 minutos, realizando entre 3 y 6 ejercicios, implicando grandes grupos musculares, por sesión y 1-2 series de 20-25 repeticiones.

Tras una correcta progresión, 3 sesiones por semana o más, de una duración de 15-45 minutos realizando 6-12 ejercicios, implicando grandes grupos musculares, por sesión y 3-5 series de 8-15 repeticiones por ejercicio parecen óptimas.

Los ejercicios neuromusculares habituales que se realizan en el medio acuático están descritos en la tabla 1.

En resumen, podríamos decir que el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático, teniendo en cuenta el nivel de los sujetos, estaría en los siguientes parámetros:

Frecuencia. ≥ 2 -3 sesiones/semana

Duración. 15-45 minutos para 3-12 ejercicios

Tipo. Agua poco profunda, inmersión a apófisis xifoides.

Orden intra-sesión. Neuromuscular precede a cardiovascular (Pinto et al., 2013).

Grupos musculares a trabajar. Todos los grandes grupos musculares.

Volumen. 2-5 series de 8-15 repeticiones

Las recomendaciones en cuanto a volumen deben ser similares a las utilizadas en el entrenamiento en tierra (Colado and Triplett, 2009). El número de repeticiones debe adaptarse al objetivo de la persona que entrena (fuerza, hipertrofia, o resistencia muscular local) (Colado, Tella, & Triplett, 2008).

Tiempos de recuperación. Es específico acorde al número de repeticiones realizadas y al objetivo de la persona. Debe ser un descanso activo para mantener la temperatura termoneutral del organismo y la distribución del flujo sanguíneo en las regiones activas.

Intensidad. Existen dos formas para controlar la intensidad que han mostrado ser eficaces:

a. Máxima velocidad de movimiento

Realizar la velocidad máxima de movimiento para un número determinado de repeticiones es la forma más común de controlar la intensidad. Aunque pueda parecer que no se tiene ningún tipo de control individualizado, en realidad, la intensidad no puede superar las posibilidades del individuo debido a las características físicas del medio acuático. Al contrario que en tierra, donde el peso es el mismo a lo largo de todas las repeticiones de la serie y puede ser excesivo, en agua, la máxima velocidad se ajusta a la fatiga y a la condición física de cada individuo, por lo que el fallo muscular no se puede alcanzar.

Aunque se pueda especular que alcanzar el fallo muscular sea imprescindible para producirse adaptaciones óptimas, se ha demostrado que no es así y que a medio-largo plazo las adaptaciones son similares entre un programa al fallo y otro sin llegar al fallo (Folland et al., 2002).

- b. Escala del esfuerzo percibido para los grupos musculares activos (Colado & Triplett, 2009):

Para adecuar la intensidad del trabajo en el medio acuático se ha establecido que se debe controlar (Colado & Triplett, 2009):

- La velocidad de movimiento o cadencia (se puede marcar por sonido y/o luces).
- El tamaño del material.
- La longitud de la extremidad.
- La posición hidrodinámica de la extremidad y del material.
- La escala del esfuerzo percibido (e.g. Omni-Res, Borg) en función de un nº de repeticiones determinadas.

Se ha comprobado que entrenar en el medio acuático con implementos de arrastre y utilizando la Omni-Res junto al número de repeticiones deseadas, como control de la intensidad, es al menos igual de eficaz que entrenar en tierra (Colado, Triplett et al., 2009).

Material. Los materiales más utilizados son los de flotación y arrastre. La ventaja del material de arrastre es que permite realizar los ejercicios aprovechando sus propiedades específicas en posiciones cómodas, trabajando agonista y antagonista en un mismo ejercicio. En contrapartida, los materiales de flotación obligan a mantener posiciones muy incómodas para ejercitar determinados músculos aprovechando las propiedades del material (Colado & Triplett, 2009).

Debido a la escasez de evidencias científicas, queda de manifiesto la necesidad de conocer los protocolos óptimos de progresión y control de la intensidad en el entrenamiento neuromuscular realizado en el medio acuático (Bergamin et al., 2012).

2.4 Core

El core es un término en expansión exponencial, aunque realmente su definición exacta es poco precisa, se le pueden atribuir múltiples interpretaciones (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010b; Hibbs, Thompson, French, Hodgson, & Spears, 2008). El término core significa “núcleo” en su traducción literal del inglés. Behm et al. (2010b) lo definen como el conjunto del esqueleto axial y de todos los tejidos blandos (articulaciones, músculos, tendones, ligamentos, fascias, etc.) que tienen una inserción proximal en la columna independientemente de donde se inserten distalmente. Siendo el core el centro del cuerpo, es el punto de partida donde se originan todos los movimientos. Cualquier movimiento de las extremidades pone en desequilibrio el core y, del mismo modo, cualquier gesto global implica una transmisión de fuerzas mediante cadena cinética que será más o menos efectiva según las cualidades del core. El core puede entenderse como un conector cinético que facilita la transmisión de torques y momentos angulares entre las extremidades inferiores y superiores durante la realización de habilidades deportivas, habilidades ocupacionales, actividades de fitness y actividades de la vida diaria (Behm et al., 2010b).

Los músculos que componen el core son (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008; Chulvi, 2011):

- Músculos abdominales en la parte anterior (recto anterior del abdomen).
- Músculos paravertebrales (erector spinae y multífidus) y glúteos mayor, mediano y menor en la parte posterior.
- Músculos oblicuos en los costados (oblicuo interno y externo).
- Músculo diafragma en el techo.
- Músculos del suelo pélvico en la parte inferior (pubococcígeo, iliococcígeo, transverso del periné, etc).

- Músculo transverso, que rodea toda la columna como si fuera una faja.

Otros músculos secundarios también forman parte del core, como por ejemplo el iliopsoas, el dorsal ancho, los adductores de la cadera y el recto anterior del cuádriceps. Debe también destacarse que hay autores que amplían el concepto de core a músculos de la región del hombro ya que estos facilitarían una adecuada actitud postural local durante la realización de ciertos gestos motores, en tal caso también consideraríamos los siguientes músculos: romboides, fibras medias del trapecio, redondo mayor y manguito de rotadores (Moghadam, Mohammadi, Arab, & Kazamnajad, 2011).

Aunque algunos músculos como el transverso y el multífidus actúan contrayéndose con independencia del gesto a realizar (Norris, 1999), otros actuarán según el tipo de acción para estabilizar el raquis (Behm, Anderson & Curnew, 2002; Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008; Kibler, Press, & Sciascia, 2006; Lehman, Hoda, & Oliver, 2005). Veamos los músculos que más protagonismo tienen en cada caso (O'Sullivan, 2000; Colado, Chulvi, & Heredia, 2008):

- En el plano sagital, si la tarea supone un desequilibrio hacia la parte anterior, actúa el recto anterior del abdomen. Si la tarea supone un desequilibrio hacia la parte posterior, actúan los erectores espinales, glúteo mayor e isquiosurales.
- En el plano frontal actúan el glúteo mediano y menor, cuadrado lumbar y aductores de la cadera.
- En el plano transversal actúan el glúteo mayor y medio, piriforme, cuadrado femoral, obturador interno y externo, oblicuo interno y externo, iliocostal lumbar y multífidus.
- El transverso y los multífidus actúan por igual con independencia del gesto realizado.

La zona neutra (Panjabi, 1992a, 1992b) es un aspecto clave para entender la función de los músculos en la estabilidad del raquis. La zona neutra incluye todas aquellas posiciones del raquis a lo largo de las cuales las estructuras osteoligamentosas ofrecen una mínima fuerza de resistencia interna (Borghuis et al., 2008). Fuera de esta región el sistema osteoligamentoso debe resistir el movimiento, y por tanto el riesgo de lesiones es considerable. En la zona neutra el sistema osteoligamentoso no ofrece resistencia ya que es la musculatura la que se encarga de estabilizar el raquis. Por ese motivo, tanto las actividades de la vida diaria y laboral como el entrenamiento neuromuscular deben realizarse con la columna vertebral en posición neutra, manteniendo las curvaturas fisiológicas naturales (Akuthota & Nadler, 2004; Colado, Chulvi, et al. 2008). La capacidad de mantener el raquis lumbar en la zona neutra viene determinada por la capacidad neuromuscular y no poder lograrlo es un factor de riesgo importante de padecer lesiones en la región lumbar (Panjabi, 1992a, 1992b). Un mayor nivel de activación de la musculatura estabilizadora supone una mayor capacidad para mantener el raquis en la zona neutra y viceversa (McGill, 2007). Ejercicios en los cuales se mantiene la pelvis y el raquis en posición neutra, a la vez que se movilizan las extremidades, parecen ser más adecuados para estimular el core que ejercicios de flexión forzada de la columna lumbar (Escamilla, McTaggart, et al., 2006). Además de que flexionar activamente el tronco puede ser problemático en pacientes con dolor lumbar al incrementarse la presión intradiscal y la compresión lumbar (Escamilla, Babb, et al., 2006; Escamilla, McTaggart, et al., 2006).

El entrenamiento del core incluye ejercicios de estabilidad articular, ejercicios de contracción muscular concéntrica, excéntrica e isométrica, entrenamiento de equilibrio, entrenamiento propioceptivo, ejercicios pliométricos y tareas específicas de las

actividades deportivas o diarias (Hibbs et al., 2008). Entrenar el core tiene por objetivo mejorar su estabilidad.

La estabilidad del core se define como “la habilidad del complejo neuromuscular lumbo-pélvico de prevenir las distensiones en los ligamentos de la columna vertebral y la capacidad de devolver el equilibrio tras una perturbación” (Chulvi, 2011, p27). También puede entenderse como la integración funcional de la columna vertebral pasiva, de los músculos espinales activos y de la unidad de control nervioso, que permiten al individuo mantener la columna vertebral en su zona neutral fisiológica, realizando cualquier tarea. Otra concepción sería definir la estabilidad del core como la habilidad para controlar la posición y el movimiento del tronco sobre la pelvis, permitiendo una producción, transferencia y control óptimos de la fuerza y movimiento de los segmentos (Kibler et al., 2009). La estabilidad del core se relaciona con la habilidad del cuerpo para controlar el tronco en respuesta a perturbaciones internas y externas (Borghuis et al., 2008). Estas fuerzas incluyen aquellas generadas por los segmentos distales y por perturbaciones inesperadas o esperadas (Borghuis et al., 2008).

Panjabi (1992a, 1992b) indica que la estabilidad del raquis depende de tres subsistemas:

- El sistema activo, formado por la presión intraabdominal, la fascia toracolumbar y los músculos estabilizadores del raquis.
- El sistema pasivo, que está conformado por la columna vertebral y sus estructuras ligamentosas, tendinosas, discales, etc.
- El sistema neural, conformado por el control neurológico propioceptivo, el cuál actúa directamente sobre el sistema activo para anticipar los movimientos y

preparar la musculatura para estabilizar el raquis, siendo el transverso el primer músculo en activarse.

La estabilidad del core es muy importante para resistir o generar fuerzas externas (Akuthota & Nadler, 2004; Anderson & Behm, 2005a). El core juega por lo tanto un papel decisivo en la estabilización del raquis durante las actividades de la vida diaria y laboral (Behm & Anderson, 2006; Colado, Chulvi et al., 2008). Mantener el equilibrio dinámico mientras se aplican fuerzas externas es decisivo para lograr con éxito la mayoría de los movimientos deportivos y de la vida diaria (Anderson & Behm, 2005a). De hecho, tener debilidad en la musculatura del core puede interferir en la transmisión del torque y en el momento angular, resultando en una disminución del rendimiento (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010a; Behm et al., 2010b; Granacher, Gollhofer, Hortobágyi, Kressig, & Muehlbauer, 2013). Por ello, el entrenamiento de los músculos de la parte ventral y dorsal del core al mejorar su fuerza y estabilidad tiene el potencial de mejorar la realización de las actividades diarias (Granacher, Gollhofer et al., 2013).

La estabilidad del core se logra por un lado mediante el sistema nervioso central, con mensajes aferentes y eferentes continuos dentro del sistema sensori-motor, mediante una retroalimentación sensorial del cuerpo, del sistema vestibular y de la información visual (Anderson & Behm, 2005a). El rol del control sensori-motor parece más relevante que la fuerza o resistencia de los músculos del core (Akuthota & Nadler, 2004; Borghuis et al., 2008; McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003). Los ajustes posturales anticipatorios juegan un papel importante para mantener el equilibrio durante una tarea (Anderson & Behm, 2005a). El sistema nervioso central genera una base estable para el movimiento de las extremidades mediante la co-contracción de los músculos del core (Akuthota & Nadler, 2004; Borghuis et al., 2008; McGill et al.,

2003). Se sabe que los músculos del core se activan previamente a la realización voluntaria de movimientos con las extremidades superiores e inferiores (Anderson & Behm, 2005a; Borghuis et al., 2008). Concretamente, los músculos estabilizadores del core se activan unos 30-100 ms antes de que se activen los músculos de las extremidades (Akuthota & Nadler, 2004; Anderson & Behm, 2005a). Por otro lado, la estabilidad del core se logra mediante la correcta contracción de los músculos que forman el core, tanto por su coordinación como por su amplitud (Borghuis et al., 2008). Entrenar la musculatura del core aumenta la robustez del sistema estabilizador, protegiendo a las personas ante problemas lumbares (Behm & Anderson, 2006; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010a, 2010b; Kibler et al., 2006). En este sentido, contracciones de los músculos de la espalda (e.g. erector espinal) de tan sólo 25% de la máxima contracción voluntaria isométrica (MCVI) permiten obtener la máxima rigidez articular, lo que asegura la estabilidad espinal (Anderson & Behm, 2005a; Borghuis et al., 2008; Kibler et al., 2006). Parece ser que la resistencia muscular es mucho más importante que la fuerza muscular para estabilizar la columna vertebral (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Anderson, 2006; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010b; Borghuis et al., 2008). Además, los músculos profundos estabilizadores del raquis (e.g. multífidos, erector spinae) se componen principalmente de fibras musculares tipo I (> 80%) y pequeños estímulos mantenidos en el tiempo parecen ser lo más indicado para activarlos y fortalecerlos (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010b). Adicionalmente, pequeños niveles de co-contracción son suficientes para mantener la estabilidad de la columna vertebral (Borghuis et al., 2008). Aunque la resistencia muscular sea más importante, la fuerza muscular del core también debería entrenarse para estabilizar la columna vertebral ante perturbaciones extremas de corta duración, y para ello se necesitan activaciones musculares superiores al 60% de la

MCVI (Hibbs et al., 2008). Aunque hay que tener cuidado en poblaciones con dolor lumbar, ya que una activación excesiva de los músculos lumbares paraespinales puede generar altas fuerzas de compresión en la zona lumbar, especialmente entre L5 y S1 (Escamilla, McTaggart, et al., 2006).

En la reciente revisión sistemática de Granacher, Gollhofer et al. (2013), se ha visto que programas de entrenamiento específicos de core en ancianos mejoran la fuerza del core, el equilibrio, el rendimiento en las actividades diarias y reducen las caídas. El entrenamiento del core es eficaz para mejorar la fuerza de los extensores, flexores, flexores laterales y rotadores del tronco y también para mejorar el equilibrio dinámico, la movilidad espinal y la capacidad para realizar las actividades diarias (Granacher, Lacroix, Muehlbauer, Roettger, & Gollhofer, 2013; Nichols, Medina, & Dean, 2001). Es por ello que el entrenamiento del core debe incorporarse en los programas de entrenamiento neuromusculares (Granacher, Gollhofer et al., 2013).

El dolor lumbar es el motivo más común de consulta a un fisioterapeuta. Entre el 75% y el 85% de la población experimenta algún tipo de dolor en la zona baja de la columna durante su vida (Waller et al., 2009). Una falta de estabilidad del core puede ser uno de los mayores factores de riesgo para padecer dolor lumbar (Anderson & Behm, 2005a; Borghuis et al., 2008) o incluso para tener una lesión de rodilla (Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008). Un deficiente control neuromuscular del core también puede predisponer a los atletas a problemas en la zona lumbar así como lesiones en las extremidades inferiores (Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008). Además, como más del 90% de las lesiones de la zona lumbar durante la práctica deportiva ocurren en acciones auto-determinadas, como saltar, arrancar o correr, esto indica que un control motor deficitario sea un factor de causa en estas lesiones (Borghuis et al., 2008). Pacientes con dolor lumbar tienen menor resistencia muscular y una respuesta

anticipatoria alterada en los músculos del core (Borghuis et al., 2008). El dolor lumbar se asocia además con un déficit en la propiocepción espinal, en el equilibrio, y con déficits en la habilidad para reaccionar ante perturbaciones inesperadas en el tronco (Borghuis et al., 2008).

Numerosos autores (Behm et al., 2010b; Chulvi, 2011; Kavcic, Grenier, & McGill, 2004; O'Sullivan, 2000; Colado, Chulvi, et al., 2008; Panjabi, 1992a, 1992b; McGill, 2007) coinciden en que a mayores niveles de activación muscular, mayor capacidad de estabilizar el raquis y menor probabilidad de padecer lesiones lumbares. La mejora de la fuerza y de la resistencia a la fuerza del sistema activo, previene y trata los problemas lumbares. La co-activación de los músculos abdominales aumenta la rigidez de la columna promoviendo la estabilidad de los segmentos vertebrales (Montfort-Pañego et al., 2009). El aumento de la estabilidad de la columna se considera por tanto uno de los factores más importantes para prevenir el dolor lumbar.

Según O'Sullivan (2000) existen tres fases en el entrenamiento del core:

- Fase 1, se entrena con ejercicios analíticos o introductores, como son los ejercicios de propiocepción y de movilización básica (e.g. cat-camel).
- Fase 2, se entrena con ejercicios de control o integrados, con bajas cargas y resistencia a la estabilidad (e.g. puentes, sentadillas, sentarse y levantarse, etc.).
- Fase 3, se entrena con ejercicios funcionales para preparar el organismo a las demandas o bien de la vida diaria y laboral o bien de la competición deportiva (e.g. peso muerto, barrer, saltar vallas, conducir, levantar altas cargas, etc.).

Los programas de entrenamiento de core deberían iniciarse con ejercicios analíticos o aislados para aprender o re-aprender a reclutar correctamente los músculos, y a continuación progresar con posiciones más funcionales, pareciéndose cada vez más

a la práctica deportiva o a las actividades diarias (Akuthota & Nadler, 2004; Hibbs et al., 2008). Según McGill (2007), cualquier ejercicio que los patrones motores aseguren una columna lumbar estable, a través de cada repetición, podrán ser considerados como ejercicios funcionales o de estabilización lumbar. Behm et al. (2010b) nos recuerda que el principio del entrenamiento de la especificidad debe aplicarse también para el entrenamiento del core, tanto para los deportistas como para la población en general que realiza actividades diarias. En la mayoría de los programas de entrenamiento de core la progresión se logra mediante el aumento de palancas, rango de movimiento, velocidad de movimiento, complejidad de movimiento, nivel de estabilidad/inestabilidad y aumentando la intensidad (p.e. porcentaje de 1 RM o color/resistencia de una banda elástica) y el volumen (i.e. número de repeticiones/series), aunque no existen protocolos definidos como más óptimos que otros (Granacher, Gollhofer et al., 2013).

A la hora de fortalecer el core a nivel de rehabilitación, es razonable comenzar con ejercicios estáticos como los puentes. A partir de ahí se debe progresar a movimientos más dinámicos, ya que los ejercicios analíticos, a pesar de estimular adecuadamente el core, suponen un estímulo bajo para los músculos agonistas y para actividades funcionales de las extremidades (Comfort, Pearson, & Mather, 2011; Martuscello et al., 2013). Incluso ejercicios isométricos en condiciones inestables activan menos el core que los ejercicios tradicionales de fuerza como las sentadillas o el peso muerto (Hamlyn, Behm, & Young, 2007; Nuzzo, McCaulley, Cormie, Cavill, & McBride, 2008). Acorde al principio de especificidad, los ejercicios dinámicos tradicionales de fuerza, en inestabilidad activa, son óptimos para entrenar la musculatura movilizadora a la vez que la estabilización isométrica del tronco, con transferencia a las actividades de la vida diaria o al deporte (Comfort et al., 2011; Hamlyn et al., 2007; Martuscello et al., 2013). Los ejercicios de fuerza poliarticulares

con peso libre son lo más efectivo para aprovecharse de los beneficios generales del entrenamiento neuromuscular junto a una mejora del core, sin necesidad de añadir ejercicios específicos en suelo o con materiales inestables (Martuscello et al., 2013; Nuzzo et al., 2008). Además, durante ejercicios poliarticulares con peso libre se puede subir la carga externa continuamente para seguir progresando a medida que el sistema neuromuscular se adapta, mientras que en los ejercicios específicos de core en el suelo o con material inestable la progresión es más limitada (Martuscello et al., 2013; Nuzzo et al., 2008).

Se ha visto asiduamente que el entrenamiento en condiciones inestables podría ser la mejor forma de mejorar la estabilidad del core (Anderson & Behm, 2005a). Un entorno inestable se puede lograr de múltiples maneras. Existen en el mercado infinitos materiales que generan inestabilidad, siendo de los más populares el Swiss ball (o fisioball), BOSU, wobble board, balance pad y los aparatos de entrenamiento en suspensión. El Swiss ball es el material inestable más empleado y se utiliza desde antes de la segunda Guerra Mundial (Behm et al., 2010b). La inestabilidad también puede lograrse de muchas otras maneras, como reduciendo la superficie de apoyo del cuerpo, utilizando peso libre en vez de máquinas o realizando movimientos unilaterales en vez de bilaterales, entre otros (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Anderson, 2006). Las condiciones inestables retan la propiocepción y los ajustes del sistema sensori-motor durante la realización de tareas (Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008). Realizar un ejercicio en condición inestable aumenta la activación muscular, tanto de las extremidades implicadas como del core, en comparación con realizar el mismo ejercicio con la misma carga absoluta en condición más estable (Anderson & Behm, 2005a, Behm & Anderson, 2006; Behm et al., 2010a, 2010b). En este sentido, Cosio-Lima, Reynolds, Winter, Paolone, & Jones (2003) analizaron el efecto de 5 semanas de

entrenamiento de core comparando un grupo que utilizaba un Swissball y otro en el suelo para los mismos ejercicios con el propio peso corporal y encontraron que el grupo en situación inestable logró mayores mejoras del equilibrio, sin embargo, ambos grupos mejoraron por igual la fuerza de la musculatura flexora y extensora del tronco. En la figura 4 a continuación puede encontrarse un ejemplo de progresión de ejercicios específicos de core con materiales inestables.

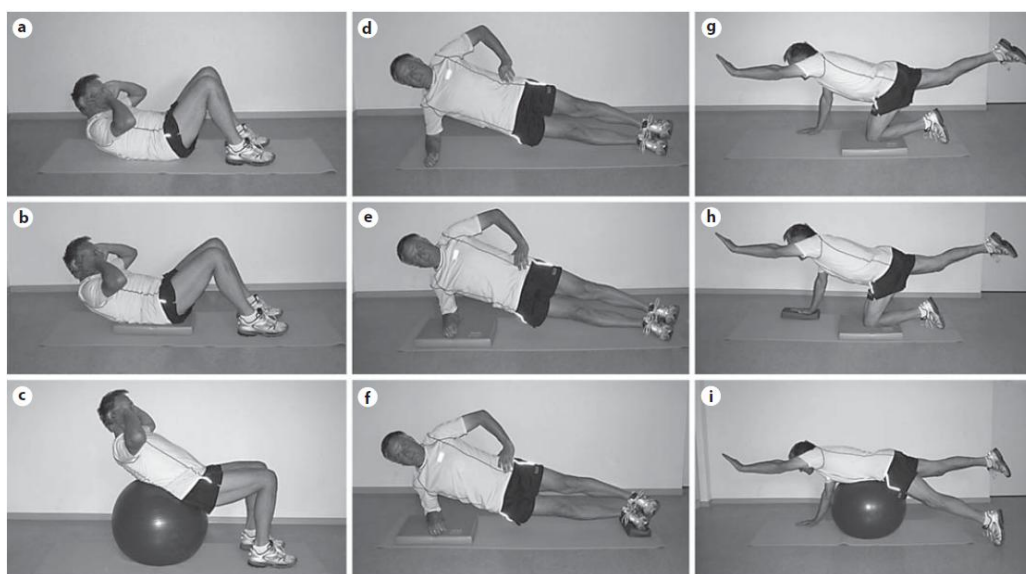


Figura 4. Ejemplo de progresión de entrenamiento específico de core con inestabilidad.
Extraído de Granacher, Lacroix et al. (2013)

La utilización de condiciones inestables también aumenta las co-contracciones (Behm et al., 2010a, 2010b). Sin embargo, la inestabilidad genera una disminución de la fuerza, velocidad y potencia externa aplicada en torno a un 30% (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Anderson, 2006; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010a, 2010b). Esta reducción se debe a que los músculos implicados deben emplearse en mayor medida para estabilizar el cuerpo y las co-contracciones al ser mayores impiden el desarrollo óptimo del agonista al movimiento (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010b). De hecho, uno de los objetivos del entrenamiento en

condiciones inestables es reducir las co-contracciones y reducir esa pérdida de fuerza (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Anderson, 2006; Borghuis et al., 2008).

Es interesante destacar que el nivel de condición física es determinante ante el uso de condiciones inestables (Behm et al., 2010a, 2010b; Wahl & Behm, 2008), ya que un sujeto altamente entrenado necesita de un grado de inestabilidad mayor que un sujeto poco entrenado o sedentario para obtener los mismos cambios (i.e. mayor activación muscular y co-contracciones ante misma carga absoluta en condición inestable y pérdida de la fuerza aplicada).

En el rendimiento deportivo, el core parece jugar un papel decisivo, aunque no existen evidencias científicas claras que demuestren una relación positiva entre la estabilidad del core y una mejora del rendimiento (Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008). Muchos atletas de élite llevan a cabo entrenamientos de la estabilidad y fuerza del core aunque siga existiendo una controversia grande sobre la eficacia de tales entrenamientos (Hibbs et al., 2008). Algunos estudios no encuentran mejoras significativas en el rendimiento con el entrenamiento del core, debido a que los ejercicios utilizados suponen un estímulo bajo o demasiado analítico (Chulvi, 2011). Además, utilizar superficies inestables para el entrenamiento del core va en detrimento de la fuerza y potencia aplicada, por lo que no parece conveniente en atletas de élite (Behm et al., 2010a, 2010b). Es importante resaltar que los ejercicios deben adaptarse a la población entrenada, siendo completamente diferentes un paciente con dolor lumbar y un lanzador de jabalina. Las investigaciones realizadas en poblaciones con dolor lumbar o sedentarias no pueden aplicarse a deportistas de alto rendimiento (Hibbs et al., 2008).

El uso de superficies inestables para el entrenamiento de la musculatura del core parece más indicada en la población sedentaria o con dolor lumbar que en deportistas de

alto rendimiento (Behm & Anderson, 2006; Behm et al., 2010b). La población sedentaria o pacientes con dolor lumbar en fase de rehabilitación o prevención son los que más se benefician del entrenamiento en condiciones inestables al producirse adaptaciones neurales como patrones de reclutamientos neural más eficientes, una activación más rápida del sistema nervioso, una mejora en la sincronización de las unidades motoras y una disminución de los reflejos de inhibición neural (Hibbs et al., 2008). Atletas entrenados pueden aplicar mayor fuerza y potencia con las extremidades, mientras la activación del core será alta, en movimientos más tradicionales (i.e. condiciones más estables) o específicos a la competición (Behm et al., 2010b). Las superficies inestables no parecen estar indicadas para conseguir adaptaciones de hipertrofia, fuerza absoluta y potencia (Behm et al., 2010b). Además, los ejercicios tradicionales de fuerza en condiciones estables con peso libre (e.g. peso muerto, sentadilla o levantamientos olímpicos) parecen proporcionar una activación muscular del core similar o mayor (Behm et al., 2010b; Colado et al., 2011) que los ejercicios aislados para fortalecer el core (e.g. curl-up o puentes isométricos).

Behm & Anderson (2006) recopilan las aportaciones recientes en cuanto a las superficies inestables y concluyen que:

- Los ejercicios de fuerza sobre superficies inestables reducen la fuerza, la potencia y el reclutamiento de fibras.
- Los ejercicios de fuerza que impliquen el fortalecimiento de las extremidades suelen requerir de estabilidad espinal y con ello se incrementa la activación muscular del core.
- El porcentaje relativo de la carga se debe disminuir en ejercicios sobre superficies inestables.

- Los ejercicios tradicionales de entrenamiento de fuerza con estabilidad activa en superficie estable suponen mayor activación del core que ejercicios específicos en superficies inestables.
- Para lograr la máxima hipertrofia, aumento de fuerza y de potencia se debería entrenar en superficie estable.
- Los ejercicios tradicionales con peso libre (e.g. peso muerto) son igual o más eficaces que los ejercicios específicos de core (puentes, abdominales). Los ejercicios tradicionales, aunque sean aparentemente menos específicos del core, son en realidad más específicos para las exigencias deportivas o diarias.
- Aquellas personas que no pueden recibir altas cargas axiales o manejar correctamente altas resistencias externas podrían verse beneficiados del uso de materiales inestables con resistencias bajas o simplemente el propio peso corporal.

Resumiendo un poco más las aportaciones de Behm et al. (2010b), debe reseñarse que se debería combinar el uso de superficies inestables y estables según la periodización del entrenamiento. Las superficies inestables ofrecen la ventaja de mejorar la propiocepción, las co-contracciones de los agonistas-antagonistas y de aportar un estímulo alto con bajas cargas, por lo que son implementos interesantes de utilizar en las primeras fases del entrenamiento o en la rehabilitación. Las superficies estables se deberían usar para movilizar mayores cargas, las cuales podrían generarán aún mayores activaciones del agonista y del core, reproduciendo las exigencias diarias, laborales o deportivas.

2.5 Entrenamiento del core en el medio acuático

Para poblaciones con dolores lumbares, se prescribe frecuentemente el ejercicio en el medio acuático ya que la flotación reduce las cargas axiales en la columna vertebral, y además, la presión hidrostática y la temperatura del agua ayudan al equilibrio y al control del dolor respectivamente (Waller, 2009). Por esto, gracias al agua, personas con dolores lumbares pueden realizar movimientos que serían incapaces de realizar en tierra. La revisión sistemática de Waller (2009) indica que el ejercicio terapéutico en el medio acuático es seguro y eficaz para tratar pacientes con dolor crónico en la zona lumbar.

Son escasos los estudios que hayan medido la activación muscular del core en el medio acuático. Colado, Tella et al. (2008), encontraron que el erector espinal lumbar presenta mayor activación en agua que en tierra, realizando un mismo ejercicio de abducción y adducción horizontal del hombro y a la misma intensidad controlada por la percepción del esfuerzo. Además, si se aplicaban corrientes en el agua, la activación muscular era significativamente mayor que si no se aplicaban, debido a la inestabilidad que generaban. Estos hallazgos coinciden con los obtenidos por Masumoto, Takasugi, Hotta, Fujishima, & Iwatmoto (2004) donde las turbulencias mediante corrientes aumentaban la activación del core mientras se caminaba en agua poco profunda. Del mismo modo, Kaneda, Sato, Wakabayashi, & Nomura (2009) hallaron un aumento de la activación muscular del erector espinal al aumentar la cadencia auto-determinada durante la carrera en agua profunda. El estudio reciente de Bressel, Dolny, & Gibbons (2011) compararon la realización de 4 ejercicios analíticos del core en agua y en tierra. Estos ejercicios son: (a) hundimiento abdominal, (b) rigidez abdominal, (c) inclinación anteroposterior y (d) mediolateral de la cadera, encontrando que la activación de la mayoría de los músculos medidos es mayor en todos los ejercicios realizados en tierra respecto al agua. Los autores lo explican por el componente de flotación y recomiendan

estos ejercicios en el agua en las primeras fases de la rehabilitación del dolor lumbar. Además, Bressel, Dolny, Vandenberg, & Cronin (2012) analizaron 11 ejercicios en el agua, focalizados a la musculatura del core. Los ejercicios se realizaron con una inmersión a profundidad de la apófisis xifoides y se encontró que los ejercicios de rigidez abdominal, empujar un Swiss ball hacia abajo y lateralmente son los que mayor activación muscular provocaron, mientras que, el hundimiento abdominal e inclinaciones de la pelvis, los que menos. En ambos estudios de Bressel et al. (2011, 2012) se midió la activación muscular del recto anterior del abdomen superior e inferior, del erector espinal lumbar, del oblicuo externo y del multífidus. Los estudios de Bressel et al. (2011, 2012) son muy interesantes, sin embargo, se centran en medir la activación muscular del core en ejercicios analíticos. Conocer la activación muscular del core en ejercicios integrados es importante ya que el comportamiento del core difiere, habiéndose demostrado que la activación muscular es mayor en ejercicios integrados (Gottschall, Mills, & Hastings, 2013).

No encontramos estudios que hayan medido la activación muscular del core durante la realización de ejercicios neuromusculares con diferentes materiales ni profundidades de inmersión.

El medio acuático es un medio más inestable que el medio terrestre; además, cuanto mayor es la inmersión, mayor es la inestabilidad generada por sus propiedades físicas específicas. Por tanto, una mayor profundidad de inmersión podría equipararse a situaciones de mayor inestabilidad en tierra (Colado, 2004). Sin embargo, no conocemos estudios que hayan comparado el efecto de la profundidad de inmersión sobre la activación muscular, tanto del core, como de las extremidades.

2.6 Activación muscular de las extremidades y del core comparando condiciones estables e inestables en ejercicios neuromusculares

Desgraciadamente, no existen estudios en el medio acuático que hayan realizado dicha comparación, por lo que fundamentaremos el estado actual de la cuestión en la literatura sobre el medio terrestre. En este apartado se analiza el efecto de realizar ejercicios neuromusculares en condiciones más o menos inestables, es lo más similar a realizar un ejercicio neuromuscular a diferentes niveles de inmersión en el medio acuático.

Uno de los motivos por el cual se utilizan condiciones inestables para realizar el entrenamiento neuromuscular es que el entorno inestable podría proporcionar un estímulo más variado y efectivo según qué objetivos se tuvieran en cuanto su aplicación (Behm & Anderson, 2006). En el medio terrestre se han realizado dos grandes comparaciones en lo que a materiales inestables se refiere. En primer lugar, cuando se compara un ejercicio con la misma carga absoluta, como el propio peso corporal sobre diferentes grados de inestabilidad. En segundo lugar, cuando se compara un ejercicio realizado con la misma carga relativa en condiciones de estabilidad e inestabilidad a diferentes grados. Anderson & Behm (2005a) indican que aunque se conozca bien cómo los músculos mantienen el equilibrio estático, se sabe muy poco acerca de cómo mantienen el equilibrio dinámico mientras se ejerce una fuerza externa.

La tabla 2 recopila los estudios más relevantes que han comparado la activación muscular y la fuerza aplicada a diferentes grados de inestabilidad. Como hemos comentado anteriormente, podemos diferenciar estos estudios en 2 grandes grupos:

1. Aquellos que comparan la realización de un ejercicio con la misma carga absoluta en diferentes grados de inestabilidad (e.g. propio peso corporal), lo cual sería

como realizar un ejercicio en el medio acuático a la misma velocidad de ejecución a diferentes niveles de inmersión.

2. Los que comparan la realización de un ejercicio con la misma carga relativa en diferentes grados de inestabilidad (e.g. 1 RM, MCVI o 80% de 1 RM, habiendo medido la máxima fuerza realizable en cada condición), lo cual sería como realizar un ejercicio en el medio acuático a la máxima velocidad posible de ejecución (o también, por ejemplo, al 80% de la máxima velocidad de ejecución realizable en cada condición) a diferentes niveles de inmersión.

Resumen de los principales estudios que miden la activación muscular con electromiografía (EMG) y la fuerza comparando situaciones estables e inestables

Estudio	Población	Músculos	Ejercicio y condiciones	Resultados
Anderson & Behm (2004)	Jóvenes sanos (26.2 ± 6.0 años) N=10	Pectoral mayor esternocostal Deltoides anterior Porción larga tríceps braquial Dorsal ancho Recto abdominal	Press de banca con mancuernas Estable: banco Inestable: Swiss ball MCVI, 75% MCVI para cada condición (misma carga relativa) y 75% 1RM para cada condición. 1RM solamente se realizó en estable y el 75% se utilizó en ambas condiciones (misma carga absoluta)	Fuerza realizada es mayor en estable que inestable (59.6%) No hay diferencias EMG entre condición estable e inestable tanto para dinámico como isométrico, aunque los autores no detallaron músculo a músculo en ninguno de los dos casos
Anderson & Behm (2005b)	Jóvenes sanos y activos (25.2 ± 6.2 años) N=14	Vasto externo Bíceps femoral Sóleo Erector espinal lumbar Erector espinal lumbo-sacral Estabilizadores abdominales	Sentadilla Estable: máquina Smith Algo inestable: peso libre Muy inestable: balance disc en cada pie y peso libre Peso corporal, 29.5 kg de peso añadido y 60% del peso corporal añadido para cada condición (misma carga absoluta)	Activación muscular del sóleo y del core es mayor cuanto más inestable la condición. Para el bíceps femoral y vasto interno no hay diferencias (bíceps femoral) o la activación es mayor en condición estable (vasto interno). El rol estabilizador de los músculos sóleo y del core explica el aumento de activación en una situación inestable ante una misma carga
Behm et al. (2005)	Jóvenes sanos entrenados (24.1 ± 7.4 años) N=11	Erector espinal lumbar Erector espinal lumbo-sacral Recto abdominal inferior	Diversos ejercicios: puente supino, lateral y prono, basculación pélvica, birg dog, press de banca y press vertical bilateral y unilateral Estable: banco / bilateral Inestable: Swiss ball / unilateral Misma carga relativa en todos los ejercicios (propio peso corporal o mancuernas de 13.6 kg en chicos y 6.8 kg en chicas)	La adición de condición inestable (Swiss ball) aumenta la activación muscular en todos los ejercicios, salvo en el press vertical. Realizar press de banca y press vertical unilateralmente aumenta la activación muscular en el lado contralateral.
Bressel et al. (2009)	Hombres entrenados (21.5 ± 1.3 años) N=10	Recto abdominal Oblicuo externo Transverso	Sentadilla con peso libre Estable: suelo Inestable: dos pies encima de la cara	En las 3 condiciones la activación muscular es la misma, salvo para el oblicuo externo, donde la activación es menor con 50% 1RM en estable en

	años) N=12	abdominal/Oblicuo interno Erector espinal	plana del BOSU 50% y 75% de 1RM en estable y 50% 1RM en inestable. 1RM solamente se realizó en estable, 50% y 75% se utilizaron en ambas condiciones (misma carga absoluta)	comparación con las otras condiciones y para el erector espinal, donde la activación es mayor con el 75% 1RM en estable en comparación con las otras condiciones.
Chulvi-Medrano et al. (2010)	Hombres jóvenes activos (24.29 ± 0.48 años) N=31	Erector espinal lumbar Erector espinal torácico Multífidos lumbar Multífidos torácico	Peso muerto con barra Estable: suelo Algo inestable: T-Bow Inestable: Encima de la cara semiesférica del BOSU MCVI y dinámico con una carga del 70% de la MCVI (misma carga relativa)	Cuanto más estable mayor producción de fuerza. En general, la activación muscular es mayor en condición estable tanto durante las isometrías como en los ejercicios dinámicos
Colado et al. (2011)	Hombres jóvenes activos (24.29 ± 0.48 años) N=31	Erector espinal lumbar Erector espinal torácico Multífidos lumbar Multífidos torácico	Diversos ejercicios para miembros inferiores y core en condiciones estables e inestables: peso muerto estable con barra, tijeras estable con barra, extensión lumbar, inclinación frontal del tronco en posición estática unipedal en estable y sobre BOSU, inclinación frontal del tronco en posición dinámica unipedal y puente supino con los pies sobre la cara plana del BOSU. Los ejercicios con barra se realizaron con una carga de 70% de la MCVI medida previamente	En general, los ejercicios estables con una gran carga externa (i.e. peso muerto y tijeras) son los que mayor activación muscular generaron.
Feldwieser et al. (2012)	Hombres y mujeres sanos (25.45 ± 3.57) N=20	Multífidos lumbar Iliocostal lumbar- torácico Recto abdominal Oblicuo externo	8 puentes supino en condiciones estables e inestables (cushion ball y Swiss ball), algunos ejercicios son bilaterales y otros unilaterales (misma carga absoluta)	En general, la activación muscular aumenta cuanto mayor es la inestabilidad y realizar ejercicios unilaterales aumentan la activación muscular del lado contralateral al pie de apoyo
Freeman et al. (2006)	Hombres y una mujer (24 años) N=9	Recto abdominal Oblicuo externo Oblicuo interno Dorsal ancho	Flexiones de brazos (misma carga absoluta) Estable: suelo Inestable y dinámicas: una mano, una	Movimientos más rápidos y con mayor inestabilidad aumentan generalmente la activación muscular

		Erector espinal lumbar Pectoral mayor Bíceps braquial Tríceps braquial Deltoides anterior	mano delante otra atrás, palmada en el aire, una mano en medicine ball, ambas manos en un medicine ball, una mano en cada medicine ball	
Goodman et al. (2008)	Hombres y mujeres sanos activos (24.1 ± 1.6 años) N=13	Pectoral mayor Deltoides anterior Dorsal ancho Oblicuo externo Tríceps braquial Bíceps braquial	Press de banca con barra Estable: banco Inestable: Swiss ball 1RM en cada condición (misma carga relativa)	La fuerza máxima (1RM) fue la misma para ambas condiciones. La activación fue la misma en ambas condiciones para todos los músculos medidos.
Imai et al. (2010)	Hombres sanos (24.1 ± 0.8 años) N=9	Transverso (EMG profunda con agujas) Multífidos (EMG profunda con agujas) Recto abdominal Oblicuo externo Erector espinal lumbar	Ejercicios con el propio peso (misma carga absoluta): puente prono, supino, lateral, elevación de brazo y pierna contralateral en cuadrupedia, curl-up Estable: suelo Inestable: encima de balance disc, Swiss ball y/o BOSU	Según el ejercicio y el músculo analizado, la activación muscular es mayor o similar cuando el ejercicio se realiza sobre superficie inestable, salvo en un caso concreto (transverso izquierdo realizando curl-up)
Kohler et al. (2010)	Hombres y mujeres entrenados (30 ± 8.0 años) N=30	Deltoides anterior Deltoides medial Trapecio Tríceps braquial Recto abdominal Oblicuo externo Erector espinal superior Erector espinal inferior	Press vertical (o militar) Superficie estable y carga estable Superficie estable y carga inestable Superficie inestable y carga estable Superficie inestable y carga inestable Superficie: sentado en banco o Swiss ball Carga: barra o mancuernas 10 RM en cada condición. Las 10 RM se calcularon para cada condición (misma carga relativa)	En condición más estable la carga levantada es mayor que en condición más inestable. Deltoides medial y tríceps braquial tienden a mayor activación cuanto más estable (más carga levantada). Sin embargo, deltoides anterior y trapecio tienden a mayor activación o similar en situaciones más inestables, debido a su rol estabilizador. Hay una tendencia de que los músculos del core se activen más ante mayor estabilidad (más carga levantada), aunque esta tendencia no es consistente entre todas las condiciones

Lehman et al. (2005)	Hombres (27.6 ± 3.2 años) N=11	Recto abdominal Oblicuo externo Oblicuo interno Erector espinal Multifidus	Puentes (misma carga absoluta) en condición estable e inestable (Swiss ball): puente supino, prono y lateral	En general, realizar los puentes en una condición inestable genera mayor o similar activación muscular que en condición estable
Lehman et al. (2006)	Hombres sanos (26.3 ± 1.5) N=13	Triceps braquial Pectoral mayor Dorsal ancho Recto abdominal Oblicuo externo	Flexiones de brazos (misma carga absoluta): Pies en un banco Pies en un Swiss ball Manos en un banco Manos en un Swiss ball Push-up plus en estable (protracción y retracción de la escápula) Push-up plus en Swiss ball	En general la activación muscular entre la condición estable e inestable es similar, salvo para en algunos casos, donde la activación muscular es mayor sobre superficie inestable
Li et al. (2013)	Hombres (19.4 ± 1.2 años) N=13	Sóleo Vasto interno Vasto externo Recto femoral Bíceps femoral Glúteo máximo Glúteo medio Erector lumbar espinal alto	Sentadilla profunda Estable Inestable: Reebok core board Peso corporal, 30% y 60% de 1RM en cada condición. 1RM se midió solamente en estable (misma carga absoluta)	La activación muscular fue la misma para todos los músculos en condición estable e inestable a misma carga absoluta
Marshall & Murphy (2005)	Hombres y mujeres sanos (23.5 ± 2.65 años) N=8	Recto abdominal Oblicuo externo Transverso abdominal/Oblicuo interno Erector espinal lumbar	6 ejercicios con el propio peso corporal (misma carga absoluta): enrollamiento inferior, posición del flexiones de brazos arriba y abajo, puente supino y elevaciones de brazo y pierna contralateral en cuadrupedia a un lado y otro. Estable Intesble: Swiss ball	En general no hay diferencias de activación muscular entre la condición estable e inestable. La posición de flexiones de brazos arriba presenta mayor activación de la parte anterior del core en la condición inestable en comparación con la estable
Norwood et al. (2007)	Hombres y mujeres atletas de	Dorsal ancho Recto abdominal Oblicuo interno	Press de banca con barra de 9.1 kg (misma carga absoluta) Estable para hombros y pies	A mayor inestabilidad, mayor activación muscular. Sin embargo no se encontraron diferencias significativas en el recto abdominal

MARCO TEÓRICO

	élite (29.3 años) N=15	Erector spinae Sóleo Bíceps femoral	Inestabilidad hombros (Swiss ball) Inestabilidad pies (BOSU) Inestabilidad para hombros y pies	
Saeterbakken & Fimland (2012)	Hombres sanos (22 ± 2 años) N=15	Recto abdominal Oblicuo externo Erector espinal	Press vertical Sedestación unilateral Sedestación bilateral Bipedestación unilateral Bipedestación bilateral 80% 1 RM para cada condición. 1RM se midió en cada condición (misma carga relativa)	La carga resultante utilizada no se especifica. En general, realizar el ejercicio unilateralmente y de pie aumenta la activación muscular
Saeterbakken & Fimland (2013a)	Hombres entrenados (22.5 ± 2.0 años) N=16	Pectoral mayor Deltoides anterior Bíceps braquial Tríceps braquial Recto abdominal Oblicuo externo Erector espinal	Press de banca Estable: banca Algo inestable: balance cushion encima del banco Inestable: Swiss ball 6 RM para cada condición (misma carga relativa)	La carga fue mayor en la condición estable. La activación del deltoides anterior, bíceps braquial y oblicuo externo fue la misma en las diferentes condiciones. El pectoral mayor, tríceps braquial y erector espinal se activaron menos en la condición más inestable. Sin embargo, el recto abdominal se activó más en la condición más inestable
Saeterbakken & Fimland (2013b)	Hombres sanos (23.3 ± 2.7) N=15	Recto femoral Vasto interno Vasto externo Bíceps femoral Sóleo Recto abdominal Oblicuo externo Erector espinal	Sentadilla Estable: suelo Algo inestable: power board Bastante inestable: BOSU con los pies en la cara plana Muy inestable: balance cone MCVI (misma carga relativa)	A mayor estabilidad mayor producción de fuerza. La activación muscular fue la misma en las diferentes condiciones para todos los músculos, salvo para el recto femoral que se activó en mayor medida en la condición estable en comparación con el resto de condiciones
Saeterbakken et al. (2011)	Hombres sanos y entrenados (22.7 ± 1.7 años) N=12	Pectoral mayor Deltoides anterior Biceps braquial Triceps braquial	Press de banca Estable: máquina Smith Algo inestable: barra Inestable: mancuernas 1RM en cada condición (misma carga relativa)	La carga fue mayor con la barra, seguido de la máquina Smith y finalmente de las mancuernas. La activación muscular del tríceps braquial siguió el orden de las cargas. No se encontraron diferencias en la activación del deltoides anterior y del pectoral mayor. La activación del bíceps braquial fue mayor cuanto mayor la inestabilidad debido a su papel como antagonista en la co-contracción

Santana et al. (2007)	Hombres entrenados (28.14 ± 8.33 años) N=14	Recto abdominal Oblicuo externo Oblicuo interno Dorsal ancho Erector espinal a T9, L3 y L5 Deltoides anterior Pectoral mayor	Estable: press de banca con barra Inestable: press en polea de pie a una mano 1RM en cada condición (misma carga relativa)	La carga movilizadora en la condición estable es mayor que en inestable. La activación muscular del erector espinal es igual o mayor en la condición estable en comparación con la inestable. La activación de los músculos de la parte anterior del core es la misma en ambas condiciones para aquellos músculos del mismo lado de la mano que empuja la polea. Sin embargo, los músculos contralaterales de la mano de la polea, en la parte anterior del core, se activan en mayor medida en la condición inestable. La activación del pectoral mayor es mayor en la condición estable. El deltoides anterior se activa de forma similar en ambas condiciones
Schick et al. (2010)	Hombres experimen- tados y no experimen- tados (20 ± 2.5) N=26	Deltoides lateral Deltoides anterior Pectoral mayor	Press de banca Estable: máquina Smith Inestable: peso libre (barra) 70 y 90% 1RM en cada condición. 1RM calculada para cada condición (misma carga relativa)	No hay diferencias entre realizar el ejercicio en condición estable e inestable para el deltoides anterior y el pectoral mayor. El deltoides lateral presenta mayor activación cuando se realiza el ejercicio en condición inestable debido a su rol estabilizador
Schwanbeck et al. (2009)	Hombres y mujeres sanos (22 ± 1.2 años) N=6	Tibial anterior Gastrocnemio Vasto interno Vasto externo Bíceps femoral Erector espinal lumbar Recto abdominal	Sentadilla Estable: máquina Smith Inestable: peso libre 8 RM en cada condición (misma carga relativa)	Realizar el ejercicio en una condición inestable genera mayor (gastrocnemios, vasto interno y bíceps femoral) o similar (tibial anterior, vasto externo, erector espinal y recto abdominal) activación que en condición estable
Uribe et al. (2010)	Hombres sanos (24.19 ± 2.17 años) N=16	Deltoides anterior Pectoral mayor Recto abdominal	Press de banca y press vertical (o militar) Estable: banco Inestable: Swiss ball 80% 1RM en cada condición. 1RM realizada para los 2 ejercicios solamente en estable (misma carga absoluta)	Realizar ambos ejercicios genera la misma activación muscular en condición estable e inestable
Vera-García et al.	Hombres	Recto abdominal	Curl-up (misma carga absoluta)	Realizar el ejercicio sobre superficie estable produce

MARCO TEÓRICO

(2000)	sanos (23.3 ± 4.3 años) N=8	superior Recto abdominal inferior Oblicuo externo Oblicuo interno	Estable: suelo Inestable (en la zona lumbar): Swiss ball y pies en suelo, Swiss ball y pies en un banco a misma altura y wobble board	menor activación para todos los músculos que realizarlos sobre superficie inestable
Wahl & Behm (2008)	Hombres altamente entrenados (26.6 ± 7.0 años) N=16	Sóleo Recto femoral Bíceps femoral Recto abdominal inferior Erector espinal lumbo-sacral	De pie y haciendo sentadillas (misma carga absoluta) Estable: suelo Inestable, de pie encima de: Dyna Disc, BOSU, wobble board, Swiss ball	Para todos los músculos medidos, solamente el wobble board y el Swiss ball generan más activación que la condición estable estando de pie. Haciendo sentadillas, el wobble board y el Swissball generan mayor activación solamente en los músculos recto abdominal y sóleo. Los demás materiales no son suficientemente inestables para generar mayor activación muscular en sujetos altamente entrenados
Willardson et al. (2009)	Hombres entrenados (21.5 ± 1.31 años) N=12	Recto abdominal Externo oblicuo Transverso/ Oblicuo interno Erector espinal	4 ejercicios: peso muerto, sentadilla, press vertical, curl de bíceps Estable: suelo Inestable: pies encima de la cara plana del BOSU 50% de 1RM en cada condición y 75% de 1RM en estable. 1RM se midió solamente en estable (misma carga absoluta)	Realizar los ejercicios en una condición estable o inestable genera la misma activación para todos los músculos medidos.

Nota. MCVI = máxima contracción voluntaria isométrica; RM = repetición máxima; **en negrita** = estudios que comparan la condición estable e inestable con la misma carga relativa, es decir, a un mismo porcentaje del máximo realizable en cada condición

Cuanta mayor la estabilidad, mayor es la fuerza que puede ser aplicada (Anderson & Behm, 2004; Chulvi-Medrano et al., 2010; Kohler, Flanagan, & Whiting, 2010; Saeterbakken & Fimland, 2013a, 2013b; Santana, Vera-García, & McGill, 2007). Unos pocos estudios encuentran que la fuerza aplicada es similar en condiciones estables en comparación con condiciones más inestables (Goodman, Pearce, Nicholes, Gatt, & Fairweather, 2008; Saeterbakken, van den Tillaaar, & Fimland, 2011), seguramente debido a un grado de inestabilidad muy pobre para sujetos entrenados.

La mayoría de los estudios coinciden en que cuando un mismo ejercicio es realizado con la misma carga absoluta pero con mayor grado de inestabilidad, se genera una activación muscular mayor o similar que al realizarlo en condiciones más estables, tanto para los músculos del core (Anderson & Behm, 2005b; Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; Bressel, Williardson, Thompson, & Fontana, 2009; Feldwieser, Sheeran, Meana-Esteban, & Sparkes, 2012; Freeman, Karpowicz, Gray, & McGill, 2006; Imai et al., 2010; Lehman, Hoda, & Oliver, 2005; Lehman, MacMillan, MacIntyre, Chivers, & Fluter, 2006; Li, Cao, & Chen, 2013; Marshall & Murphy, 2005; Norwood, Anderson, Gaetz, & Twist, 2007; Uribe et al., 2010; Vera-García, Moreside, & McGill, 2010; Wahl & Behm, 2008; Willardson, Fontana, & Bressel, 2009) como para los agonistas del movimiento (Freeman et al., 2006; Lehman et al., 2006; Li et al., 2013; Uribe et al., 2010; Walh & Behm, 2008). Algunos estudios no concuerdan con estos hallazgos para algunos músculos medidos, encontrando una activación mayor cuando el ejercicio se realiza en condiciones estables, en algunos músculos del core (Bressel et al., 2009) o en algunos agonistas del movimiento (Anderson & Behm, 2005b). Si bien la inmensa mayoría de los estudios coinciden en que una condición con mayor grado de inestabilidad genera una activación muscular mayor o similar que una condición más estable, existe discrepancia en si la activación muscular es o bien mayor

o bien similar. Son varios los factores que influyen sobre los músculos agonistas y del core cuando comparamos diferentes grados de inestabilidad. Por un lado, sabemos que sujetos más experimentados necesitan de un grado mayor de inestabilidad para presentar diferencias significativas (Wahl & Behm, 2008). Materiales como el BOSU no son suficientemente inestables para aumentar la activación muscular en sujetos altamente entrenados y estos necesitan de un mayor estímulo como por ejemplo subirse encima de un Swiss ball (Wahl & Behm, 2008). Parece ser que tener experiencia en entrenamiento de fuerza es suficiente para necesitar grados mayores de inestabilidad para presentar mayores niveles de activación muscular con estos materiales, sin necesidad de tener experiencia específica con las condiciones inestables (Wahl & Behm, 2008). Es más, el entrenamiento de fuerza, sin ir acompañado de entrenamiento de equilibrio, parece mejorar el equilibrio por sí solo (Anderson & Behm, 2005a). Por otro lado, las divergencias se deben a las diferentes formas de crear un ambiente inestable; utilizar diferentes materiales inestables no es lo mismo que utilizar diferentes formas de peso libre. Tampoco es lo mismo colocar un material inestable en el tronco que en las extremidades o incluso en varias zonas del cuerpo simultáneamente. Diferentes presiones de los materiales hinchables también fomentan las divergencias entre estudios.

Cuando se realiza un mismo ejercicio con la misma carga relativa a diferentes grados de inestabilidad, las evidencias son contradictorias. Algunos estudios revelan que un ejercicio realizado con mayor grado de estabilidad genera una activación muscular mayor que realizarlo en condiciones más inestables, tanto para los músculos del core (Chulvi-Medrano et al., 2010; Saeterbakken & Fimland, 2012) como para los agonistas del movimiento (Santana et al., 2007). Otros encuentran una activación similar entre diferentes grados de inestabilidad, tanto en los músculos del core

(Anderson & Behm, 2004; Goodman et al., 2008; Saeterbakken & Fimland, 2013b; Schwanbeck, Chilibeck, & Binsted, 2009) como en los agonistas del movimiento (Anderson & Behm, 2004; Goodman et al., 2008; Saeterbakken & Fimland, 2013b; Schick et al., 2010). Incluso estudios como los de Kohler et al. (2010), Saeterbakken & Fimland (2011, 2013a, 2013b), Santana et al. (2007) o Schwanbeck et al. (2009) encuentran mucha controversia según el músculo analizado, algunos se activan más en condiciones más estables, otros menos y otros por igual. Estas divergencias se deben a los mismos motivos comentados anteriormente. La experiencia del sujeto, el movimiento y músculo medido, el grado y tipo de inestabilidad, entre otros, son factores que al diferir de un estudio a otro explican la controversia. Los estudios que no encuentran diferencias entre realizar un ejercicio en condiciones estables e inestables han utilizado grados poco diferenciados de inestabilidad, por ejemplo, comparando un press de banca o una sentadilla en máquina Smith con el mismo ejercicio en peso libre (e.g. con barra) o también comparando un press de banca realizado sobre banco y sobre Swiss ball colocado en el tronco, donde parece ser que el Swiss ball al aplanarse no supone un desequilibrio significativo. Parece ser que los estudios que encuentran una mayor activación muscular en condiciones más estables han utilizado un grado de inestabilidad suficientemente discriminatorio y la fuerza aplicada se ha visto muy reducida con la inestabilidad lo que ha conllevado a una disminución significativa de la activación muscular del agonista del movimiento y del core (Chulvi, 2011). La inestabilidad es perjudicial para la técnica del ejercicio y, por tanto, a mayor inestabilidad peor es la cinética y en consecuencia esto provoca una bajada en la activación del agonista y por tanto en la producción de fuerza (Behm et al., 2002). Además, el aumento de la activación de los músculos estabilizadores y el aumento de las co-contracciones van en detrimento de la activación del músculo agonista por lo que

la fuerza aplicada se reduce cuanto más inestable la condición (Behm et al., 2010a, 2010b). Esto parece demostrar que en ejercicios con peso libre la fuerza aplicada por el agonista del movimiento es un factor más influyente que la inestabilidad para generar mayores activaciones del core (Oliveira & Gonçalves, 2008; Chulvi-Medrano et al., 2010) y la activación del core será proporcional a la carga/resistencia empleada en los ejercicios (Chulvi, 2011).

2.7 Materiales para el entrenamiento de fuerza en el medio acuático

Existen dos tipos de materiales que aprovechan prioritariamente las características específicas del medio acuático: el de flotación y el de arrastre (Colado & Triplett, 2009).

El material de flotación se basa en poseer una densidad considerablemente inferior al agua, por lo que la propiedad predominante que actúa sobre este material es la fuerza de empuje de manera vertical y ascendente. Además de este hecho, los materiales de flotación poseen una superficie frontal de área, de manera que al ser desplazados en el agua generan su aparición, por tanto la resistencia final que se recibe al ser empleados durante la ejercitación es la suma de la fuerza de flotación y la de arrastre (Martinez et al., 2011). Con estos implementos de flotación se generan acciones musculares de tipo excéntrico en el momento que se frena la subida del material a la superficie.

El otro tipo de material lo constituyen los implementos que aumentan la resistencia por el aumento de la superficie frontal de área. Éstos se caracterizan por tener una densidad similar al agua y por lo tanto las fuerzas que se generan ya no provienen de las de flotación sino únicamente de las de arrastre.

La industria del fitness ha preferido el uso de los materiales de flotación, siendo los más comunes en las piscinas (Martinez et al., 2011), entre los que destacan las tablas, los pullboy y los flotadores tubulares (ver figura 5).



Figura 5. Materiales de flotación más habituales. En orden de izquierda a derecha: tabla, pullboy y flotador tubular.

Sin embargo, las investigaciones se han centrado preferentemente en los materiales de arrastre ya que a juicio de los investigadores y algunos profesionales podrían presentar grandes ventajas para el entrenamiento neuromuscular en comparación con los materiales de flotación (Colado, 2004). Por ejemplo, los materiales de arrastre permiten ejercitar agonista y antagonista en un mismo ejercicio, aprovechando las propiedades del material al cambiar la dirección del movimiento, mientras que con los materiales de flotación, ejercitar algunos músculos aprovechando las propiedades de este material obliga a mantener posiciones algo más complicadas (Colado & Triplett, 2009). En el estudio de Petrick et al. (2001) realizaron 8 semanas de entrenamiento del ejercicio de extensión de rodilla con material de flotación, lo que obligó a colocar a los sujetos boca abajo para aprovechar las propiedades específicas del material, en una posición muy incómoda como puede verse en la figura 6. Por éstas y otras razones, Colado & Triplett (2009) recomiendan el uso de materiales de arrastre para el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático.

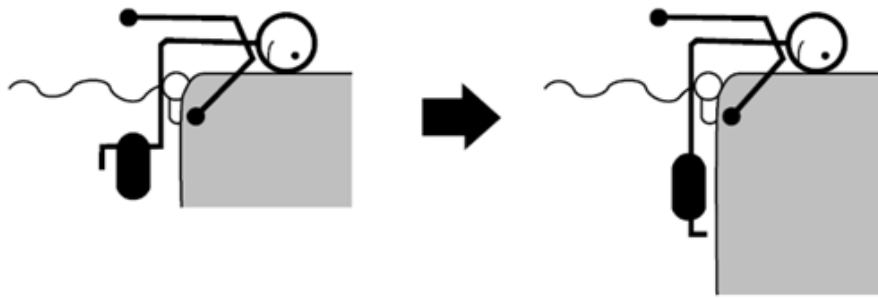


Figura 6. Ejercicio de extensión de rodilla realizado con material de flotación. Extraído de Petrick et al. (2001).

Hasta la fecha, y como se ha hecho muy reseñable de lo expuesto hasta ahora, debe indicarse que no existen estudios conocidos que comparen el efecto de ambos materiales sobre la activación muscular en ejercicios específicos de fuerza.

2.8 Efecto del material y de la velocidad sobre la activación muscular

Lo único que parece saberse en cuanto al efecto de la velocidad sobre la activación muscular en el medio acuático es que para un mismo movimiento y con un mismo material si la cadencia del movimiento es la misma la activación muscular es la misma (Colado et al., 2008), y también es conocido que para un mismo material a mayor velocidad mayor activación (Kelly et al., 2000), particularmente si se compara una velocidad submáxima con una velocidad máxima (Alberton et al., 2011); así como también se sabe que a una misma velocidad de movimiento si el tamaño del material es mayor también lo será la activación muscular (Black, 2005). Sin embargo aún no se sabe qué ocurre si se realiza la máxima velocidad del movimiento con diferentes materiales.

Centrándose específicamente en el tamaño del material, Pöyhönen, Keskinen et al. (2001) indican que la máxima velocidad angular realizable en movimientos repetidos es significativamente mayor descalzo que con hidroboot (material de arrastre) y curiosamente encontraron patrones de activación muscular similares. En otro estudio, Pöyhönen et al. (2002) indica que a mayor tamaño del material menor velocidad máxima de ejecución posible. Encontraron una velocidad angular media de $420^{\circ}/s \pm 22$ con una bota pequeña, de $315^{\circ}/s \pm 26$ con una bota mediana y de $162^{\circ}/s \pm 20$ con una bota grande, realizando flexo-extensiones de rodilla en el agua.

Al realizar un ejercicio neuromuscular a la máxima velocidad posible en el medio acuático con diferentes materiales, que tendrán diferentes tamaños y propiedades, y a diferentes niveles de inmersión, surge la siguiente pregunta: ¿Qué material y que profundidad de inmersión generarán mayores niveles de activación en la musculatura agonista del movimiento y en estabilizadora del core?

Por tanto, tras revisar exhaustivamente la literatura científica al respecto, se puede concluir que se sabe muy poco acerca de los efectos que pueden tener diferentes materiales y profundidades de inmersión en la activación muscular tanto del agonista como de los estabilizadores del tronco. A nivel de salud y de rendimiento físico, debido a que en la actualidad están comprobados tanto la importancia de realizar un programa de entrenamiento neuromuscular que incluya el entrenamiento del core como los beneficios de los ejercicios en el medio acuático, surge la gran necesidad de investigar sobre estos temas de manera combinada e integrada.

3. Objetivos e hipótesis

3.1 Objetivos

El presente trabajo pretende dar respuesta a una serie de preguntas que han ido surgiendo en la aplicación de actividades físicas en el medio acuático, con el objetivo de aplicar la selección de distintos materiales y actividades a distinta profundidad en función de las metas a alcanzar y basados en análisis científicos, y para esto se marcan los siguientes objetivos:

3.1.1 *Objetivo general*

Comparar la activación muscular del músculo agonista en la extensión del hombro y de los músculos estabilizadores del tronco durante la ejecución de un ejercicio neuromuscular utilizando materiales de diferentes tamaños y propiedades, y a diferente profundidad de inmersión.

3.1.2 *Objetivos específicos*

1. Comparar la activación muscular tanto del músculo agonista en la extensión del hombro como de los estabilizadores del tronco utilizando materiales de diferentes tamaños (i.e. grande/pequeño) y propiedades (i.e. arrastre/flotación).
2. Comparar la activación muscular tanto del músculo agonista en la extensión del hombro como de los estabilizadores del tronco a diferentes niveles de inmersión (i.e. apófisis xifoides vs. clavícula), o lo que viene a ser lo mismo, con diferentes grados de estabilidad (más estable vs. más inestable, respectivamente).

3.2 Hipótesis

3.2.1 *Hipótesis general*

Basándose en la poca literatura específica que existe al respecto, se puede hipotetizar que la propiedad del material, su tamaño y los diferentes niveles de inmersión van a modificar la activación muscular de forma significativa tanto en la musculatura agonista como estabilizadora del tronco.

3.2.2 *Hipótesis específicas*

1. El material de arrastre grande generará mayores niveles de activación en el músculo agonista de la extensión del hombro lo que generará mayor activación de los estabilizadores del tronco.
2. Realizar el ejercicio con inmersión a la altura de la apófisis xifoides es una condición más estable que a la altura de la clavícula y por tanto generará mayores niveles de activación muscular tanto del agonista de la extensión del hombro como de los estabilizadores del tronco.

4. Método

4.1 Acercamiento experimental al problema

Para examinar las diferencias en la activación muscular con diferentes materiales y profundidades de inmersión del cuerpo, se llevó a cabo un diseño aleatorizado intrasujeto. Veinticuatro voluntarios participaron en 2 sesiones. En la primera sesión los sujetos fueron familiarizados al protocolo, mientras que en la segunda sesión realizaron 3 repeticiones de la extensión de hombro bilateral a máxima velocidad con 4 diferentes materiales (i.e. discos de arrastre [DSA], guantes de arrastre [GUA], mancuernas de flotación [MAF] y muñequeras de flotación [MUF]) a una inmersión a nivel de la apófisis xifoides y repitieron el ejercicio con DSA a una inmersión a nivel clavicular. Se midió la activación muscular mediante EMG de superficie para el músculo agonista del movimiento: el dorsal ancho (DA); y para algunos de los músculos estabilizadores del core: recto anterior del abdomen (RA), erector spinae lumbar (EEL) y oblicuo externo (OE). La señal de la EMG de superficie fue normalizada con la máxima contracción voluntaria isométrica (MCVI), que fue medida previamente a la realización de los ejercicios para cada músculo. Por tanto, la variable dependiente del estudio fue la activación muscular expresada en porcentaje de la MCVI (%MCVI) y las variables independientes fueron el material, tanto por sus características como por su tamaño, y la profundidad de inmersión.

4.2 Sujetos

Veinticuatro sujetos (media $\pm$ desviación estándar - 23.2 ± 1.18 años; 178.1 ± 7.26 cm; 77.7 ± 7.6 kg; 11.4 ± 3.24 porcentaje de grasa corporal), todos varones, estudiantes de universidad, con experiencia previa en acondicionamiento neuromuscular de al menos un año, participaron voluntariamente en este estudio. El número de sujetos fue calculado mediante el software G*Power (Universidad de Kiel, Alemania) y se basó en un efecto

de tamaño medio (0.25 SD para f y 0.50 SD para d) (Cohen, 1988) con un nivel α de 0.05 y una potencia de 0.80 (Prajapati, Dunne, & Armstrong, 2010). Las características individuales de cada sujeto se encuentran en la tabla 3. Todos tenían además de su experiencia de al menos un año en entrenamiento neuromuscular en el medio terrestre alguna experiencia de ejercitación en el medio acuático. Ningún sujeto incluido en el estudio presentaba dolores musculoesqueléticos, problemas neuromusculares ni lesiones de ligamento ni de hueso. Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado antes de iniciar el protocolo y todos los procedimientos descritos en este estudio cumplen los requisitos establecidos en la declaración de Helsinki 1975, revisada en 2008. El estudio fue aprobado por D. Fernando y A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València (H1326282520231) (anexo 1). Ningún sujeto abandonó el estudio en su transcurso.

Tabla 3
Características de cada sujeto

Sujeto	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (cm)	% Grasa
1	22	76.2	186	8.0
2	22	79.7	173	13.5
3	22	71.2	177	13.5
4	22	67.1	168	6.8
5	23	84.4	178	15.6
6	23	78.5	175	16.0
7	24	60.4	165	12.1
8	24	72.4	181	6.3
9	23	84.5	185	10.9
10	22	74.5	175	9.4
11	22	91.7	191	14.3
12	25	75.7	182	9.2
13	24	83.1	189	10.3
14	22	65.0	168	11.8
15	24	72.5	177	5.1
16	24	74.3	182	13.6
17	24	84.2	182	15.0
18	26	73.3	169	10.1
19	23	81.4	177	15.1
20	25	83.1	187	10.7
21	24	ND	174	ND
22	22	ND	ND	ND
23	22	ND	ND	ND
24	23	ND	ND	ND
Media	23.2	77.7	178.1	11.4

Nota. ND = no hay datos; debido a la ausencia de la báscula de impedancia bioeléctrica y del tallimetro, por motivos ajenos.

4.3 Procedimiento

El conjunto del proceso se llevó a cabo en primavera. El estudio consistió en una sesión de familiarización previa y una sesión experimental con una separación de entre 48 h y 72 h entre ellas, y ambas se realizaron a la misma hora por la mañana.

En la sesión de familiarización se determinó la altura (estadiómetro portátil IP0955, Invicta Plastics Limited, Leicester, Inglaterra), el peso y el porcentaje de masa grasa de los sujetos mediante un análisis de impedancia bioeléctrica (Tanitas Body Composition Analysis BF-350, Arlington Heights, IL, Estados Unidos) según las indicaciones de estudios previos (Colado et al., 2011). Los datos de cada sujeto fueron recogidos en una ficha (anexo 2). En dicha sesión se explicó detenidamente la técnica de los ejercicios a realizar en la sesión experimental con los diferentes materiales acuáticos y a las diferentes profundidades de inmersión. Los sujetos practicaron tanto como fuera necesario para adquirir la técnica descrita más adelante y hasta que el investigador presente viera satisfechos los criterios estándar establecidos para la ejecución del movimiento. Se les familiarizó del mismo modo con la velocidad del recobro, controlada mediante metrónomo (cadencia muy lenta de 80 latidos por minuto en 4 tiempos) y fueron probando sus capacidades para realizar la máxima velocidad posible en la fase de extensión del hombro (que fue la estudiada). Se les familiarizó asimismo con el calentamiento estandarizado (anexo 3). Restricciones severas se exigieron a los sujetos: no comer ni beber sustancias estimulantes o perturbadoras (e.g. cafeína, alcohol) 3-4 horas antes de cada sesión y no realizar ejercicio físico de una intensidad superior a las actividades de la vida diaria 12 horas antes. Además, no ingirieron ningún alimento en las 3 horas previas a la sesión de familiarización ni tomaron líquidos en la hora previa y además fueron invitados a orinar en la media hora

MÉTODO

previa con el fin de no “contaminar” los resultados de la prueba de impedancia bioeléctrica.

En la sesión experimental (representada en la figura 7 y el anexo 4), en primer lugar, realizaron el calentamiento estandarizado y controlado por el investigador principal; en segundo lugar, se les preparó para poner los electrodos y el sistema de aislamiento de los mismos; en tercer lugar, realizaron las pruebas de MCVI y finalmente realizaron los 5 ejercicios experimentales de forma aleatorizada (anexo 5) para que la fatiga no fuera un factor influyente. Tanto la temperatura del ambiente de la sala en la que se realizaron las pruebas de MCVI, como la temperatura del agua fueron termoneutras, de 24° C y 30° C respectivamente (Pöyhönen & Avela, 2002; Choukroun & Varene, 1990; Nakanishi, Kimura, Yokoo, 1999).

Se realizaron 3 repeticiones de cada ejercicio, con un descanso de 90 segundos entre ejercicios.



Figura 7. Fotografía representativa de la sesión experimental de mediciones de la activación muscular.

4.4 Ejercicios realizados

El ejercicio escogido se realizó siguiendo las indicaciones y precauciones establecidas por Colado (Colado, 2004). La justificación de la elección de este movimiento estriba en que el material de flotación implica contracciones musculares tanto de tipo concéntrico como excéntrico mientras que el material de arrastre implica contracciones musculares principalmente concéntricas (Pöyhönen, Kyrolainen et al., 2001). Por tanto, para asemejar los materiales a las propiedades físicas del agua se descartaron aquellos ejercicios cuyo movimiento se situara en el plano transversal. Se escogió un movimiento de miembros superiores (MMSS), ya que existe mayor diversidad de materiales para este hemisferio y además suele ser el más desacondicionado entre la población sedentaria, siendo más necesario su entrenamiento (Paulsen, Mykkestad, & Raastad, 2003). Para controlar la correcta realización de los ejercicios, un mismo colaborador cualificado se encargó siempre de observar y corregir al sujeto. Además, se empleó un goniómetro (Enraf Nonius Iberica S.A., Móstoles, España) el cuál se prolongó con dos reglas de plástico (figura 8) con el fin de controlar los ángulos de recorrido del movimiento, colocándolo en la articulación escapulohumeral. Para evitar que el sujeto resbalase, se emplearon calcetines técnicos (ver figura 14) con una superficie ultraadherente junto a un step acuático (ver figura 14). De esta forma se redujo al máximo el desequilibrio provocado por la superficie. El step acuático junto al uso de calcetines técnicos permitieron la correcta ejecución técnica del ejercicio, ya que sin ellos los sujetos hubieran estado muy limitados para realizar el ejercicio y la fuerza aplicada se hubiera visto mermada por una superficie del vaso muy deslizante.



Figura 8. Goniómetro empleado en el estudio.

A continuación se describe la técnica de los ejercicios realizados.

Posición inicial (figura 9): Pies en paralelo, separados a la anchura de los hombros y rodillas semiflexionadas para alcanzar la inmersión deseada. Palma de la mano pronada y a la altura de la cadera de tal forma que el hombro se encontrara en una flexión y abducción de 0° . Raquis en su posición neutral.



Figura 9. Posición inicial del ejercicio.

Posición final (figura 10): Pies en paralelo, separados a la anchura de los hombros y rodillas semiflexionadas para alcanzar la inmersión deseada. El antebrazo no

se ha rotado y por tanto la palma de la mano se orienta hacia el suelo. El hombro sigue en abducción de 0° pero se ha flexionado hasta alcanzar los 80°, es decir, hasta que la mano llegue a rozar la superficie del agua pero sin llegar a salir.

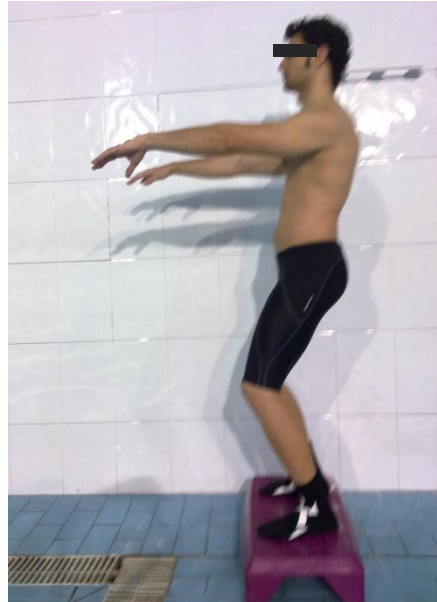


Figura 10. Posición final del ejercicio.

La transición de la posición inicial a la posición final es la fase de recobro (en rojo en la figura 11). La transición de la posición final a la posición inicial es por tanto la fase de extensión de hombro y es la fase de la medición que se analizó (en verde en la figura 11).

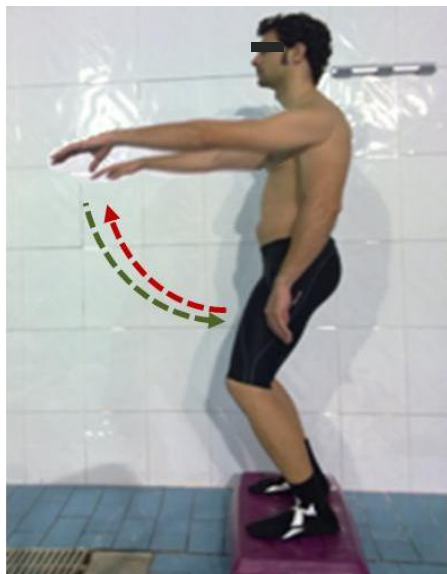


Figura 11. Representación del ejercicio completo.

El recobro se realizó muy lentamente con el fin de evitar que se produjera un flujo turbulento. Este recobro se ejecutó en cuatro tiempos, a una velocidad de 80 pulsos por minuto marcados por un metrónomo, para un total de 5.33 segundos. El metrónomo consistió en una pista de audio con 80 pitidos por minuto (previamente editada con el programa Ableton Live 6, Ableton AG, Berlin, Alemania), la cual fue emitida por el equipo audio de la instalación, de tal forma que el volumen fuera suficiente para oírlo durante la realización de toda la prueba. La fase de extensión de hombro se realizó a la máxima velocidad posible. Se realizaron las 3 repeticiones empezando desde la posición inicial y acabando en la misma. El conjunto de ejercicios realizados con diferentes materiales se puede consultar en el anexo 6.

4.5 Profundidad de la inmersión

La profundidad de inmersión escogida para comparar los materiales entre sí fue a la altura de la apófisis xifoides (figura 12), ya que es la más habitual durante la realización

de ejercicios de gimnasia acuática y parece que podría ser la que permitiera tener mayor estabilidad. Por tanto, los 4 primeros ejercicios se realizaron con esa inmersión.

La otra profundidad de inmersión escogida, para comparar el efecto de la inmersión, fue a la altura clavicular (figura 12) ya que es la segunda inmersión más habitual durante la realización de ejercicios de gimnasia acuática y parece ser una posición que acentúa la inestabilidad entre los ejercicios realizados en apoyo. A esta profundidad de inmersión a nivel clavicular, se realizó el ejercicio solamente con el material DSA. Debido a que el aislamiento de los electrodos es una técnica delicada, medir todos los materiales a ambas profundidades hubiera aumentado la duración de las mediciones y hubiera comprometido la integridad de la señal electromiográfica (Black, 2005). Además, una mayor duración puede aumentar la fatiga física y mental de los sujetos, comprometiendo la calidad de los resultados. Por estos motivos, decidimos que para probar la hipótesis acerca del efecto de las profundidades de inmersión sería necesaria una sola condición. Por tanto, escogimos el material grande de arrastre (DSA) acorde a nuestra hipótesis de que sería el material que mayor activación muscular provocaría.



Figura 12. Representación de la profundidad de inmersión a la apófisis xifoides (izquierda) y a la clavícula (derecha). Adaptado de Haupenthal, Ruschel, Hubert, de Brito Fontana, & Roesler (2010).

4.6 Implementos utilizados

A continuación (figura 13) se muestran los materiales utilizados en los 5 ejercicios del estudio:

Profundidad Inmersión	Material de arrastre	Material de flotación	Tamaño del material
Apófisis xifoides 	1 	3 	Grande
	2 	4 	Pequeño
Clavícula 	5 		Grande
			Pequeño

Figura 13. Materiales empleados en el estudio.

En la figura 14, a continuación, se describen los materiales:

	Discos de arrastre o Wetshapers (grande) (ShapeProducts, Arnhem, Netherland) Tamaño del area proyectada: 491 cm ²
	Guantes de membrana (arrastre). Talla: mediana (pequeño) (Leisis, S.L., Valencia, Spain) Tamaño del area proyectada: 293 cm ²

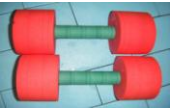
	Mancuernas alter-gym redondas de flotación (grande) (Leisis, S.L., Valencia, Spain) Tamaño del area proyectada: 254 cm²
	Muñequeras de flotación con ajuste de velcro (pequeño) (Leisis, S.L., Valencia, Spain) Tamaño del area proyectada: 104 cm²
	Calcetines técnicos antideslizantes (Akkua, Roncadelle, Italy)
	Aquastep con 8 ventosas (Leisis, S.L., Valencia, Spain)

Figura 14. Descripción de los materiales.

Como se apreció en la figura 13, éste es el resumen (tabla 4) de los 5 ejercicios realizados en el estudio con los materiales y la inmersión correspondientes. Se asignó un número a cada ejercicio para facilitar la comprensión, aunque debe recordarse que el orden de realización de los 5 ejercicios fue aleatorio.

MÉTODO

Tabla 4

Resumen de los ejercicios, materiales y profundidad de inmersión empleados



Ejercicio 1. DSA a profundidad de apófisis xifoides



Ejercicio 2. GUA a profundidad de apófisis xifoides



Ejercicio 3. MAF a profundidad de apófisis xifoides



Ejercicio 4. MUF a profundidad de apófisis xifoides



Ejercicio 5. DSA a profundidad de clavícula

Nota. DSA = discos de arrastre; GUA = guantes de arrastre; MAF = mancuernas de flotación; MUF = muñequeras de flotación.

4.7 Músculos medidos

A continuación se esgrime una sucinta justificación del porqué del movimiento elegido para el estudio y, más concretamente, de los grupos musculares que durante él fueron analizados. La justificación de la medición del músculo DA (figura 15) es que se trata del agonista principal del movimiento escogido, es además un músculo de los más solicitados en las actividades de la vida diaria y en el rendimiento deportivo ya que permite traccionar objetos hacia sí mismo (Colado, Chulvi et al., 2008).

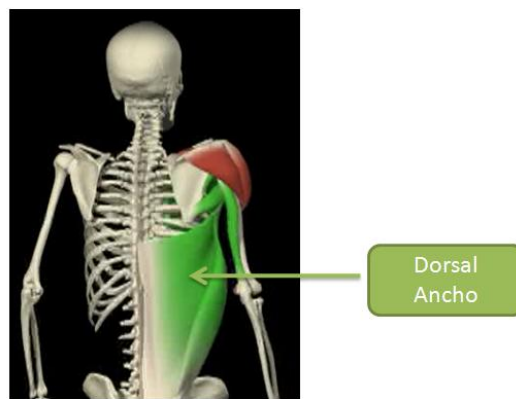


Figura 15. Representación virtual del Dorsal Ancho. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

Por otro lado, RA (figura 16), EEL (figura 17) y OE (figura 18) son los principales músculos del core, dos en la parte anterior (i.e. RA y OE) y otro en la parte posterior (i.e. EEL) del tronco. Establecida la importancia del core en el marco teórico tanto para las actividades de la vida diaria como en el rendimiento deportivo, la elección de estos músculos se basa en que pertenecen a capas superficiales del cuerpo lo que se adecua al instrumento de medición y son los músculos más medidos en las investigaciones sobre el core.

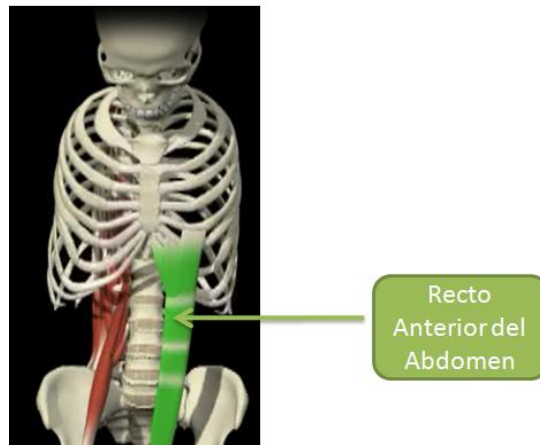


Figura 16. Representación virtual del Recto Anterior del Abdomen. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

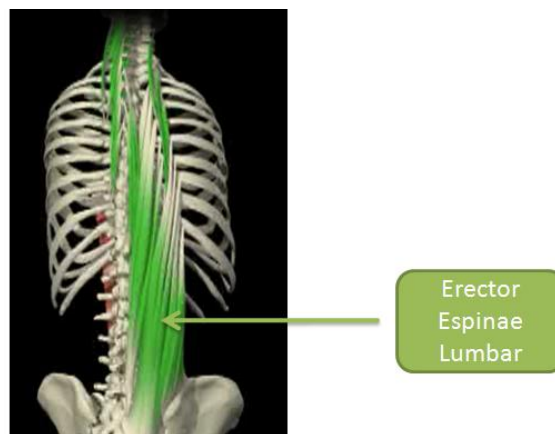


Figura 17. Representación virtual del Erector Espinae Lumbar. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

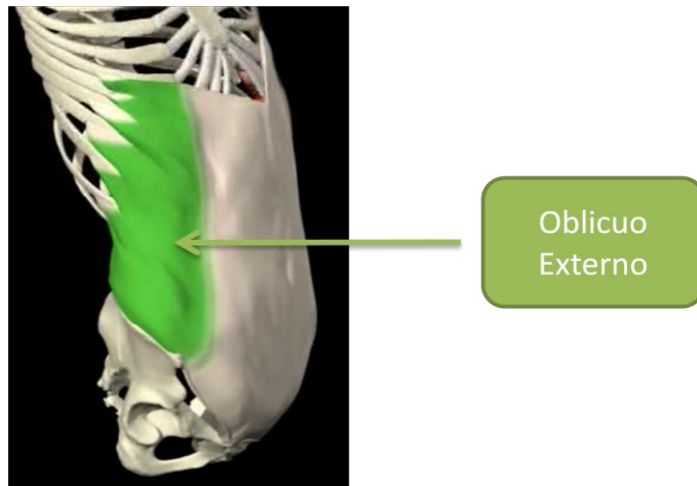


Figura 18. Representación virtual del Oblicuo Externo. Tomado de Atlas de Anatomía Humana Interactivo 3D Primal Pictures licencia de la Universidad de Valencia.

4.8 Medición de la electromiografía

Para adquirir las señales de electromiografía producidas en los ejercicios se usaron el ME6000P8 biosignal conditioner (Mega Electronics, Ltd., Kuopio, Finland) y un kit acuático completamente impermeable, los cuales se pueden observar en la figura 19.



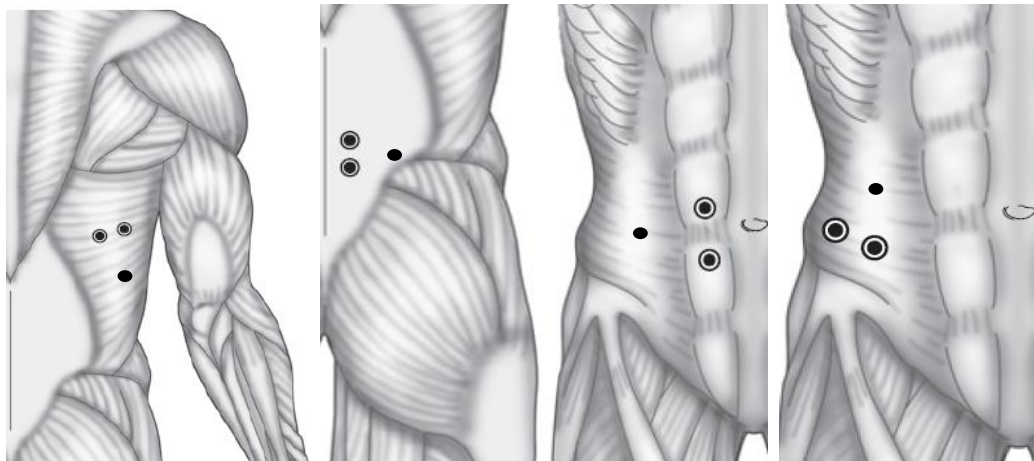
Figura 19. El electromiógrafo (izquierda) y el kit acuático impermeable (derecha).

Antes de poner los electrodos se preparó la piel afeitando la zona y limpiando con alcohol para reducir la impedancia al máximo. Los electrodos que se emplearon eran autoadhesivos bipolares con gel Ag/AgClelectrodes (Blue Sensor M-00-S, Medicotest, Olstykke, DNK) de 10 mm de diámetro en su parte activa. La distancia

MÉTODO

interelectrodos fue de 25 mm y el electrodo de referencia se situó a unos 10 cm en perpendicular a la línea interelectrodos desde el punto equidistante tal y como lo especifica el fabricante. Según indicaciones precedentes (Basmajian & Blumenstein, 1980; McGill, Juker, & Kropf, 1996; Cram et al., 1998), los electrodos se colocaron en el lado dominante del sujeto y en las ubicaciones precisas (figura 20):

- a. DA (A 4 cm bajo el borde inferior de la escápula, en dirección oblicua en 25°)
- b. RA (A la altura del ombligo a 3 cm del mismo, en dirección vertical)
- c. EEL (A la altura de la espina iliaca a 2 cm del centro de L3, en dirección vertical)
- d. OE (Justo arriba de la espina iliaca antero-superior, a mitad entre la cresta iliaca y la última costilla, en dirección oblicua)



- Electrodos de medición
- Electrodo de referencia

Figura 20. Posición de los electrodos (Ilustración adaptada de Cram et al. [1998]). En orden de izquierda a derecha: DA, RA, EEL y OE.

A continuación se procedió al aislamiento del sistema de electrodos (figura 21) acorde al modelo descrito por Figueiredo, Borges, Tartaruga, & Kruehl (2006) y Silvers & Dolny (2011). Los electrodos se taparon con apósitos transparentes adhesivos (Tegaderm, 3M) y se recortaron los agujeros de cada electrodo de tal forma que se pudieran colocar las cabezas de los cables. Una vez éstas estuvieran en su sitio se añadía un segundo apósito idéntico al primero y el conjunto se tapaba integralmente con cinta americana (SilverTape, 3M). El investigador principal inspeccionaba el conjunto de electrodos para asegurarse de su buena disposición a lo largo de todas las mediciones.

Todas las señales fueron adquiridas con una frecuencia de 1kHz, amplificadas y convertidas de analógicas a digitales. Todos los registros de activación mioeléctrica (μV) fueron almacenados en un disco duro para su posterior análisis.

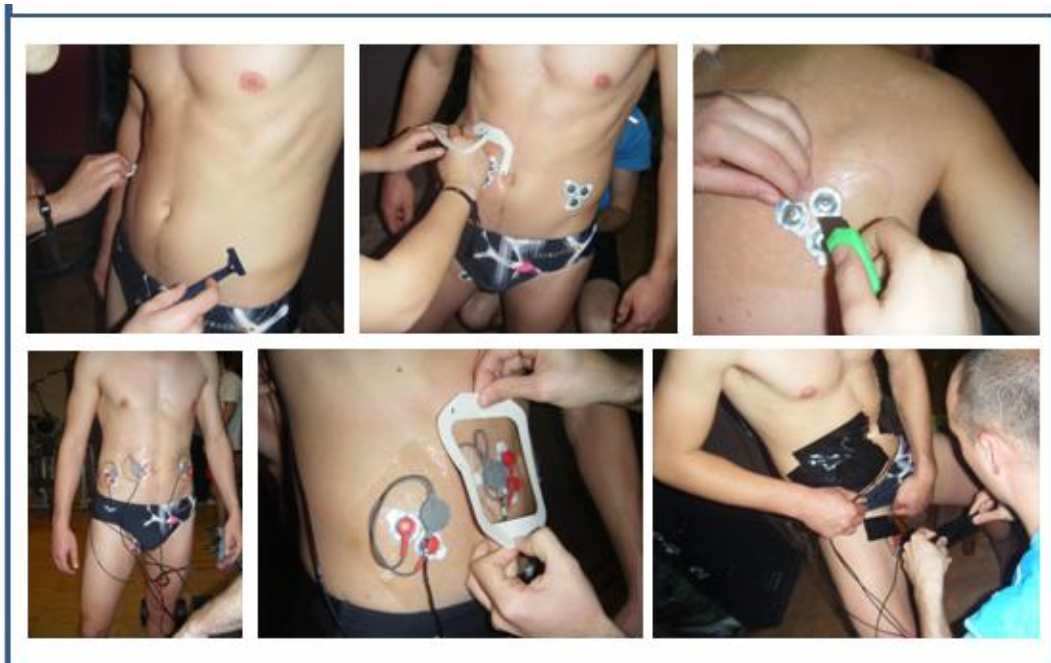


Figura 21. Colocación de los electrodos y del sistema de aislamiento.

4.9 Medición de la máxima contracción voluntaria isométrica

La MCVI es imprescindible (Lehman & McGill, 1999) y tiene por objetivo normalizar las mediciones para poder realizar comparaciones entre diferentes sujetos, diferentes músculos y días de medición (Montfort-Pañego et al., 2009). La medición de la señal electromiográfica de la MCVI se realizó en tierra, previamente a la inmersión, ya que Silvers & Dolny (2011) han observado que cuando el sistema de electrodos se aísla, los valores de EMG de la MCVI entre agua y tierra no presentan diferencias significativas, con una gran confiabilidad ($ICC = 0.96-0.98$) y precisión ($CV\% = 7.4-12.6\%$). Por tanto, la integridad del registro de la actividad muscular se mantiene durante la inmersión. Para la medición de la MCVI de cada uno de los 4 músculos nos basamos en la técnica descrita por Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani (2005) y Vera-García, Moreside, & McGill (2010), aunque en vez de usar una resistencia manual se utilizó una resistencia fija (figura 22), mediante máquina multipower o máquina Smith, lo que puede llegar a reducir el error subjetivo. Se alentó verbalmente a los sujetos para que realizaran el máximo esfuerzo.

Se realizaron las 4 mediciones de la MCVI tras el calentamiento. Cada prueba se realizaba durante 5 segundos, dejando un descanso de 90 segundos entre cada una y se ejecutaron en el siguiente orden:

- a. Dorsal Ancho. En posición decúbito prono, con los brazos a lo largo del cuerpo y una abducción de hombro de 0° . El sujeto cogía la barra con las manos y realizaba la máxima fuerza posible de extensión de hombro.
- b. Recto Anterior del Abdomen. En posición decúbito supino, con las rodillas y la cadera flexionadas 90° , apoyadas encima de un banco. El tronco se flexionaba previamente al máximo (aproximadamente 20°) y las manos se mantenían

- cruzadas al hombro contrario, contactando con la barra. El sujeto realizaba la máxima fuerza de flexión de tronco.
- c. Erector Espinae Lumbar. En posición decúbito prono, con un apoyo de la parte inferior del cuerpo hasta las espinas ilíacas encima de un banco, la cadera en extensión de 0°, en contacto con la barra y las manos detrás de la cabeza. El sujeto realizaba la máxima fuerza de extensión de tronco.
- d. Oblicuo Externo. En posición decúbito supino, con las rodillas y la cadera flexionadas 90°, apoyadas encima de un banco. El tronco se flexionaba previamente al máximo (aproximadamente 20°) y las manos se mantenían cruzadas al hombro contrario, contactando con la barra. El sujeto realizaba la máxima fuerza de flexión oblicua de tronco.



Figura 22. Ejecución de la máxima contracción voluntaria isométrica para cada músculo. En orden de izquierda a derecha: dorsal ancho, recto anterior del abdomen, erector spinae lumbar y oblicuo externo.

4.10 Reducción de datos

Las señales recogidas por el electromiógrafo se trataron previamente para convertirlas en digitales con el software Megawin V3.0 (Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland), obteniendo la señal raw (señal cruda) digital y preparándola en formato ASC para el análisis posterior en Matlab 7.0 (Mathworks Inc, Natick, Estados Unidos).

MÉTODO

El software Matlab se utilizó para tratar las señales raw procedentes del electromiógrafo. Para tratar las señales se diseñó un modelo informatizado, que puede encontrarse en el anexo 7. Todas las señales fueron filtradas con un pasabandas de corte de frecuencia a 20-400Hz con un filtro Butterworth de cuarto orden. La amplitud de la señal de la electromiografía de superficie en el dominio del tiempo fue cuantificada usando los valores cuadráticos medios (RMS) y procesada cada 100 milisegundos.

Para la MCVI se seleccionó el valor más alto de la RMS en el segundo central. De esta forma se pudieron normalizar los datos. En cuanto a la activación muscular realizada en cada ejercicio, se escogió el valor máximo de la RMS (Hibbs, Thompson, French, Wrigley, & Spears, 2011). Este valor correspondía al pico máximo de una de las 3 repeticiones de extensión de hombro.

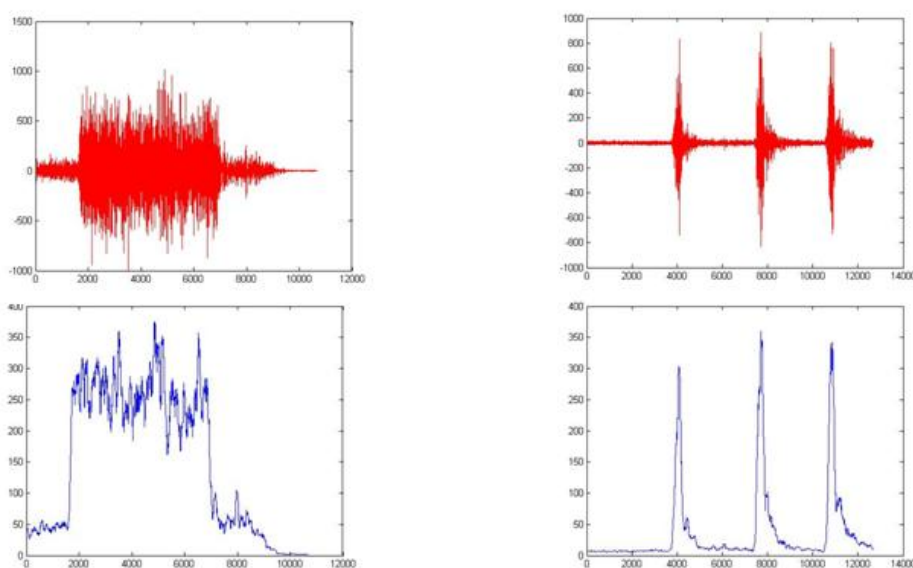


Figura 23. Registro EMG. De izquierda a derecha: señal de la MCVI y de los ejercicios dinámicos; filtrada en raw (rojo) y misma señal tratada en RMS (azul).

Los valores finales de EMG (figura 23) son la división entre los valores obtenidos durante la realización del ejercicio y los valores obtenidos en la MCVI y se

expresan por tanto como %MCVI. Se calculó adicionalmente la media del %MCVI de los 4 músculos medidos (i.e. DA, RA, EEL, OE) y se denominó como Media Global (MG).

4.11 Medición de la velocidad de ejecución

Posteriormente al análisis de las señales electromiográficas, se procedió a la medición de la velocidad de ejecución de los 5 diferentes ejercicios. Esta medición adicional y complementaria se realizó para obtener información sobre esta variable de control. Aunque por estudios previos se sabía que la velocidad de ejecución es menor con materiales más grandes (Black, 2005; Pöyhönen, Keskinen et al., 2001), hemos optado por cuantificar las velocidades angulares en cada una de las condiciones de nuestro estudio. Es importante recordar que los sujetos ejecutaron la extensión de hombro a la máxima velocidad posible para cada condición. Por lo tanto, se procedió a analizar la velocidad media a la cual los sujetos ejecutaron el ejercicio en las diferentes condiciones. Para ello, 8 sujetos del estudio acudieron a una tercera sesión idéntica a la sesión experimental (la segunda sesión) y por tanto realizaron exactamente la misma ejecución técnica. El número de sujetos fue calculado mediante el software G*Power (Universidad de Kiel, Alemania) y se basó en un efecto de tamaño grande (0.40 SD para f y 0.80 SD para d) (Cohen, 1988) con un nivel α de 0.05 y una potencia de 0.80 (Prajapati et al., 2010). En dicha sesión no se registró la señal electromiográfica sino que se grabó con una cámara Olympus Tough (Olympus America Inc., modelo TG-820, Center Valley, PA, Estados Unidos) la ejecución de las 5 condiciones (tabla 4) desde un plano lateral. Posteriormente a la grabación, las filmaciones fueron analizadas mediante el software Dartfish 6 (Dartfish S.A., Fribourg, Suiza). Se calculó el ángulo de recorrido de cada repetición de la extensión del hombro y el tiempo empleado en su ejecución

MÉTODO

mediante el software Dartfish 6 (ejemplo en la figura 24). Para calcular el ángulo de recorrido se consideró como punto inicial la máxima flexión de hombro alcanzada por el sujeto tras la fase de recobro y como punto final el momento en el que el sujeto alcanza una flexión de hombro de 0° . Se implantó una marca en la muñeca de los sujetos, a nivel del hueso pisiforme, para determinar la posición del brazo. Se visualizaron múltiples ejecuciones de cada sujeto, de forma previa, para determinar el punto de giro del hombro.

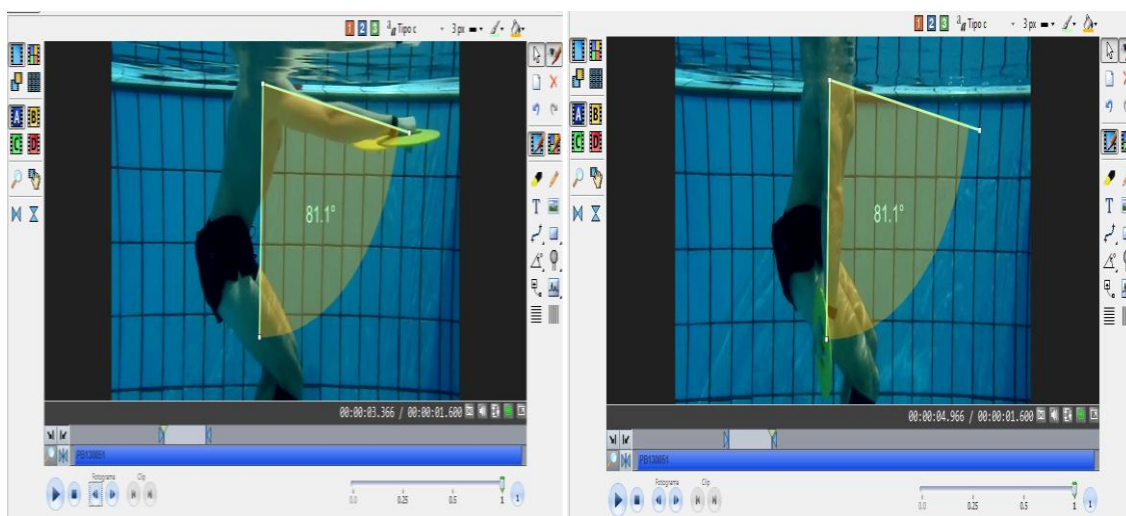


Figura 24. Análisis de la velocidad angular del movimiento de la extensión del hombro realizado a la máxima velocidad en las 5 diferentes condiciones.

Se tomó la velocidad angular media de las 3 repeticiones realizadas en cada una de las 5 condiciones.

4.12 Análisis estadístico

Para realizar el análisis estadístico se usó el software SPSS 19 para Windows (SPSS Inc., Chicago, Il, Estados Unidos). Se comprobó que las variables tuvieran una distribución normal (test de Shapiro-Wilk) antes del análisis. Las variables que no

cumplían con el supuesto de normalidad fueron transformadas con un logaritmo de base 10. El análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas fue realizado para determinar potenciales diferencias de medias entre materiales. La corrección de Greenhouse-Geisser fue usada cuando la esfericidad (test de Mauchly) fue violada. *Post hoc* con corrección de Bonferroni fue utilizado en caso de detectarse un efecto principal significativo. Para verificar el efecto de la profundidad de inmersión se efectuó la prueba-T para muestras relacionadas. Fueron administrados los métodos estadísticos estándar para obtener la media como una medida de tendencia central y el error estándar de la media (SEM) como una medida de dispersión. El nivel de significancia se fijó a $p \leq 0.05$.

5. Resultados

RESULTADOS

La normalidad de las variables aparece en la tabla 5. Las variables cuya significancia fue superior o igual a 0.05 cumplían con el supuesto de normalidad mientras que aquellas cuya significancia no superó 0.05 no cumplían el supuesto de normalidad y fueron transformadas a logaritmo de base 10 para su posterior análisis, como anteriormente ya fue indicado.

Tabla 5
Valores de la prueba de normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk

	Estadístico	gl	Sig.
ej1DA	.923	24	.068
ej1RA	.891	21	.024
ej1EEL	.934	22	.147
ej1OE	.745	19	.000
ej1MG	.916	18	.108
ej2DA	.973	24	.749
ej2RA	.863	20	.009
ej2EEL	.931	21	.142
ej2OE	.683	22	.000
ej2MG	.941	17	.108
ej3DA	.934	24	.119
ej3RA	.850	22	.003
ej3EEL	.948	22	.290
ej3OE	.669	21	.000
ej3MG	.904	17	.325
ej4DA	.976	24	.812
ej4RA	.890	20	.027
ej4EEL	.907	21	.058
ej4OE	.800	22	.000
ej4MG	.952	20	.403
ej5DA	.936	24	.134
ej5RA	.800	21	.001
ej5EEL	.864	23	.005

ej5OE	.720	20	.000
ej5MG	.967	20	.691
ej1Vel	.987	8	.989
ej2Vel	.925	8	.472
ej3Vel	.940	8	.616
ej4Vel	.946	8	.667
ej5Vel	.868	8	.143

Nota. DA = Dorsal Ancho; RA = Recto anterior del abdomen; EEL = Erector Espinae Lumbar; OE = Oblicuo Externo; MG = Media Global; **en negrita** = variables que no cumplen con el supuesto de normalidad ($p < 0.05$).

RESULTADOS

No se encuentran diferencias significativas para ningún músculo en el uso de los diferentes materiales a la inmersión a la apófisis xifoides [DA: $F(2.18,50.09)=0.976$, $p=0.390$; RA: $F(2.05,34.82)=2.576$, $p=0.089$; EEL: $F(3,57)=1.480$, $p=0.230$; OE: $F(3,51)=0.446$, $p=0.721$] (tabla 6 y figuras 25-28). Sin embargo, sí se encuentra un efecto principal de los diferentes materiales para la media global [$F(1.887,24.537)=5.045$, $p=0.016$], siendo que las muñequeras de flotación generan mayor activación muscular global que las mancuernas de flotación (figura 29).

Realizar el ejercicio con el material de área grande, genera mayor activación del DA cuando se realiza a una inmersión hasta la apófisis xifoides en comparación con una inmersión clavicular [$t(23)=2.146$, $p=0.043$] (tabla 7 y figura 30). Sin embargo, no se encuentran diferencias significativas entre ambas inmersiones para los músculos del core [RA: $t(20)=1.925$, $p=0.069$; EEL: $t(21)=-1.532$, $p=0.140$; OE: $t(17)=-0.951$, $p=0.355$], ni tampoco para la media global [MG: $t(17)=0.429$, $p=0.673$] (tabla 7 y figura 27).

Es de destacar, para el músculo RA, que a pesar de no presentar diferencias significativas, si se encontró una tendencia ($p<0.1$) (Desbiens, 2003) de que los diferentes materiales ($p=0.089$) así como la profundidad de inmersión ($p=0.069$) alteran la activación muscular.

Tabla 6

Media (SEM) de %MCVI durante la realización del ejercicio utilizando diferentes materiales: DSA, GUA, MAF y MUF (n=24)

	DSA	GUA	MAF	MUF	p
DA	73.03 (10.31)	79.94 (10.34)	71.85 (11.27)	79.34 (9.99)	0.390
RA	56.47 (9.66)	55.10 (10.63)	41.99 (7.20)	70.11 (13.78)	0.089
EEL	20.63 (2.79)	26.47 (4.34)	20.53 (2.90)	23.39 (3.42)	0.230
OE	16.21 (3.72)	24.21 (6.50)	23.84 (7.08)	22.03 (4.67)	0.721
MG	36.10 (3.22)	38.46 (3.38)	32.58 (3.38)*	48.83 (6.46)*	0.016

Nota. SEM = error estándar de la media; %MCVI = porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica; DA = Dorsal Ancho; RA = Recto Anterior del Abdomen; EEL = Erector Lumbar Espinae; OE = Oblicuo Externo; MG = Media Global de los 4 músculos; DSA = discos de arrastre; GUA = guantes de arrastre; MAF = mancuernas de flotación; MUF = muñequeras de flotación.

* Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre condiciones marcadas con asterisco.

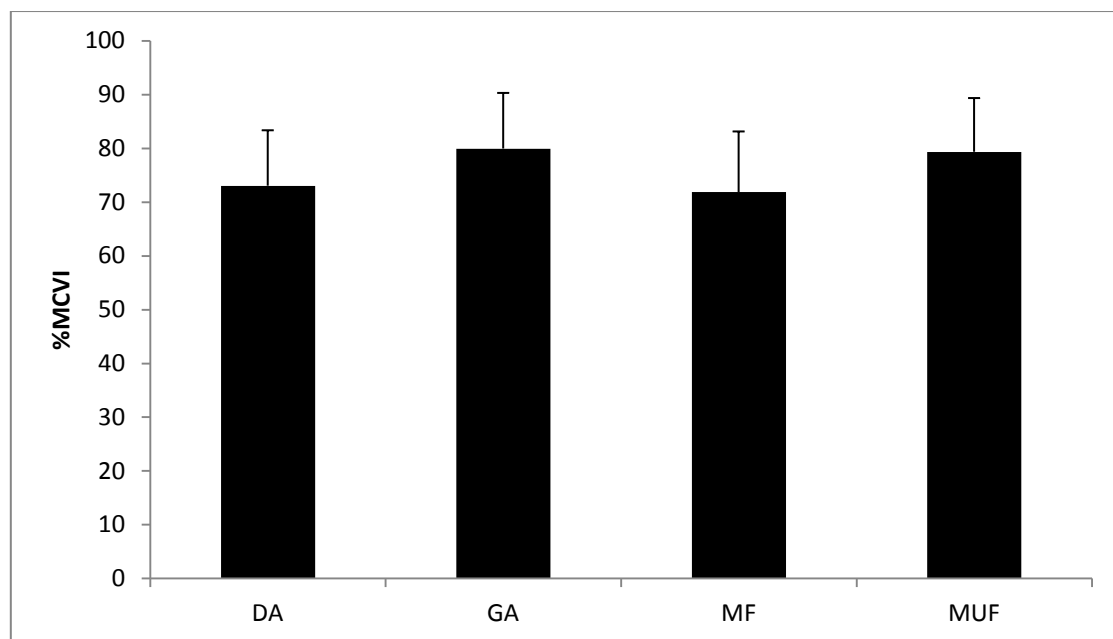


Figura 25. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del dorsal ancho con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).

RESULTADOS

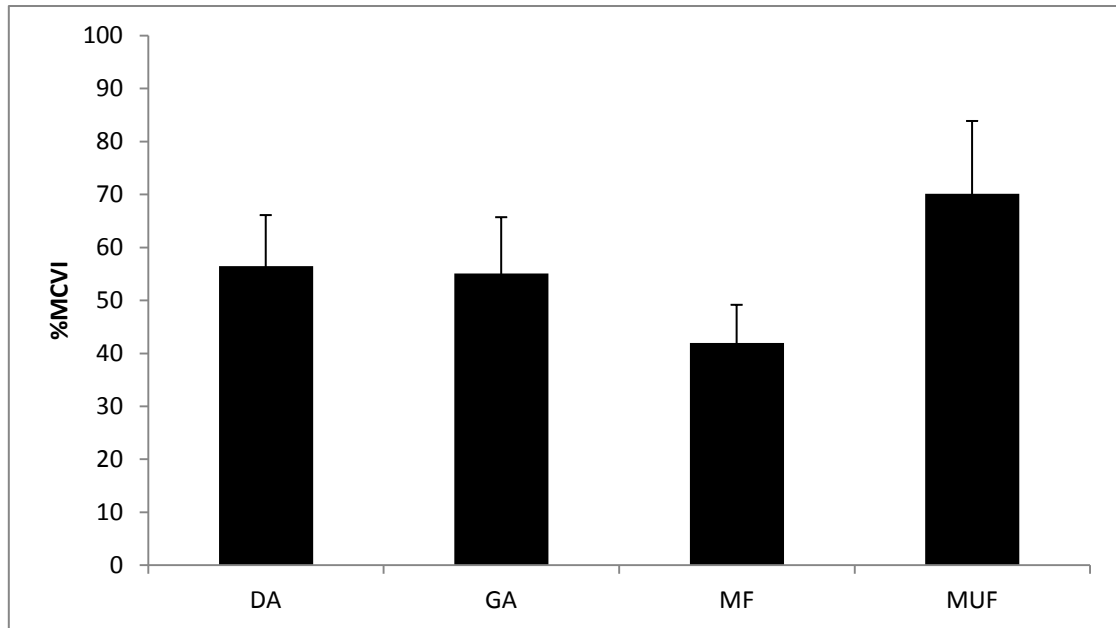


Figura 26. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del recto anterior del abdomen con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).

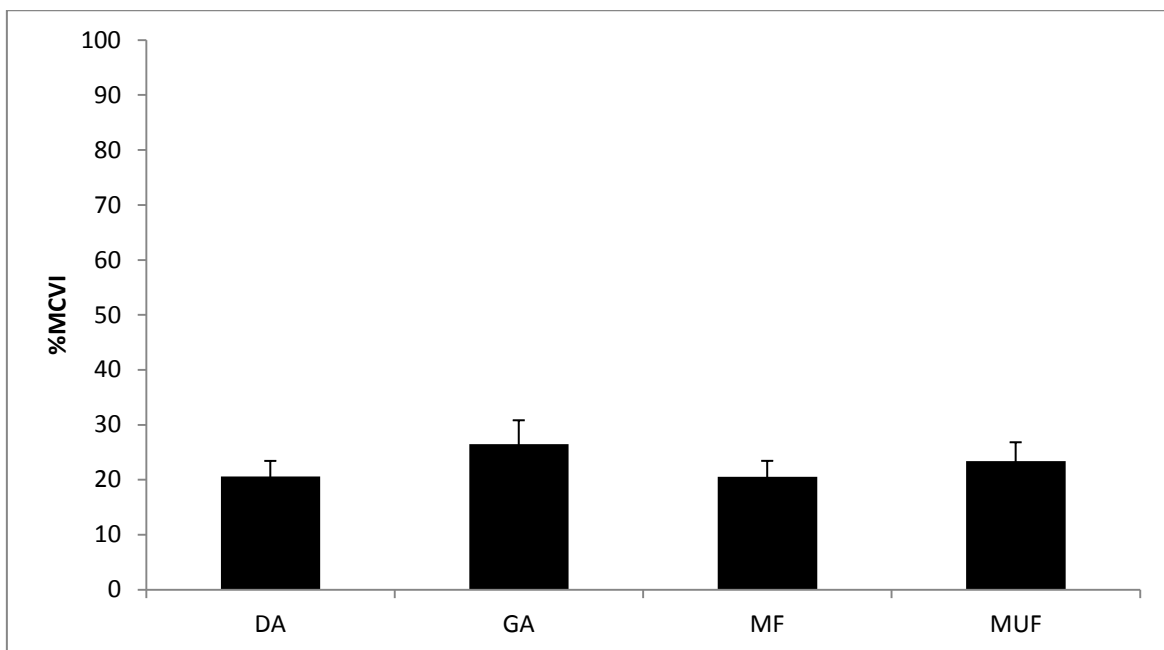


Figura 27. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del erector lumbar spinae con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).

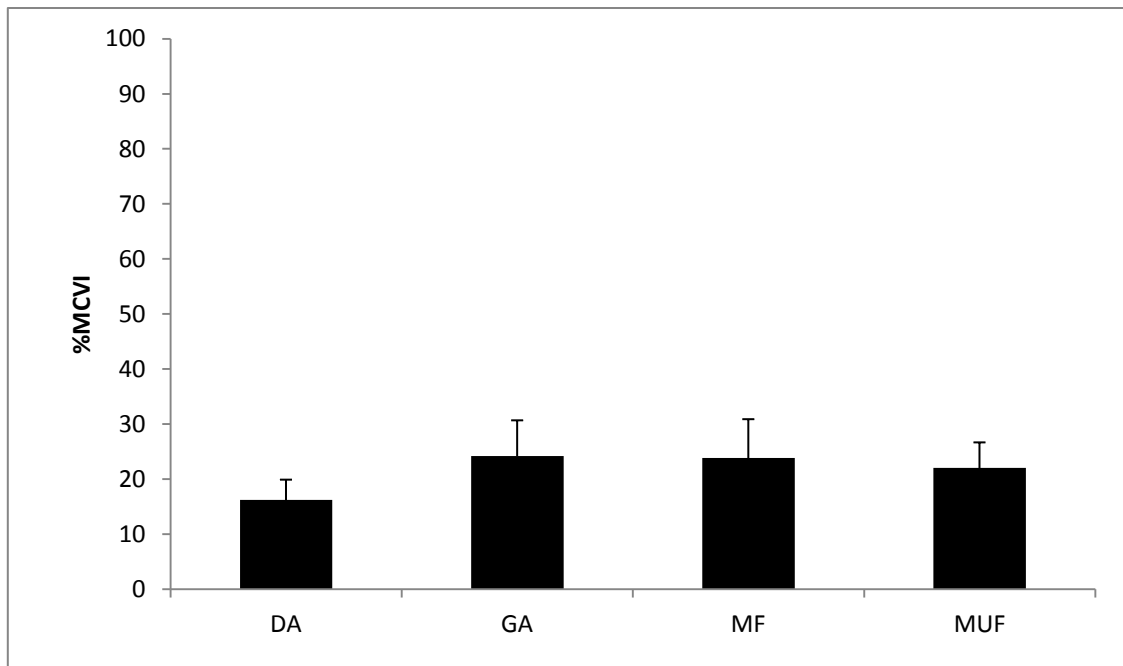
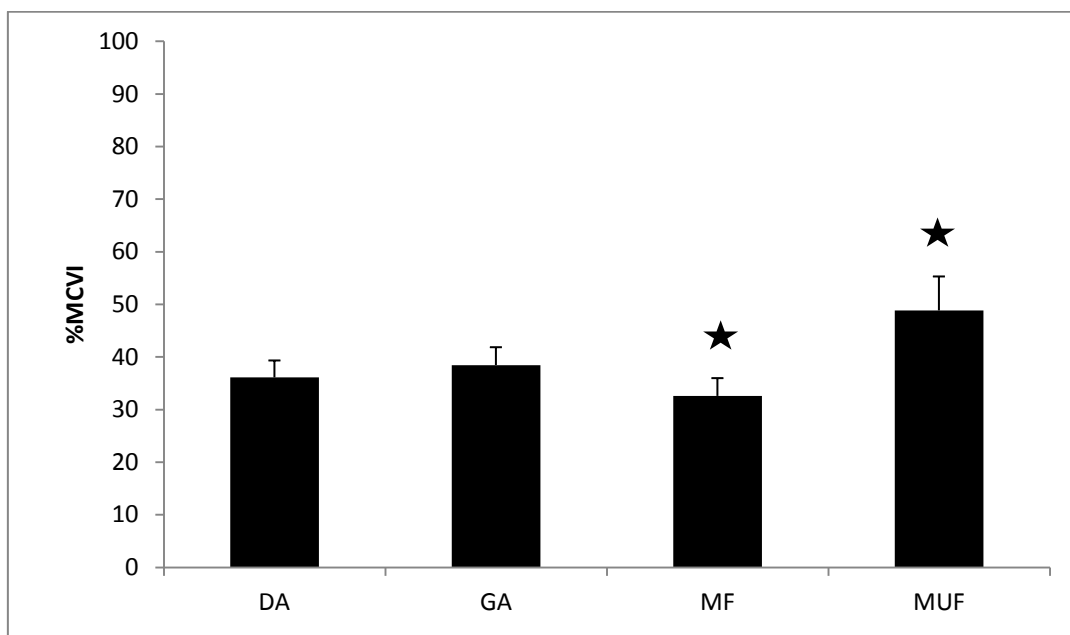


Figura 28. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del oblicuo externo con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).



★ Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre condiciones marcadas con asterisco

Figura 29. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) de la Media Global de los 4 músculos con diferentes materiales (DA=Discos de arrastre, GA=Guantes de arrastre, MF=Mancuernas de flotación, MUF=muñequeras de flotación).

RESULTADOS

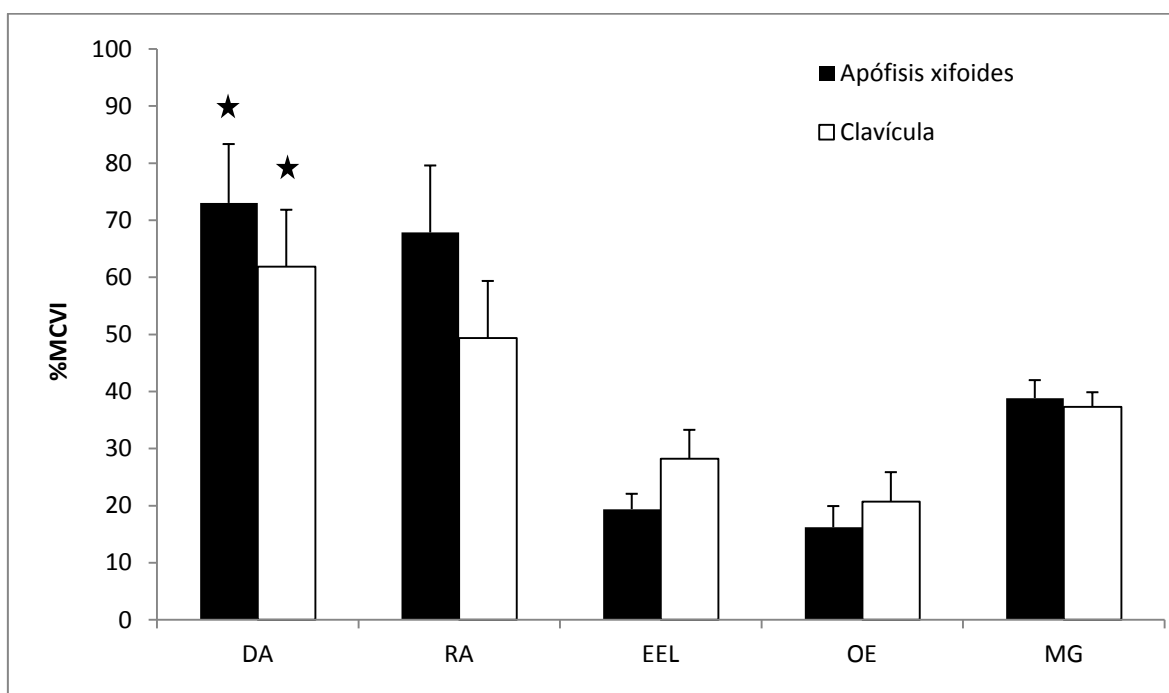
Tabla 7

Media (SEM) de %MCVI durante la realización del ejercicio a diferentes niveles de inmersión (n=24)

	Apófisis xifoides	Clavícula	p
DA	73.03 (10.31)*	61.90 (9.93)*	0.043
RA	67.85 (11.74)	49.37 (9.99)	0.069
EEL	19.29 (2.69)	28.23 (5.05)	0.140
OE	16.21 (3.72)	20.71 (5.16)	0.355
MG	38.84 (3.15)	37.30 (2.57)	0.673

Nota. SEM = error estándar de la media; %MCVI = porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica; DA = Dorsal Ancho; RA = Recto Anterior del Abdomen; EEL = Erector Lumbar Espinae; OE = Oblicuo Externo; MG = Media Global de los 4 músculos.

* Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre condiciones marcadas con asterisco.



★ Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre condiciones marcadas con asterisco

Figura 30. Porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica (%MCVI) del dorsal ancho (DA), recto anterior del abdomen (RA), erector espinae lumbar (EEL), oblicuo externo (OE) y media global de los 4 músculos (MG) a diferentes niveles de inmersión.

Se encuentra un efecto principal en la velocidad angular entre el uso de los diferentes materiales [$F(3,21)=38.484$, $p<0.001$]. Los detalles en las diferencias entre velocidades alcanzadas con cada material se encuentran en la tabla 8.

Realizar el ejercicio a una inmersión hasta la apófisis xifoides permite alcanzar mayor velocidad de ejecución del movimiento en comparación con una inmersión clavicular [$t(7)=3.510$, $p=0.010$] (tabla 9).

Tabla 8

Media y SEM de velocidad de ejecución de extensión de hombro durante la realización del ejercicio con diferentes materiales (n=8)

Material	Profundidad	Media (°/s)	SEM
Discos de arrastre	Apófisis xifoides	78.40 ⁺	3.69
Guantes de arrastre	Apófisis xifoides	123.73*	4.49
Manguernas de flotación	Apófisis xifoides	105.26*	5.38
Manguernas de flotación	Apófisis xifoides	134.05* ⁺	3.63

Nota. SEM = error estándar de la media.

* Diferencias significativas ($p < 0.05$) con el Disco de arrastre.

⁺ Diferencias significativas ($p < 0.05$) con las Manguernas de flotación.

Tabla 9

Media y SEM de velocidad de ejecución de extensión de hombro durante la realización del ejercicio a diferentes niveles de inmersión (n=8)

Material	Profundidad	Media (°/s)	SEM
Discos de arrastre	Apófisis xifoides	78.40*	3.69
Discos de arrastre	Clavícula	60.28*	2.49

Nota. SEM = error estándar de la media.

* Diferencias significativas ($p < 0.05$) entre condiciones marcadas con asterisco.

6. Discusión

DISCUSIÓN

Uno de los hallazgos más importantes del presente trabajo de investigación es que la activación muscular del DA (figura 22), el músculo agonista en la extensión del hombro, fue la misma independientemente del uso de un material u otro. Incluso se puede llegar a afirmar que la activación muscular fue la misma tanto si la velocidad del movimiento era alta, como así ocurría con el material pequeño, como si era baja, como así ocurría con el material grande. En primer lugar, debe volverse a destacar la ecuación general de fluidos (Alexander, 1977) puesto que se sabe que con materiales de arrastre, la fuerza generada depende de los siguientes parámetros:

$$F_{\text{arrastre}} = 0.5 \times C_d \times A \times \rho \times v^2$$

C_d es el coeficiente de arrastre que depende de la forma y textura del cuerpo

A es la superficie frontal de área del cuerpo

ρ es la densidad del fluido

v es la velocidad del cuerpo que se encuentra en movimiento en el agua

Centrándose específicamente en el tamaño del material, se sabe que al realizarse el movimiento a la máxima velocidad, si el material es pequeño la velocidad es alta y si el material es más grande la velocidad es más baja (Black, 2005; Pöyhönen, Keskinen et al., 2001), lo que coincide además con nuestros hallazgos (tabla 5). Black (2005) analizó la velocidad alcanzada sin y con aquafins (material de arrastre) tanto en la flexión como en la extensión de cadera a la máxima velocidad. La velocidad media alcanzada en la flexión de cadera fue de 139.9 %/segundo y 104.8 %/segundo, sin y con material, respectivamente. Del mismo modo, la velocidad media alcanzada en la extensión de cadera fue de 138.0 %/segundo y 95.6 %/segundo, sin y con material, respectivamente. Pöyhönen, Keskinen et al. (2001) analizaron la velocidad alcanzada

sin y con Hydro-Tone Boots (material de arrastre) en la flexión y extensión de rodilla. La velocidad media alcanzada en la extensión de rodilla en hombres fue de 364 %segundo y 210 %segundo, sin y con material, respectivamente; y en mujeres fue de 302 %segundo y 193 %segundo, sin y con material, respectivamente. En el mismo sentido, la velocidad media alcanzada en la flexión de rodilla en hombres fue de 326 %segundo y 174 %segundo, sin y con material, respectivamente; y en mujeres fue de 296 %segundo y 168 ± 62 %segundo, sin y con material, respectivamente. Los resultados de nuestro estudio van en la misma dirección, la velocidad media alcanzada en la extensión de hombro con material de arrastre fue de 124 %segundo y 78 %segundo, con material pequeño y grande, respectivamente; y con material de flotación fue de 134 %segundo y 105 %segundo, con material pequeño y grande, respectivamente. Como era de esperar, se demuestra que al realizarse el movimiento a la máxima velocidad, si el área frontal de superficie es menor la velocidad es significativamente más alta y si el área frontal de superficie es más grande entonces la velocidad es significativamente más baja. El tamaño del material corresponde a la variable A en la fórmula y la velocidad a la variable v. Es lógico pensar que si se disminuye el tamaño de A y a la vez se aumenta la velocidad v, la cual es exponencial en la ecuación, finalmente la fuerza se mantiene prácticamente constante. Desde este punto de vista, la velocidad, al ser exponencial, será el factor más influyente, y a poco que se reduzca el área del material, la velocidad va a aumentar exponencialmente “compensando” esta pérdida.

En segundo lugar, habría que añadir en una consideración más global que según afirman Pöyhönen, Kyrolainen et al. (2001) los movimientos producidos en el agua en movimientos simples, como el que hemos realizado en el presente estudio, se asemejan a los realizados con las máquinas isocinéticas. En las máquinas isocinéticas, se realiza la máxima fuerza a una velocidad constante, del mismo modo que en el agua la velocidad

DISCUSIÓN

máxima es prácticamente constante (Pöyhönen, Kyrolainen et al., 2001) y va marcada principalmente por las características del material. Tras revisar el comportamiento de la activación muscular en máquinas isocinéticas (Purkayastha, Cramer, Trowbridge, Fincher, & Marek, 2006) se pudo comprobar que en teoría, durante acciones musculares máximas, todas las unidades motoras disponibles son reclutadas y disparan a su frecuencia óptima. Por tanto, a nivel teórico, la amplitud de la EMG se mantiene constante a lo largo de las diferentes velocidades angulares durante acciones musculares concéntricas máximas. Sin embargo, a nivel empírico, los estudios son contradictorios y muestran que a lo largo del aumento de la velocidad angular, la activación muscular, a veces aumenta, otras disminuye aunque generalmente se mantiene (Purkayastha et al., 2006). Rothstein, Delitto, Sinacore, & Rose (1983) analizaron la activación del recto femoral y del vasto interno durante la realización de extensión de rodilla en máquina isocinética, ejecutando la máxima fuerza posible a 4 diferentes velocidades (30, 60, 90 y 120 %segundo). No se encontraron diferencias entre las 4 velocidades de ejecución, lo que concuerda con nuestros resultados.

Habiendo explicado el posible motivo por el cual el tamaño del material no influye en la activación muscular siempre que el movimiento se realice a la máxima velocidad posible, a continuación se va a tratar de explicar, por un razonamiento similar, el motivo por el cual la propiedad del material, de arrastre o de flotación, tampoco parece que sea un factor influyente. Para esto, preliminarmente debe recordarse que los valores de activación muscular corresponden a la amplitud de la señal electromiográfica en la fase de extensión del hombro, por tanto esto permite comparar la activación del músculo agonista aprovechando las características específicas de cada material. La fuerza de flotación actúa en dirección vertical, en el sentido hacía la superficie, por este motivo, el movimiento de extensión de hombro se adecúa a las características de este

material al tratarse de un movimiento ejecutado en el plano sagital y en el sentido opuesto a la fuerza de flotación. Con materiales de flotación, la fuerza generada viene dada por el tamaño frontal del área sumado a las fuerzas de flotación (Martínez et al., 2011):

$$F_{\text{total}} = F_{\text{arrastre}} + F_{\text{flotación}}$$

$$F_{\text{total}} = 0.5 \times C_d \times A \times \rho \times v^2 + F_{\text{flotación}}$$

La fuerza de flotación, al sumarse a la superficie frontal del área, hace que si una de las dos o ambas aumentan, entonces la velocidad máxima posible se reducirá y por tanto, igual que demostramos antes, la fuerza total se mantiene constante. Imaginando el supuesto de dos materiales de idéntico tamaño y forma, uno con densidad similar al agua (arrastre) y otro con densidad mucho menor que el agua (flotación), entonces, si se intenta aplicar la máxima velocidad posible con cada uno de ellos la fuerza global será la misma para ambos materiales debido a que la fuerza de flotación impedirá realizar un movimiento tan veloz como con el otro material (arrastre).

Esta explicación teórica se confirma con dos estudios, uno publicado (Pöyhönen, Keskinen et al., 2001) y el otro se trata de un trabajo de Máster (Black, 2005) de un grupo importante de investigación situado en Brasil, dirigido por el profesor Dr. Kruel. Ambos estudios tienen una metodología muy similar a la del presente estudio. En el estudio de Pöyhönen, Keskinen et al. (2001), se analizó la activación muscular del vasto interno, vasto lateral y bíceps femoral en 18 sujetos sanos jóvenes durante la realización de un movimiento de flexión y extensión de rodilla a la máxima velocidad posible de ejecución en el medio acuático, estando descalzo y con Hydro-Tone Boot (bota de arrastre que se coloca en la pantorrilla). Los investigadores encontraron un patrón y una amplitud de señal EMG similar en ambos casos y la velocidad de ejecución fue mayor

DISCUSIÓN

descalzo que con material. Tanto en la extensión, como en la flexión de rodilla, la activación muscular fue similar con y sin Hydro-Tone Boot, es decir, con mayor y menor superficie frontal de área. Estos resultados concuerdan con los del presente estudio y los autores explican este hallazgo por la ecuación general de los fluidos. En el trabajo de Black (2005) se analizaron la activación muscular del recto femoral y del bíceps femoral en 12 mujeres jóvenes durante la realización de un movimiento de flexión y extensión de cadera a la máxima velocidad posible de ejecución, descalzo y con Aquafins (Thera-Band®) (material de arrastre que se coloca cerca del tobillo). La autora no encontró diferencias significativas en ninguno de los músculos medidos, entre la realización de ambos ejercicios. Tanto en la flexión como en la extensión de cadera la activación muscular fue similar con diferentes tamaños de superficie frontal de área, lo cual concuerda con nuestros hallazgos. En este caso también, la velocidad de ejecución fue mayor sin el material, lo que coincide también con nuestros resultados, los cuales indican mayor velocidad de ejecución con superficies frontales de área más pequeñas.

Este mismo grupo de investigación brasileño realizó dos estudios prospectivos en esta dirección. Kruegel et al. (2005) analizó 17 mujeres de entre 38 y 67 años durante 11 semanas, en agua poco profunda. Las repartió en 4 grupos de entrenamiento, realizando 2 sesiones semanales que incluían 20 minutos aeróbicos y 15 minutos de entrenamiento neuromuscular en progresión entre 3 y 5 series, entre 10 y 15 repeticiones a una intensidad entre 15 y 19 en la escala de Borg (6-20). La diferencia entre los 4 grupos era el uso de material (de arrastre) o no y la realización del entrenamiento neuromuscular en hemisferio superior o inferior. De tal forma que los grupos eran los siguientes: (a) hemisferio inferior con material, (b) hemisferio inferior sin material, (c) hemisferio superior con material y (d) hemisferio superior sin material. Se midió 1 RM pre y post-entrenamiento para flexores y extensores de codo y para

aductores de cadera, cuyos ejercicios se realizaron en el programa de entrenamiento. Los investigadores encontraron mejoras significativas en la fuerza máxima en todos los grupos de entrenamiento para la prueba correspondiente al hemisferio que entrenaban, además, no encontraron diferencias significativas entre grupos. Por tanto, a pesar de las limitaciones metodológicas del estudio como la de no tener grupo control y poseer una muestra muy pequeña, las evidencias apuntan a que realizar un entrenamiento neuromuscular con y sin material produce las mismas adaptaciones, lo cual coincide con los estudios descriptivos como el presente estudio. Los autores (Kruel et al., 2005) indican que el grupo que entrena sin material realiza mayor velocidad de ejecución para llegar a una misma percepción del esfuerzo en la escala de Borg en comparación con el grupo que utiliza materiales, y explican el resultado final del estudio por la ecuación general de los fluidos. El otro estudio realizado por este grupo brasileño es el de Cardoso, Tartaruga, Barella, Brentano, & Kruel (2004), en el que 34 mujeres de entre 35 y 75 años realizaron 12 semanas de entrenamiento en agua profunda (sin tocar el suelo). Los 4 grupos de entrenamiento realizaban 2 sesiones semanales en progresión, de 2 a 6 series para 10 a 30 segundos de ejecución por ejercicio con un descanso de 60 a 100 segundos. La diferencia entre los 4 grupos experimentales fue el uso o no de material en hemisferio superior o inferior y el énfasis en el trabajo neuromuscular o no. De tal forma que los grupos fueron los siguientes: (a) énfasis en entrenamiento neuromuscular, en progresión de 12 a 19 en la escala de Borg (6-20) y material en miembros inferiores, (b) énfasis en entrenamiento neuromuscular, en progresión de 12 a 19 en la escala de Borg (6-20) y material en miembros superiores, (c) sin énfasis en entrenamiento neuromuscular y material en miembros inferiores y (d) sin énfasis en entrenamiento neuromuscular y material en miembros superiores. Se midió 1 RM pre y post-entrenamiento para flexores y extensores de codo y para aductores de cadera, los

DISCUSIÓN

cuales se realizaron en el programa de entrenamiento. Todos los grupos mejoraron la fuerza por igual, salvo el grupo que no ponía énfasis en miembros inferiores para mejorar la fuerza. Los autores concluyeron que utilizar material o no genera las mismas ganancias de fuerza, lo cual coincide plenamente con los estudios descritos anteriormente. Recientemente, Pinto et al. (2013) también encontraron mejoras en la fuerza y en el grosor muscular en 26 mujeres que entrenaron 12 semanas en el medio acuático sin material combinando ejercicios neuromusculares realizados a la máxima velocidad y ejercicios cardiovasculares.

En cuanto al efecto de la propiedad del material, de arrastre o de flotación, solamente existe un estudio descriptivo que haya comparado el efecto de ambos materiales. Pinto et al. (2011) analizaron a 15 mujeres jóvenes durante 15 segundos de carrera estacionaria acompañando el movimiento de elevación de rodillas con flexo-extensión de codos a la máxima velocidad posible de ejecución, en agua poco profunda con una inmersión a nivel de la apófisis xifoides. Se midió la activación muscular del bíceps braquial, tríceps braquial, recto femoral y bíceps femoral. Se comparó la realización del ejercicio sin material, con material de arrastre y con material de flotación, cogidos con las manos y atados en las pantorrillas simultáneamente. No se encontraron diferencias significativas entre las diferentes condiciones para ningún músculo, salvo para el tríceps braquial que incrementaba su activación con el uso de material de flotación y para el bíceps femoral que incrementaba su activación con material de arrastre. Los autores concluyeron que en general, cuando se realiza un ejercicio a la máxima velocidad posible, la activación muscular es la misma con y sin material, y también es la misma con materiales de diferentes propiedades, de arrastre y de flotación. Estos resultados coinciden plenamente con nuestros hallazgos.

Para ninguno de los músculos estabilizadores del tronco (i.e. RA, OE y EEL) se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre el uso de diferentes materiales (figuras 23-25). Una posible explicación de estos resultados es que la activación muscular del core depende en gran medida de la fuerza generada por el agonista del movimiento. Chulvi-Medrano et al. (2010) y Colado et al. (2011) muestran como la activación del core es proporcional a la carga/resistencia empleada en los ejercicios. Por tanto, si la activación muscular del DA ancho es la misma en las 4 diferentes condiciones, la activación del core tampoco varía con el uso de los diferentes materiales. Chulvi-Medrano et al. (2010) compararon la máxima fuerza isométrica en el ejercicio peso muerto en posición de estabilidad total y en diferentes tipos de desequilibrio (unidireccional y multidireccional) en 31 sujetos masculinos activos y comprobaron que existía una reducción de 34.19% realizando el peso muerto sobre el BOSU (desequilibrio en todas las direcciones) y una reducción de 8.80% realizando el peso muerto sobre el T-Bow (desequilibrio sólo en el plano frontal), a la vez que la activación muscular de los erectores y multífidus era significativamente mayor en la condición estable en comparación con las otras dos condiciones inestables. Goodman et al. (2008) analizaron la activación muscular de 13 hombres y mujeres sanos y activos en diferentes músculos agonistas y estabilizadores de hombro y tronco durante la realización del ejercicio de press de banca en dos condiciones. La primera condición fue 1 RM en press de banca estable y la segunda condición fue 1 RM en press encima de un Swissball (inestable). No hubo diferencias significativas entre ambas condiciones, ni para los músculos agonistas, ni para los estabilizadores, incluyendo el OE. Del mismo modo, Saeterbakken y Fimland (2013b) analizaron la activación muscular de 15 hombres en diferentes músculos agonistas y estabilizadores de tobillo y tronco durante la realización de sentadillas en 4 diferentes condiciones de inestabilidad (i.e. suelo y

DISCUSIÓN

encima de 3 diferentes materiales inestables). Se trataba de realizar la MCVI contra una resistencia fija en cada condición. No se encontraron diferencias significativas para ninguno de los músculos agonistas, salvo el recto femoral en una condición, y tampoco varió la activación de los músculos estabilizadores, entre ellos, RA, EEL y OE. Estos hallazgos concuerdan con nuestros resultados, indicando que si la activación muscular del agonista no varía entre diferentes condiciones, la activación muscular de los estabilizadores del tronco tampoco varía. En el presente estudio no se encuentran diferencias significativas en la activación del músculo agonista del movimiento lo que conlleva a que los músculos del core sigan el mismo patrón.

En el caso concreto del RA (figura 23), se encuentra una tendencia a que el material pequeño de flotación (MUF) genere mayor activación muscular que si se realiza con un material de flotación más grande. Con este material es con el cual se ha alcanzado la mayor velocidad de ejecución. Podría ser que una mayor velocidad de ejecución suponga un estímulo mayor para este músculo estabilizador al aumentar el desequilibrio (Triplett et al., 2009). La velocidad de ejecución podría suponer un estímulo similar a las condiciones inestables en tierra. Además, Marras, Knapik, & Ferguson (2009) observaron que la activación muscular del core aumenta cuanto mayor es la velocidad de ejecución a la hora de traccionar y empujar objetos con los miembros superiores. En la misma dirección, Kaneda et al. (2009) analizó la activación muscular de 9 hombres sanos andando en el agua y encontró una mayor activación del erector espinal cuando caminaban a una mayor cadencia. La activación del RA parece estar mediada por dos factores que actúan simultáneamente. Por un lado, a mayor velocidad de ejecución podría existir mayor activación muscular del RA, pero por otro lado, la fuerza generada por el agonista es decisiva y es la misma independientemente del material, como hemos visto anteriormente. Además, el error estándar de la media es

bastante alto para este músculo y es más complicado obtener diferencias significativas. Un error estándar de la media alto es habitual con el uso de la técnica de EMG y sobretodo en la medición de músculos con función estabilizadora (Hibbs et al., 2011). En la misma línea, Konrad, Schmitz, & Denner (2001) nos indican que los datos electromiográficos, a pesar de normalizarse, muestran una variabilidad intersujeto muy alta.

Analicemos ahora el efecto de la profundidad de inmersión sobre la activación muscular del agonista y del core. Los resultados serán interpretados con la literatura en el medio terrestre por falta de referencias sobre esta variable en el medio acuático. La activación muscular fue significativamente mayor para DA y tiende a ser mayor para RA (figura 26), con una inmersión a la apófisis xifoides en comparación con una inmersión clavicular. O lo que viene a ser lo mismo, la activación muscular es mayor a menor profundidad de inmersión o sea en una posición más estable. La activación muscular del DA fue 17.9% mayor en la condición más estable, lo cual coincide y difiere de otros estudios muy contradictorios entre ellos en tierra. Para comparar nuestros resultados con los obtenidos en tierra nos fijamos en aquellos estudios que han realizado un mismo ejercicio con la misma carga relativa a diferentes grados de inestabilidad, de forma similar al presente estudio que aplica la máxima velocidad de ejecución a mayor o menor profundidad de inmersión. Algunos estudios revelan que un ejercicio realizado con mayor grado de estabilidad genera una activación muscular mayor que realizarlo en condiciones más inestables, para los agonistas del movimiento (Santana et al., 2007; Schwanbeck et al., 2009). Santana et al. (2007) analizó 14 hombres entrenados realizando 1 RM en press de banca y 1 RM en press de pie con una polea a una mano. Los resultados indican que la activación muscular del pectoral mayor fue mayor en el press de banca, condición mucho más estable que la otra. Kohler et al.

DISCUSIÓN

(2010), estudiaron 30 sujetos entrenados realizando 10 RM en un press vertical y comprobaron que la activación muscular del tríceps braquial y deltoides medial fue mayor en condiciones más estable, aunque la activación muscular del deltoides anterior fue mayor en condiciones más inestables, debido a su rol estabilizador. Otros estudios encuentran una activación similar entre diferentes grados de inestabilidad en los agonistas del movimiento (Anderson & Behm, 2004; Goodman et al., 2008; Saeterbakken & Fimland, 2013b; Schick et al., 2010). Incluso estudios como los de Saeterbakken & Fimland (2011, 2013a, 2013b) encuentran mucha controversia según el músculo analizado, algunos se activan más en condiciones más estables, otros menos y otros por igual. Parece ser que los estudios que encuentran una mayor activación muscular en condiciones más estables han utilizado un grado de inestabilidad suficientemente discriminatorio y la fuerza aplicada se ha visto muy reducida con la inestabilidad lo que ha conllevado a una disminución significativa de la activación muscular del agonista del movimiento (Chulvi, 2011). Walh y Behm (2008) indicaron también que la experiencia de los sujetos es decisiva y que sujetos entrenados necesitan de grados de inestabilidad más diferenciados para que las condiciones generen estímulos diferentes. La gran controversia existente sobre el efecto de la inestabilidad en diferentes condiciones con una misma carga relativa se debe en gran medida por este motivo. Por ejemplo, si se compara un ejercicio con diferentes grados de inestabilidad, comparando sentadilla con peso libre y en máquina Smith o comparando un press de banca con barra, con mancuernas y en máquina Smith, el estímulo discriminatorio es muy pobre y las activaciones musculares son similares (Saeterbakken & Fimland, 2013a, 2013b), especialmente en sujetos entrenados. Otros autores (Goodman et al., 2008) también encontraron una activación muscular similar en todos los músculos medidos entre realizar un press de banca encima de un banco en comparación con

realizarlo encima de un Swissball. Colocar la espalda encima de un Swissball, el cual se aplana, no supone un estímulo discriminatorio suficiente. Sin embargo, si se compara un peso muerto dinámico realizado con los pies en el suelo y con los pies encima de un BOSU, el estímulo es mucho más discriminatorio y se obtienen diferencias significativas, a favor de mayor activación cuanto más estable, pudiendo aplicar mayor fuerza (Chulvi-Medrano et al., 2010). En nuestro estudio, ya que encontramos diferencias significativas en la activación muscular del DA, a favor de la inmersión a nivel de la apófisis xifoides, podemos suponer que el grado de inestabilidad fue suficientemente discriminatorio, para estos sujetos, al comparar ambas profundidades.

La activación muscular del RA fue 37.4% mayor a profundidad de la apófisis xifoides, situación más estable, en comparación con la inmersión a profundidad clavicular, aunque la diferencia no es significativa, es solamente una tendencia ($p=0.069$). En primer lugar, la activación muscular del core depende de la fuerza aplicada por el agonista del movimiento. La mayor activación encontrada para el DA en la situación más estable conlleva a mayor activación del músculo estabilizador del tronco, en este caso el RA. Chulvi-Medrano et al. (2010) analizaron a 31 hombres jóvenes activos realizando peso muerto de forma isométrica y dinámica con una misma carga relativa, del 100% MCVI en estático y 70% de la MCVI en dinámico para 10 repeticiones y encontró mayor activación del core (musculatura paravertebral) en condición más estable en comparación con condiciones más inestables, aunque no encontraron diferencias entre las condiciones inestables, encima de un BOSU y encima de un T-Bow, en las activaciones promedio pero si en las pico a favor de la condición con menor número de planos de desequilibrio. Saeterbakken & Fimland (2012) encontraron un aumento de la activación muscular realizando el press vertical con 80% de 1 RM en condición estable, en comparación con realizarlo con 80% 1RM en

DISCUSIÓN

condición más inestable para los músculos del core. Otros estudios difieren de estos anteriores pero concuerdan con nuestros hallazgos al encontrar una activación similar del core entre diferentes grados de inestabilidad (Anderson & Behm, 2004; Goodman et al., 2008; Saeterbakken & Fimland, 2013b; Schwanbeck et al., 2009). Es posible que las diferencias de activación muscular del RA encontradas en el presente estudio no sean significativas o bien porque el grado de inestabilidad no es suficientemente discriminatorio entre ambas profundidades, para este músculo, o bien porque el error estándar de la media es alto, o por la combinación de ambos factores, incluso podríamos plantearnos si un tamaño mayor de la muestra podría ser más discriminatorio al respecto. Otro posible motivo por el cual la activación del RA tiende a ser mayor en la realización del ejercicio a una profundidad de inmersión a nivel de la apófisis xifoides en comparación con la profundidad clavicular es que la velocidad de ejecución del movimiento fue significativamente mayor en la primera condición. La velocidad media alcanzada fue de 78 %segundo y 60 %segundo, a nivel de la apófisis xifoides y clavicular, respectivamente. Como hemos visto anteriormente según Kaneda et al. (2009) y Marras et al. (2009), una mayor velocidad de ejecución con las extremidades aumenta la activación muscular del core. Por tanto, múltiples factores actúan simultáneamente sobre la activación muscular del RA, encaminándose la mayoría de ellos hacia que una menor profundidad de inmersión podría provocar una mayor activación del core, en este caso del RA que sería, de los músculos medidos, el responsable de estabilizar en el gesto motor analizado en el presente estudio. Por tanto, la mayor activación del DA, agonista del movimiento, que puede estar vinculada al vencimiento de una mayor resistencia/carga durante el gesto, junto con la mayor velocidad de ejecución, puede hacer pensar que estos dos factores serán los decisivos para que con la inmersión a la altura de la apófisis xifoides se favorezca la tendencia

estadística encontrada. Sin embargo, un error estándar de la media elevado y una posible carencia de discriminación en el grado de inestabilidad entre ambas profundidades, son dos factores que favorecen la similitud entre ambas condiciones para el RA en términos de significación estadística.

En cuanto a los músculos EEL y OE (figuras 24-26), el hecho de que los patrones de activación (tendencias) no sigan los del RA es lógico y se debe en parte a los papeles que tienen cada uno de estos músculos según la dirección de la tarea (Behm et al., 2002; Borghuis et al., 2008; Hibbs et al., 2008; Kibler et al., 2006; Lehman et al., 2005). De hecho, los valores de activación del RA son mucho más elevados que los del OE y del EEL. El desequilibrio provocado por la extensión de hombro es hacia delante y por tanto, la musculatura implicada en estabilizar el tronco es la que se sitúa en la parte anterior del core, es decir, el recto anterior del abdomen. Arokoski, Valta, Airaksinen, & Kankaanpää (2001) demostraron que la dirección de la tarea modifica significativamente la actividad muscular. Estos autores midieron, entre otros, la activación muscular del recto anterior del abdomen, de los oblicuos, de los erectores y del multifidus en una isometría máxima en posición bípeda y flexión inicial de hombro de 90°. Compararon la activación muscular si la resistencia se situaba por debajo o por encima, es decir, si el movimiento era de flexión o de extensión de hombro, concluyéndose que la actividad muscular del recto abdominal era considerablemente mayor ($>75\%MCVI$) en los ejercicios de extensión de hombro que en los ejercicios de flexión de hombro ($<20\%MCVI$). Encontrando además que lo contrario ocurría con la musculatura retrosomática (erectores y multifidus), en los cuales la activación muscular era mayor en la flexión de hombro ($>80\%MCVI$ y $>50\%MCVI$, respectivamente) que cuando se producía la extensión del hombro ($<50\%MCVI$ y $<10\%MCVI$, respectivamente). Por tanto, ya que la fase del ejercicio medida en nuestro estudio es la

extensión de hombro, es lógico y coherente comprobar que la activación muscular del OE y EEL tienen menor protagonismo que la del RA. En la misma dirección, Tarnanen et al. (2012) analizaron la activación muscular del core en 20 mujeres sanas durante la realización de diversos ejercicios dinámicos e isométricos con los miembros superiores. El ejercicio dinámico que más activación muscular provocó en el RA fue el de extensión bilateral de hombros. Este mismo ejercicio generó una activación claramente menor en OE y musculatura paravertebral. Por otro lado, el OE tiene un papel predominante en los ejercicios unilaterales y no tanto bilaterales (Feldwieser et al., 2012; Saeterbakken & Fimland, 2012; Santana et al., 2007). Saeterbakken & Fimland (2012) encontraron una mayor activación muscular del oblicuo externo en un press vertical realizado a una mano en comparación con realizarlo a dos manos con 80% de 1 RM medido para cada condición. Del mismo modo, Santana et al. (2007) encontraron mayor activación muscular del OE del lado izquierdo al empujar con una polea de pie con la mano derecha, en comparación con un press de banca. Feldwieser et al. (2012) encontraron mayores niveles de activación del OE del lado contralateral a la pierna apoyada en un puente en decúbito-supino unipedal. Otros estudios (Behm et al., 2005; Tarnanen et al., 2012) encuentran mayor activación del core en el lado contralateral en ejercicios dinámicos realizados unilateralmente con los miembros superiores. Este menor protagonismo de los músculos OE y EEL en la extensión del hombro explica los valores más bajos en todas las condiciones realizadas en el presente estudio en comparación con los valores del RA. No se encontraron diferencias significativas en la activación muscular de OE y EEL al realizar el ejercicio a diferentes niveles de inmersión, es decir con diferentes grados de inestabilidad, lo cual se explica por un lado por la falta de protagonismo de estos músculos en la tarea y también por una posible

falta de discriminación en el grado de inestabilidad entre ambas profundidades, al igual que parece que ocurre con el RA.

Hemos optado por presentar de forma adicional la media de todos los músculos medidos en cada condición. Este valor que engloba músculos agonistas y estabilizadores del tronco pretende informar globalmente del efecto de cada condición. En el caso de comparar el uso de diferentes materiales, observamos diferencias estadísticamente significativas entre la realización del ejercicio con el material pequeño de flotación (MUF) y el material grande de flotación (MAF). Realizar el ejercicio con las MUF genera globalmente mayor activación muscular, debido principalmente al aumento de la activación del RA en esta condición. En cuanto a la comparación entre las profundidades de inmersión, no se encuentran diferencias significativas entre ambas para la media global de todos los músculos.

Si observamos los valores de activación muscular encontrados en el presente estudio y los analizamos según el esquema de clasificación de DiGiovine, Jobe, Pink, & Perry (1992), encontramos que los valores en general son entre moderado y muy altos (tabla 9). DiGiovine considera valores de EMG del %MCVI entre 0 y 19 como bajos, entre 20 y 39 como moderados, entre 40 y 59 como altos y de 60 o más como muy altos. Además, algunos investigadores asumen que ejercicios que producen una amplitud de la señal de EMG superiores a 60 a nivel agudo generaran ganancias de fuerza a nivel crónico (Ayotte et al., 2007, Distephano et al., 2009). Por tanto, para el ejercicio de extensión del hombro realizado, podemos observar que se podrían esperar a largo plazo adaptaciones de fuerza para el músculo agonista, el DA, en cualquier condición, es decir, con cualquier material y a cualquier profundidad de inmersión. Ya que estos altos valores han sido alcanzados en hombres jóvenes y físicamente activos, es de esperar que cualquier otro sector poblacional pueda alcanzarlos, salvo quizás deportistas de alto

rendimiento, aunque en este último caso habría que ver qué niveles de activación muscular provocan dichos sujetos al realizar tales gestos a la máxima velocidad posible ya que en teoría ésta debería ser proporcional a su elevado nivel de forma física que poseen. De todas formas, estos hallazgos coinciden con el estudio prospectivo de Colado, Tella et al., (2009) que encontraron mejoras en la fuerza, potencia y masa libre de grasa, tras solamente 8 semanas de entrenamiento neuromuscular en el medio acuático, en hombres jóvenes y físicamente activos de características muy similares a los sujetos del presente estudio.

Sin embargo, para el músculo RA solamente podrían producirse ganancias de fuerza con el uso de muñequeras de flotación con una inmersión a la apófisis xifoides. Los demás músculos del core no parecen poder adquirir ganancias de fuerza con este ejercicio. Probablemente si ocurrirían adaptaciones si la tarea se realizara en otra dirección. Aunque por otro lado, la musculatura paravertebral (e.g. EEL) necesita de tan sólo 25 %MCVI para obtener la máxima rigidez articular, lo que asegura la estabilidad espinal (Anderson & Behm, 2005a; Borghuis et al., 2008; Kibler et al., 2006). Siendo la resistencia muscular mucho más importante que la fuerza muscular para estabilizar la columna vertebral (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Anderson, 2006; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010b; Borghuis et al., 2008) y sabiendo que pequeños estímulos mantenidos en el tiempo son más indicados para activarlos y fortalecerlos que estímulos fuertes (Anderson & Behm, 2005a; Behm & Colado, 2012; Behm et al., 2010b), podemos deducir que los valores encontrados en este ejercicio para el EEL y OE son completamente adecuados para asegurar una mejor estabilización espinal lo que reducirá posibles dolores lumbares. Y además, cualquier condición de todas las realizadas cumple con esta premisa.

La alta activación del DA en un movimiento realizado a la máxima velocidad es interesante ya que el medio acuático podría ser un medio ideal para atletas que quieran entrenar los gestos motrices específicos de la competición. El medio acuático se asocia habitualmente con ejercicio de rehabilitación terapéuticos o para ancianos cuando en realidad también ofrece posibilidades interesantes en deportistas. El medio acuático permite generar movimientos libremente en 3D, pudiendo reproducir cualquier gesto a una velocidad máxima y generando altos niveles de activación muscular en los músculos agonistas del movimiento. Además, una simple modificación de la profundidad de inmersión podría suponer un estímulo similar a la adición de condiciones inestables en tierra mediante materiales diversos con un coste económico mucho menor.

Tabla 10

Niveles de activación según la clasificación de DiGiovine et al. (1992)

	DSA / A. xifoides		GUA / A. xifoides		MAF / A. xifoides		MUF / A. xifoides		DSA / clavícula	
	%MCVI	Nivel de activación	%MCVI	Nivel de activación	%MCVI	Nivel de activación	%MCVI	Nivel de activación	%MCVI	Nivel de activación
DA	73	Muy alto	80	Muy alto	72	Muy alto	79	Muy alto	62	Muy alto
RA	56	Alto	55	Alto	42	Alto	70	Muy alto	49	Alto
EEL	21	Moderado	26	Moderado	21	Moderado	23	Moderado	28	Moderado
OE	16	Moderado	24	Moderado	24	Moderado	22	Moderado	21	Moderado
MG	36	Moderado	38	Moderado	33	Moderado	49	Alto	37	Moderado

Nota. %MCVI = porcentaje de la máxima contracción voluntaria isométrica; DA = Dorsal Ancho; RA = Recto Anterior del Abdomen; EEL = Erector Lumbar Espinae; OE = Oblicuo Externo; MG = Media Global; DSA = discos de arrastre; GUA = guantes de arrastre; MAF = mancuernas de flotación; MUF = muñequeras de flotación; A = apófisis.

7. Conclusiones y aplicaciones prácticas

CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

Conclusión 1: Todos los materiales utilizados generan la misma activación muscular.

Al realizar un ejercicio neuromuscular a la máxima velocidad en el medio acuático, la utilización de diferentes materiales genera la misma activación muscular tanto del agonista del movimiento como del core, por lo que la hipótesis primera se refuta.

Conclusión 2: La profundidad de inmersión modifica significativamente la activación del agonista, siendo que a menor nivel de inmersión, mayor activación.

Al realizar el ejercicio a una profundidad de inmersión a nivel de la apófisis xifoides aumenta la activación muscular del agonista en comparación con realizar el ejercicio a una profundidad mayor, a nivel de clavícula, por lo que la hipótesis segunda se corrobora parcialmente. Sin embargo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en la activación de los músculos del core entre una profundidad de inmersión y otra, por lo que la hipótesis segunda podría refutarse parcialmente en este sentido. Aunque debe reseñarse que la tendencia encontrada al respecto de la mayor activación del RA en una menor inmersión es un hito que debe seguir estudiándose en un futuro ya que es concordante con las evidencias científicas específicas que existen al respecto del entrenamiento del core en el medio terrestre.

Estas conclusiones conllevan interesantes aplicaciones prácticas como podemos observar a continuación.

Cuando se entrena en el medio acuático, diferentes tamaños (grande/pequeño) y propiedades (arrastre/flotación) de material generan la misma activación muscular tanto de la extremidad como del core. Sin embargo, realizar el ejercicio con una profundidad de inmersión menor permite una mayor activación muscular de la extremidad. Por lo tanto, si se busca obtener la máxima activación muscular de la extremidad, una

inmersión menor a la apófisis xifoides a preferible a una inmersión a nivel clavicular, y el tipo de material empleado no es relevante. Respecto a los músculos estabilizadores del tronco, ni el tipo de material, ni la profundidad de inmersión modifican la activación de los mismos, aunque de las evidencias obtenidas se podría sugerir que una menor inmersión posiblemente podría llevar a una mayor activación muscular del core debido a que el movimiento en una posición de mayor estabilidad se podría realizar con una mayor velocidad de ejecución como así se ha medido en este trabajo y en consecuencia la musculatura agonista debería trabajar contra una mayor resistencia que ofrecería el agua y que por tanto podría provocar a su vez una mayor activación del core para poder estabilizar la posición corporal.

El entrenamiento neuromuscular en el medio acuático es una opción factible, donde los niveles de activación muscular logrados son adecuados tanto para el fortalecimiento del músculo agonista al movimiento como para el core. Cualquier material podría ser apto para lograr la máxima activación del agonista y de los estabilizadores del tronco, aunque para la realización de una sesión completa habrá que recordar las ventajas e inconvenientes de los materiales de arrastre y de flotación. Mayor profundidad de inmersión reduce la activación muscular del agonista y esta condición podría equipararse a entrenamientos en condiciones inestables en el medio terrestre, aunque en el caso acuático parece ser que hay una tendencia a reducir la activación del core comparándose el mismo movimiento con una menor inmersión.

La intensidad del entrenamiento con un material vendrá determinada por la velocidad de ejecución. Por tanto, las clases colectivas en las que la música sea caracterizadora del movimiento (Colado, 2004) y por ende en las que todos los practicantes ejecutan movimientos a un mismo ritmo independientemente de su nivel previo, deberán sufrir modificaciones en este sentido para individualizar las cargas de

CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

entrenamiento. En este caso sí cobra sentido la utilización de un material de arrastre ya que como la velocidad de ejecución será la misma para todos, la resistencia que ofrecerá el agua será mayor o menor en función del tamaño del implemento empleado. Esto sí que permitiría que todos pudieran ejercitarse al mismo ritmo, pudiéndose dejar ritmos más rápidos para estadios posteriores conforme se vayan adaptando o mejoren dichos ejercitantes. En este caso será preciso acertar en el tamaño óptimo del material para cada sujeto ajustándolo indivisiblemente también con el carácter del esfuerzo percibido. En el caso de no hacerse así, la música deberá pasar a ser un elemento complementario en vez de caracterizador en estas clases grupales.

Teniendo en cuenta que si se realiza un ejercicio a la máxima velocidad posible, con un material pequeño, el movimiento es más veloz y con un material grande, más lento, pero en ambos casos la activación muscular es la misma, entonces los materiales más grandes podrían ser más idóneos en principiantes o personas con patologías musculoesqueléticas (e.g. osteoartritis). De esta forma, lograrán un óptimo estímulo neuromuscular con un movimiento más controlado.

8. Limitaciones del estudio

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Varias son las limitaciones que presenta este estudio. En primer lugar, y con poca relevancia hacia la labor desarrollada, se puede reseñar que hay una falta de evidencias científicas sobre la respuesta electromiográfica en el medio acuático durante la realización de ejercicios neuromusculares. Nos hemos basado en gran parte en la literatura referente al medio terrestre, a partir de la cual se han interpretado los resultados realizando paralelismos con el medio acuático. Estos paralelismos, a pesar de haberse realizados con la máxima precaución, pueden llevar a errores. Por tanto, los resultados de este estudio junto a su discusión deberán revisarse cuando se publiquen nuevos estudios sobre el tema.

Nuestro tamaño muestral nos permitió obtener una potencia estadística superior a 0.8. Sin embargo, debido a un error estándar de la media elevado es posible que un tamaño muestral mayor hubiera permitido apreciar diferencias significativas en aquellos casos en los cuales obtuvimos tendencias.

El efecto de la profundidad de inmersión se analizó con un solo material debido a las dificultades que supone la EMG en el medio acuático (ver apartado 4.5). Lo idóneo hubiera sido probar el efecto del nivel de inmersión con cada material.

Aunque parezca obvio que a mayor nivel de inmersión, mayor desequilibrio y viceversa, debería llevarse a cabo un estudio para demostrarlo.

9. Futuras líneas de investigación

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Deben realizarse más estudios sobre los efectos del entrenamiento neuromuscular en el medio acuático para conocer el efecto de los diferentes materiales en otros movimientos y con los miembros inferiores. Así mismo se podrían comparar otros materiales, otros tamaños más dispares y diferentes profundidades de inmersión.

A partir de este estudio descriptivo se debería llevar a cabo un estudio prospectivo en el que se realice una intervención de entrenamiento neuromuscular en el medio acuático con diferentes materiales. Sería interesante comprobar que tipo (propiedades y tamaños) de material genera las máximas ganancias de fuerza y de masa muscular.

En cuanto al trabajo de core, se podrían comparar diferentes ejercicios para ver cual provoca mayores activaciones musculares, del mismo modo, sería interesante comprobar el efecto de la dirección de la tarea en el medio acuático y comparar la activación muscular entre ambos medios en ejercicios tradicionales de fuerza.

Por último, sería interesante poder comprobar las activaciones musculares antes descritas en diferentes sectores poblacionales (sedentarios, deportistas, ancianos, mujeres, poblaciones con dolor lumbar, etc.) y comprobar sus efectos en un programa de entrenamiento.

10. Referencias

REFERENCIAS

- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, S86-92.
- Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Kruel, L. F. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 1157-66. doi:10.1007/s00421-010-1747-5
- Alberton, C. L., Tartaruga, M. P., Pinto, S. S., Cadore, E. L., Antunes, A. H., Finatto, P., & Kruel, L. F. (2013). Vertical Ground Reaction Force during Water Exercises Performed at Different Intensities. *International Journal of Sports Medicine* (en impresión). Extraído de <http://dx.doi.org/10.1055/s-0032-1331757>
- Alexander, R. (1977). *Mechanics and energetic of animal locomotion*. En: Alexander R., & Goldspink G. (pp. 22-248). Swimming London: Chapman & Hall.
- American College of Sports Medicine (2004). American College of Sports Medicine Position Stand: physical activity and bone health. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1985-1996. doi:10.1249/01.MSS.0000142662.21767.5
- American College of Sports Medicine (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 687-708. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181915670
- American College of Sports Medicine. (2010). American College of Sports Medicine roundtable on exercise guidelines for cancer survivors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42, 1409-1426. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e0c112

- American College of Sports Medicine (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43, 1334-1359. doi:10.1249/MSS.0b013e318213fefb
- Anderson, K. G., & Behm, D. G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 637-640. doi:10.1519/00124278-200408000-00043
- Anderson, K. G., & Behm, D. G. (2005a). The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*, 45, 43-53. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15651912>
- Anderson, K. G., & Behm, D. G. (2005b). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30, 33-45. doi:10.1139/h05-103
- Aquatic Exercise Association (2008). Standards and Guidelines for Aquatic Fitness Programming. Nokomis, FL: Aquatic Exercise Association.
- Arokoski, J. P., Valta, T., Airaksinen, O., & Kankaanpää, M. (2001). Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1089-1098. doi:10.1053/apmr.2001.23819
- Ayotte, N. W., Stetts, D. M., Keenan, G., & Greenway, E. H. (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of Ortopaedic in Sports Physical Therapy*, 37, 48–55. doi:10.2519/jospt.2007.2354

REFERENCIAS

- Barbosa, T. M., Marinho, D. A., Reis, V. M., Silva, A. J., & Bragada, J. A. (2009). Physiological assessment of head-out aquatic exercises in healthy subjects: A qualitative review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8, 179-189. Extraído de <http://www.jssm.org/vol8/n2/3/v8n2-3pdf.pdf>
- Basmajian, J., & Blumenstein, R. (1980). *Electrode placement in EMG Biofeedback* (pp. 79-86). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- Becker, B. E. (2009). Aquatic therapy: scientific foundations and clinical rehabilitation applications. *PM&R*, 1, 859-72. doi:10.1016/j.pmrj.2009.05.017
- Behm, D. G., & Anderson, K. G. (2006). The role of instability with resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 716-722. doi:10.1519/00124278-200608000-00039
- Behm, D. G., Anderson, K., & Curnew, R.S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16, 416-422. doi:10.1519/00124278-200208000-00012
- Behm, D. G., & Colado, J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7, 226-241. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22530196>
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley P. M. (2010a). Canadian society for exercise physiology position stand: the use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, 35, 109-112. doi:10.1139/H09-128

- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley P. M. (2010b). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology Nutrition and Metabolism*, 35, 91-108. doi:10.1139/H09-127
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, A. C., & MacKinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 193-201. doi:10.1519/00124278-200502000-00033
- Bennell, K. L., & Hinman, R. S. (2011). A review of the clinical evidence for exercise in osteoarthritis of the hip and knee. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14, 4-9. doi:10.1016/j.jsams.2010.08.002
- Bento, P. C. B., Pereira, G., Ugrinowitsch, C., & Rodacki, A. L. F. (2012). The effects of a water-based exercise program on strength and functionality of older adults. *Journal of Ageing and Physical Activity*, 20, 469-83. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22714953>
- Bergamin, M., Zanuso, S., Alvar, B. A., Ermolao, A., & Zaccaria, M. (2012). Is water-based exercise training sufficient to improve physical fitness in the elderly? *European Review of Aging and Physical Activity*, 9, 129-141. doi:10.1007/s11556-012-0097-1
- Black, G. L. (2005). *Comparative study of electromyographic signal in velocity and resistance variable exercise in water* (Tesis de Master, Universidade federal do rio grande do sul, Porto Alegre, Brasil). Extraído de <http://hdl.handle.net/10183/9979>

REFERENCIAS

- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38, 893-916. doi: 10.2165/00007256-200838110-00002
- 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, 1375-80. Extraído de [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90313-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90313-0)
- 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, 1927-1932. doi:10.1249/MSS.0b013e318219dae7
- Bressel, E., Dolny, D. G., Vandenberg, C., & Cronin, J. B. (2012). Trunk muscle activity during spine stabilization exercises performed in a pool. *Physical Therapy in Sports*, 13, 67-72. doi: 10.1016/j.ptsp.2011.06.002
- Bressel, E., Williardson, J. M., Thompson, B., & Fontana, F. E. (2009). Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 500-504. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.10.006
- Butts, N. K., Tucker, M., & Greening, C. (1991). Physiologic responses to maximal treadmill and deep water running in men and women. *American Journal of Sports Medicine*, 19, 612-4. doi:10.1177/036354659101900610
- Cadore, E. L., Lhullier, F. L. R., Alberton, C. L., Almeida, A. P., Sapata, K. B., Korzenowski, A. L., & Kruehl, L. F. (2009). Salivary hormonal responses to

different water-based exercise protocols in young and elderly men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 2695-2701.
doi:10.1519/JSC.0b013e3181bc18b1

Campbell, J. A., D'Acquisto, L. J., D'Acquisto, D. M., & Cline, M. G. (2003). Metabolic and cardiovascular response to shallow water exercise in young and older women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 675-81. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12673153>

Cardoso, A. S., Tartaruga, L. P., Barella, R. E., Brentano, M. A., & Kruel, L. F. M. (2004). Effects of a deep water training program on women's muscle strength. *Journal of the International Federation of Physical Education*, 74, 590-592.

Carvalho, R. G., Amorim, C. F., Perácio, L. H., Coelho, H. F., Vieira, A. C., Karl Menzel, H. J., & Szmuchrowski, L. A. (2010). Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 988-993.
doi:10.1016/j.jelekin.2009.12.002

Cassady, S. L., & Nielsen, D. H. (1992). Cardiorespiratory responses of healthy subjects to calisthenics performed on land versus in water. *Physical Therapy*, 72, 532-538. Extraído de <http://ptjournal.apta.org/content/72/7/532.long>

Cassilhas, R. C., Antunes, H. K., Tufik, S., & de Mello, M. T. (2010). Mood, anxiety, and serum IGF-1 in elderly men given 24 weeks of high resistance exercise. *Perceptual & Motor Skills*, 110, 265-276. doi:10.2466/pms.110.1.265-276

REFERENCIAS

- Chatard, J. C., Chollet, D., & Millet, G. (1998). Performance and drag during drafting swimming in highly trained triathletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1276-1280. doi:10.1097/00005768-199808000-00015
- Chewning, J. M. (2010). The Evolution of Resistance Training in the Aquatic Environment. Aquatic Therapy & Rehab Institute. International Aquatic Therapy Symposium Research Proceedings (pp. 26-32).
- Choukroun, M. L., & Varene, P. (1990). Adjustment in oxygen transport during head-out immersion in water at different temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 68, 1475-1480. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/68/4/1475.full.pdf+html>
- Chu, K. S., & Rhodes, E. C. (2001). Physiological and Cardiovascular Changes Associated with Deep Water Running in the Young Possible Implications for the Elderly. *Sports Medicine*, 31, 33-46. doi:10.2165/00007256-200131010-00003
- Chulvi, I. (2011). *Actividad de los músculos paravertebrales durante ejercicios que requieran estabilidad raquídea* (Tesis Doctoral, Universidad de Valencia, Valencia, España). Extraído de <http://roderic.uv.es/handle/10550/24583>
- Chulvi-Medrano, I., García-Massó, X., Colado, J. C., Pablos, C., Alves de Moraes, J., & Fuster, M. A. (2010). Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2723-2730. doi:10.1519/JSC.0b013e3181f0a8b9
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale (NJ): Lawrence Earlbaum Associates.
- Colado, J. C. (2004). *Acondicionamiento físico en el medio acuático*. Barcelona: Inde.

- Colado, J. C., Chulvi, I., & Heredia, J.R. (2008). Criterios para el diseño de los programas de acondicionamiento muscular desde una perspectiva funcional. En Rodríguez, P.L. (coord.). *Ejercicio físico en salas de acondicionamiento muscular. Bases científico-médicas para una práctica segura y saludable*. Madrid: Panamericana.
- Colado, J. C., García-Massó, X., González, L. M., Triplett, N. T., Mayo, C., & Merce, J. (2010). Two-Leg Squat Jumps in Water: An Effective Alternative to dry land jumps. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 118–122. doi:10.1055/s-0029-1242814
- Colado, J. C., García-Massó, X., Rogers, M. E., Tella, V., Benavent, J., & Dantas, E. H. (2012). Effects of aquatic and dry land resistance training devices on body composition and physical capacity in postmenopausal women. *Journal of Human Kinetics*, 32, 185-195. doi: 10.2478/v10078-012-0035-3
- Colado, J. C., Pablos, C., Chulvi-Medrano, I., Garcia-Masso, X., Flandez, J., & Behm, D. G. (2011). The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 1875-83. doi: 10.1016/j.apmr.2011.05.015.
- Colado, J. C., Tella, V., & Triplett, N. T. (2008). A method for monitoring intensity during aquatic resistance exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 2045–2049. doi:10.1519/JSC.0b013e31817ae71f
- Colado, J. C., Tella, V., Triplett, N. T., & Gonzalez, L. M. (2009). Effects of a short-term aquatic resistance program on strength and body composition in fit young

REFERENCIAS

- men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 549– 559.
doi:10.1519/JSC.0b013e31818eff5d
- Colado, J. C., & Triplett, N. T. (2009). Monitoring the intensity of aquatic resistance exercises with devices that increase the drag force: an update. *Strength and Conditioning Journal*, 31, 94-100. doi:10.1519/SSC.0b013e3181a605b2
- Colado, J. C., Triplett, N. T., Tella, V., Saucedo, P., & Abellán, J. (2009). Effects of aquatic resistance training on health and Fitness in postmenopausal women. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 113–122. doi:10.1007/s00421-009-0996-7
- Comfort, P., Pearson, S. J., & Mather, D. (2011). An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 149-154. doi:10.1519/JSC.0b013e3181fb412f
- Cosio-Lima, L. M., Reynolds, K. L., Winter, C., Paolone, V., & Jones, M. T. (2003). Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 721–725. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1519/00124278-200311000-00016>
- Costill, D., Cahill, P. J., & Eddy, D. (1967). Metabolic responses lo submaximal exercise in three water temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 22, 628-632. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/22/4/628.full.pdf>
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers.

- Darby, L. A., & Yaekle, B. C. (2000). Physiological responses during two types of exercise performed on land and in the water. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40, 303-11. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11297000>
- de Brito Fontana, H., Hauptenthal, A., Ruschel, C., Hubert, M., Ridehalgh, C., & Roesler, H. (2012). Effect of gender, cadence, and water immersion on ground reaction forces during stationary running. *Journal of Ortopaedic in Sports Physical Therapy*, 42, 437-43. doi:10.2519/jospt.2012.3572
- Desbiens, N. A. (2003). A novel use for the word "trend" in the clinical trial literature. *American Journal of Medical Science*, 326, 61-65. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1097/00000441-200308000-00002>
- DiGiovine, N., Jobe, F., Pink, P., & Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1, 15-25. doi: 10.1016/S1058-2746(09)80011-6
- Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *Journal of Ortopaedic in Sports Physical Therapy*. 39, 532–540. doi:10.2519/jospt.2009.2796
- Donoghue, O. A., Shimojo, H., & Takagi, H. (2011). Impact forces of plyometric exercises performed on land and in water. *Sports Physical Therapy*, 3, 303-309. doi:10.1177/1941738111403872
- Dowzer, C. N., Reilly, T., & Cable, N. T. (1998). Effects of deep and shallow water running on spinal shrinkage. *British Journal of Sports Medicine*, 32, 44-48. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.32.1.44>

REFERENCIAS

- Durstine, J. L., & Moore, E. G. eds (2003). *ACSM's exercise management for persons with chronic diseases and disabilities* (2ª Ed.). Champaign: Human Kinetics Publishers.
- Escalante, Y., Saavedra, J. M., García-Hermoso, A., Silva, A. J., & Barbosa, T. M. (2010). Physical exercise and reduction of pain in adults with lower limb osteoarthritis: a systematic review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 23, 175-186. doi:10.3233/BMR-2010-0267
- Escamilla, R. F., Babb, E., DeWitt, R., Jew, P., Kelleher, P., Burnham, T., . . . Imamura, R. T. (2006). Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Physical Therapy*, 86, 656-671. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00572_3.x
- Escamilla, R. F., McTaggart, M. S., Fricklas, E. J., DeWitt, R. , Kelleher, P., Taylor, M. K., . . . Moorman, C. T. (2006). An electromyographic analysis of commercial and common abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36, 45-57. doi:10.2519/jospt.2006.2054
- Esser, S., & Bailey, A. (2011). Effects of exercise and physical activity on knee osteoarthritis. *Current Pain and Headache Report*, 15, 423-430. doi:10.1007/s11916-011-0225-z
- Feldwieser, F. M., Sheeran, L., Meana-Esteban, A., & Sparkes, V. (2012). Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. *European Spine Journal*, 21, 171-186. doi: 10.1007/s00586-012-2254-7

- Figueiredo, P. A. P., Borges, N. G. Jr., Tartaruga, L. A. P., & Kruehl, L. F. M. (2006). Methodology of isolate the system to collect EMG signal in the water. *Aquatic Fitness and Research Journal*, 3, 32-42.
- Folland, J., Irish, C., Roberts, J., Tarr, J., Jones, D., & Williams, A. (2002). Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training. *British Journal of Sports Medicine*, 36, 370-374. doi:10.1136/bjsm.36.5.370
- Frangolias, D. D., & Rhodes, E. C. (1996). Metabolic responses and mechanisms during water immersion running and exercise. *Sports Medicine*, 22, 38-53. doi:10.2165/00007256-199622010-00004
- Freeman, S., Karpowicz, A., Gray, J., & McGill, S. (2006). Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 570-57. doi:10.1249/01.mss.0000189317.08635.1b
- Frey, L. A., & Smith, G. L. (1996). Underwater forces produced by the hydrotune bell. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 3, 267-271. Extraído de <http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=377>
- Gehlsen, G. M., Grigsby, S. A., & Winant, D. M. (1984). Effects of aquatic fitness program on the muscular strength and endurance of patients with multiple sclerosis. *Physical Therapy*, 64, 653-7. Extraído de <http://ptjournal.apta.org/content/64/5/653.long>
- Gleim, G. W., & Nicholas, J. A. (1989). Metabolic costs and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. *American Journal of Sports Medicine*, 17, 248-252. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1177/036354658901700216>

REFERENCIAS

- Gómez-Cabello, A., Ara, I., González-Agüero, A., Casajús, J. A., & Vicente-Rodríguez, G. (2012). Effects of training on bone mass in older adults: a systematic review. *Sports Medicine*, 42, 301-325. doi:10.2165/11597670-000000000-00000
- Goodman, C. A., Pearce, A. J., Nicholes, C. J., Gatt, B. M., & Fairweather, I. H. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 88-94. doi: 10.1519/JSC.0b013e31815ef6b3
- Gottschall, J. S., Mills, J., & Hastings, B. (2013). Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27, 590-596. doi:10.1519/JSC.0b013e31825c2cc7
- Graef, F. I., Pinto, R. S., Alberto, C. L., de Lima, W. C., & Kruel, L. F. M. (2010). The effects of resistance training performed in water on muscle strength in the elderly. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 3150–3156. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e2720d
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., & Muehlbauer, T. (2013). The Importance of Trunk Muscle Strength for Balance, Functional Performance, and Fall Prevention in Seniors: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 43, 627-641. doi:10.1016/j.apmr.2011.06.018
- Granacher, U., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Roettger, K., & Gollhofer, A. (2013). Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*, 59, 105-113. doi:10.1159/000343152

- Guadalupe-Grau, A., Fuentes, T., Guerra, B., & Calbet, J. A. (2009). Exercise and bone mass in adults. *Sports Medicine*, 39, 439-468. doi:10.2165/00007256-200939060-00002
- Hamlyn, N., Behm, D. G., & Young, W. B. (2007). Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1108-1112. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1519/R-20366.1>
- Hart, L. E., Haaland, D. A., Baribeau, D. A., Mukovozov, I. M., & Sabljic, T. F. (2008). The relationship between exercise and osteoarthritis in the elderly. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18, 508-521. doi:10.1097/JSM.0b013e3181865ed4
- Hauptenthal, A., Fontana, H. D., Ruschel, C., Dos Santos, D. P., & Roesler, H. (2013). Ground reaction forces in shallow water running are affected by immersion level, running speed and gender. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 16, 348-352. doi:10.1016/j.jsams.2012.08.006
- 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, 664-9. doi:10.2340/16501977-0587
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D., & Spears, I. R. (2011). Peak and average rectified EMG measure: which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 102-11. doi:10.1016/j.jelekin.2010.06.001

REFERENCIAS

- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38, 995-1008. doi: 10.2165/00007256-200838120-00004
- Holmer, I., & Bergh, U. (1974). Metabolic and thermal response to swimming in water at varying temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 37, 702-705. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/37/5/702.full.pdf>
- Howe, T. E., Shea, B., Dawson, L., Downie, F., Murray, A., Ross, C., . . . Creed, G. (2011). Exercise for preventing and treating osteoporosis in postmenopausal women (Review). *Cochrane Database Systematic Reviews*, 6:CD000333. doi:10.1002/14651858.CD000333.pub2.
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 40, 369-375. doi: 10.2519/jospt.2010.3211
- Jones, L. M., Meredith-Jones, K., & Legge, M. (2009). The effect of water-based exercise on glucose and insulin response in overweight women: a pilot study. *Journal of Women's Health*, 18, 1653-9. doi:10.1089/jwh.2008.1147
- 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*, 19, 1064-1070. doi:10.1016/j.jelekin.2008.11.001
- Kargarfard, M., Dehghadani, M., & Ghias, R. (2013). The effect of aquatic exercise therapy on muscle strength and joint's range of motion in hemophilia patients.

International Journal of Preventive Medicine, 4, 50-56. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3570911/>

Katsura, Y., Yoshikawa, T., Ueda, S. Y., Usui, T., Sotobayashi, D., Nakao, H., . . . Fujimoto, S. (2010). Effects of aquatic exercise training using water-resistance equipment in elderly. *European Journal of Applied Physiology*, 108, 957–964. doi:10.1007/s00421-009-1306-0

Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29, 1254-1265. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15167666>

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. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 30, 204-210. Extraído de <http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=1106>

Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: Testing and function with posture and pain* (5th Ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Kenney, W. L., & Munce, T. A. (2003). Invited review: aging and human temperature regulation. *Journal of Applied Physiology*, 95, 2598-2603. doi:10.1152/japplphysiol.00202.2003

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2009). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36, 189-198. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16526831>

REFERENCIAS

- Kohler, J. M., Flanagan, S. P., & Whiting, W. C. (2010). Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 313–321. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c8655a
- Konrad, P., Schmitz, K., & Denner, A. (2001). Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. *Journal of Athletic Training*, 36, 109-118. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155519>
- Koury, J. M. (1996). Aquatic therapy programming, guidelines for orthopaedic rehabilitation. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kruel, L. F. M., Barella, R. E., Graef, F., Brentano, M. A., Figueiredo, P. P., Cardoso, A., & Severo, C. R. (2005). Effects of resistance training in women engaged in hydrogymnastics programs. *Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício*, 4, 32-38.
- Lange, A. K., Vanwanseele, B., & Fiatarone Singh, M. A. (2008). Strength training for treatment of osteoarthritis of the knee: a systematic review. *Arthritis & Rheumatism*, 15, 1488-1494. doi:10.1002/art.24118
- Lee, C. D., Blair, S. N., & Jackson, A. S. (1999). Cardiorespiratory fitness, body composition, and all-cause and cardiovascular disease mortality in men. *American Journal of Clinical Nutrition*, 69, 373-380. Extraído de <http://ajcn.nutrition.org/content/69/3/373.long>
- Lehman, G. J., & McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of*

Manipulative and Physiological Therapeutics, 22, 444-446. doi:10.1016/S0161-4754(99)70032-1

Lehman, G. J., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball. *Chiropractic & Osteopathy*, 13, 14. doi:10.1186/1746-1340-13-14

Lehman, G. J., MacMillan, B., MacIntyre, I., Chivers, M., & Fluter, M. (2006). Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dynamic Medicine*, 5, 7. doi:10.1186/1476-5918-5-7

Li, Y., Cao, C., & Chen, X. (2013). Similar EMG Activities of Lower Limbs between Squatting on a Reebok Core Board and Ground. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27, 1349-1353. doi:10.1519/JSC.0b013e318267a5fe

Marras, W. S., Knapik, G. G., & Ferguson, S. (2009). Loading along the lumbar spine as influence by speed, control, load magnitude, and handle height during pushing. *Clinical Biomechanics*, 24, 155-163. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.10.007

Marshall, P. W., & Murphy, B. A. (2005). Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 242-249. doi:10.1016/j.apmr.2004.05.004

Martel, G. F., Harmer, M. L., Logan, J. M., & Parker, C. B. (2005). Aquatic Plyometric Training Increases Vertical Jump in Female Volleyball Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 1814-1819. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1249/01.mss.0000184289.87574.60>

REFERENCIAS

- Martinez, F., Ghiorzi, V., Gomes, L. E., & Loss, J. (2011). Characterization of the buoyancy load of implements used in aquatic exercise and hydrotherapy. *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, 10, 64-75.
- Martuscello, J. M., Nuzzo, J. L., Ashley, C. D., Campbell, B. I., Orriola, J. J., & Mayer, J. M. (2013). Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27, 1684-1698. doi:10.1519/JSC.0b013e318291b8da
- Masumoto, K., & Mercer, J. A. (2008). Biomechanics of human locomotion in water: an electromyographic analysis. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36, 160-169. doi:10.1097/JES.0b013e31817bfe73
- Masumoto, K., Takasugi, S., Hotta, N., Fujishima, K., & Iwatmoto, Y. (2004). Electromyographic analysis of walking on water in healthy humans. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 23, 119-127. doi:10.2114/jpa.23.119
- Mayhew, T. P., Rothstein, J. M., Finucane, S. D., & Lamb, R. L. (1995). Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels. *Medicine in Science & Sports Exercise*, 27, 868-873. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1249/00005768-199506000-00011>
- McArdle, W., Glasner, R., & Magel, J. (1971). Metabolic and cardio-respiratory responses during free swimming and treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 33, 733-738. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/30/5/733.long>

- McArdle, W. D., Magel, J. R., Lesmes, G. R., & Pechar, G. S. (1976). Metabolic and cardiovascular adjustment to work in air and water at 18 C, 25 C, and 33 C. *Journal of Applied Physiology*, 40, 85-90. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/40/1/85.full.pdf>
- McGill, S. M. (2007). *Low back disorders: evidence based, prevention and rehabilitation* (2ª Ed.). Champaign: Human Kinetics Publishers.
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 353-359. doi:10.1016/S1050-6411(03)00043-9
- McGill, S., Juker, D., & Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 29, 1503-1507. doi:10.1016/0021-9290(96)84547-7
- Meredith-Jones, K., Jones, L. M., & Legge, M. (2009). Circuit-based deep water running improves cardiovascular fitness, strength and abdominal obesity in older, overweight women. *Medicina Sportiva*, 13, 5-12. doi:10.2478/v10036-009-0002-9
- Meredith-Jones, K., Waters, D., Legge, M., & Jones, L. (2011). Upright water-based exercise to improve cardiovascular and metabolic health: a qualitative review. *Complementary Therapies in Medicine*. 19, 93-103. doi:10.1016/j.ctim.2011.02.002
- Miller, M. G., Berry, D. C., Bullard, S., & Gilders, R. (2002). Comparisons of Land-Based and Aquatic-Based Plyometric Programs During an 8-Week Training

REFERENCIAS

- Period. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11, 268-283. Extraído de http://www.ewac.nl/html/stream_file.php?key=3782hzgh1m
- Miller, M. G., Cheatham, C. C., Porter, A. R., Ricard, M. D., Hennigar, D., & Berry, D. C. (2007). Chest- and Waist-Deep Aquatic Plyometric Training and Average Force, Power, and Vertical-Jump Performance. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 1, 145-155. Extraído de [http://web.uta.edu/faculty/ricard/PDFs/Miller%20\(2007\)%20Chest-%20and%20waist-deep%20aquatic%20plyometric%20training.pdf](http://web.uta.edu/faculty/ricard/PDFs/Miller%20(2007)%20Chest-%20and%20waist-deep%20aquatic%20plyometric%20training.pdf)
- Moghadam, A. N., Mohammadi, R., Arab, A. M., & Kazamnajad, A. (2011). The effect of shoulder core exercises on isometric torque of glenohumeral joint movements in healthy young females. *Journal of Research in Medical Science*, 16, 1555-1563. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3434896/>
- Monfort-Pañego, M., Vera-García, F. J., Sánchez-Zuriaga, D., & Sarti-Martinez, M. A. (2009). Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32, 232-244. doi:10.1016/j.jmpt.2009.02.007
- Nakanishi, Y., Kimura, T., & Yokoo, Y. (1999). Maximal physiological responses to deep water running at thermoneutral temperature. *Appl Human Sci*, 18, 31-35. Extraído de <http://portalsaudebrasil.com/artigospsb/hidro008.pdf>
- Newton, R. U., & Galvão, D. A. (2008). Exercise in prevention and management of cancer. *Current Treatment Options in Oncology*, 9, 135-146. doi:10.1007/s11864-008-0065-1

- Nichols, J. F., Medina, D., & Dean, E. (2001). Effects of strength, balance, and trunk stabilization training on measures of functional fitness in older adults. *American Journal of the Medical Science*, 3, 279–285.
- Norris, C. M. (1999). Functional load abdominal training: part 1. *Journal of bodywork and movement therapies*, 3, 150-158. doi:10.1016/S1360-8592(99)80020-5
- Norwood, J. T., Anderson, G. S., Gaetz, M. B., & Twist, P. W. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 343-347. doi:10.1519/R-17435.1
- Nuzzo, J. L., McCaulley, G. O., Cormie, P. , Cavill, M. J., & McBride, J. M. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 95-102. doi:10.1519/JSC.0b013e31815ef8cd
- O’Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental “instability”: clinician presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5, 2-12. doi:10.1054/math.1999.0213
- Oeland, A. M., Laessoe, U., Olesen, A. V., & Munk-Jorgensen, P. (2010). Impact of exercise on patients with depression and anxiety. *Nordic Journal of Psychiatry*, 64, 210–217. doi:10.3109/08039480903511373
- Oliveira, A. S. C., & Gonçalves, M. (2008). Lumbar muscles recruitment during resistance exercise for upper limbs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 737-745. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.004

REFERENCIAS

- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389. doi:10.1097/00002517-199212000-00001
- Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 390-396. doi:10.1097/00002517-199212000-00002
- Pantoja, P. D., Alberton, C. L., Pilla, C., Vendrusculo, A. P., & Krueel, L. F. M. (2009). Effect of resistive exercise on muscle damage in water and on land. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 1051–1054. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a00c45
- Paulsen, G., Myklestad, D., & Raastad, T. (2003). The influence of volume of exercise on early adaptations to strength training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 115-20. doi:10.1519/00124278-200302000-00019
- Pendergast, D. R., & Lundgren, C. E. (2009). The underwater environment: cardiopulmonary, thermal, and energetic demands. *Journal of Applied Physiology*, 106, 276–283. doi: 10.1152/90984.
- Penedo, F. J., & Dahn, J. R. (2005). Exercise and well-being: a review of mental and physical health benefits associated with physical activity. *Current Opinion in Psychiatry*, 18, 189-193. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1097/00001504-200503000-00013>
- Penninx, B. W., Rejeski, W. J., Pandya, J., Miller, M. E., Di Bari, M., Applegate, W. B., & Pahor, M. (2002). Exercise and depressive symptoms: a comparison of aerobic and resistance exercise effects on emotional and physical function in

- older persons with high and low depressive symptomatology. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 57, 124–132. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1093/geronb/57.2.P124>
- Petrick, M., Paulsen, T., & George, J. (2001). Comparison between quadriceps muscle strengthening on land and in water. *Physiotherapy*, 87, 310-317. doi:10.1016/S0031-9406(05)60765-1
- Pinto, S. S., Cadore, E. L., Alberton, C. L., Silva, E. M., Kanitz, A. C., Tartaruga, M. P., & Kruel, L. F. (2011). Cardiorespiratory and neuromuscular responses during water aerobics exercise performed with and without equipment. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 916-23. doi:10.1055/s-0031-1283176
- Pinto, S. S., Cadore, E. L., Alberton, C. L., Zaffari, P., Bagatini, N. C., Baroni, B. N., . . . Kruel, L. F. M. (2013). Effects of Intra-session Exercise Sequence during Water-based Concurrent Training. *International Journal of Sports Medicine*, 34, 1-8. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1055/s-0033-1345129>
- Pinto, S. S., Liedtke, G. V., Alberton, C. L., da Silva, E. M., Cadore, E. L., & Kruel, 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*, 100, 1075-1082. doi:10.1007/s00421-010-1598-0
- Pöyhönen, T. (2002). Neuromuscular function during knee exercises in water: with special reference to hydrodynamics and therapy. Jyväskylä: University of Jyväskylä.
- Pöyhönen, T., & Avela, J. (2002). Effects of head-out water immersion on neuromuscular function of the plantarflexor muscles. *Aviation Space and*

REFERENCIAS

- Environmental Medicine*, 73, 1215-1218. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12498551>
- Pöyhönen, T., Keskinen, K., 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*, 80, 52-56. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10367723>
- Pöyhönen, T., Keskinen, K., Kyrolainen, 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, 1446-1452. Extraído de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999301402024>
- Pöyhönen, T., Kyrolainen, H., Keskinen, K., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (2001). Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercise under water. *Clinical Biomechanics*, 16, 496-504. doi:10.1016/S0268-0033(01)00031-6
- Pöyhönen, T., Sipilä, S., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Mälkiä, E. (2002). Effects of aquatic resistance training on neuromuscular performance in healthy women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 2103-2109. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12471323>
- Prajapati, B., Dunne, M., & Armstrong, R. (2010). Sample size estimation and statistical power analyses. *Optometry today*. Extraído de <http://www.psycho.uni-duesseldorf.de/abteilungen/aap/gpower3/literature/Dokumente/Prajapati-et-al.--2010-.pdf>

- Purkayastha, S., Cramer, J. T., Trowbridge, C. A., Fincher, A. L., & Marek, S. M. (2006). Surface electromyographic amplitude-to-work ratios during isokinetic and isotonic muscle actions. *Journal of Athletic Training*, 41, 314-320. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1569550/>
- Robinson, L. E., Devor, S. T., Merrick, M. A., & Buckworth, J. (2004). The effects of land vs. aquatic plyometrics on power, torque, velocity, and muscle soreness in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 84-91. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1519/00124278-200402000-00012>
- Rothstein, J. M., Delitto, A., Sinacore, D. R. & Rose, S. J. (1983). Electromyographic, peak torque, and power relationships during isokinetic movement. *Physical Therapy*, 63, 926-33. Extraído de <http://physther.net/content/63/6/926.full.pdf>
- Rotstein, A., Harush, M., & Vaisman, N. (2008). The effect of a water exercise program on bone density of postmenopausal women. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48, 352-9. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18974722>
- Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2012). Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 1671-1678. doi: 10.1007/s00421-011-2141-7
- Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013a). Electromyographic activity and 6-RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27, 1101-1107. doi:10.1519/JSC.0b013e3182606d3d
- Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013b). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *Journal of*

REFERENCIAS

- Strength and Conditioning Research*, 27, 130-136. doi: 10.1519/JSC.0b013e3182541d43
- Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Fimland, M. S. (2011). A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of Sports Sciences*, 29, 533-538. doi: 10.1080/02640414.2010.543916
- Sagawa, S., Shiraki, K., Yousef, M. K., & Konda, N. (1988). Water temperature and intensity of exercise in maintenance of thermal equilibrium. *Journal of Applied Physiology*, 65, 2413-2419. Extraído de <http://jap.physiology.org/content/65/6/2413.long>
- Santana, J. C., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). A kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1271-1277. doi:10.1519/R-20476.1
- Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 779-784. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181cc2237
- Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D., & Binsted, G. (2009). A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 2588-2591. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b1b181
- Sillanpaa, E., Laaksonen, D. E., Hakkinen, A., Karavirta, L., Jensen, B., Kraemer, W. J., . . . Häkkinen, K. (2009). Body composition, fitness, and metabolic health during

- strength and endurance training and their combination in middle-aged and older women. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 285–296. doi:10.1007/s00421-009-013-x
- Sisto, S. A., & Malanga, G. (2006). Osteoarthritis and therapeutic exercise. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85, S69-78. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1097/01.phm.0000245509.06418.20>
- Silvers, W. M., & Dolny, D. G. (2011). Comparison and reproductibility of sEMG during manual muscle testing on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 95-101. doi:10.1016/j.jelekin.2010.05.004
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, 80, 485-98. Extraído de <http://ptjournal.apta.org/content/80/5/485.full.pdf+html>
- Šrámek, P., Šimecková, M., Janský, L., Šavlíková, J., & Vybíral, S. (2000). Human physiological responses to immersion into water of different temperatures. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 436-442. Extraído de <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs004210050065.pdf>
- Stemm, J. D., & Jacobson, B. H. (2007). Comparison of land- and aquatic-based plyometric training on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 568-71. doi:10.1519/R-20025.1
- Sugajima, Y., Mitarai, G., Koeda, M., & Moritani, T. (1996). Characteristic changes of motor unit activity hip joint flexor muscles during voluntary isometric

- contraction during water immersion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6, 83-95. doi:10.1016/1050-6411(95)00020-8
- Takeshima, N., Rogers, M. E., Watanabe, E., Brechue, W. F., Okada, A., Yamada, T., . . . Hayano, J. (2002). Water-based exercise improves health-related aspects of fitness in older women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 544-551. doi:10.1097/00005768-200203000-00024
- Tarnanen, S. P., Siekkinen, K. M., Häkkinen, A. H., Mätkiä, E. A., Kautiainen, H. J., & Ylinen, J. J. (2012). Core muscle activation during dynamic upper limb exercises in women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26, 3217-3224. doi:10.1519/JSC.0b013e318248ad54
- Thein, J. M., & Brody, L. T. (1998). Aquatic-based rehabilitation and training for the athlete. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 27, 32-41. Extraído de <http://www.jospt.org/members/getfile.asp?id=807>
- Thein, J. M., & Brody, L. T. (2000). Aquatic-based rehabilitation and training for shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35, 382-389. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323400/pdf/jathtrain00003-0152.pdf>
- 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, 1790-1796. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a252b7
- Tsoulou, T., Benik, A., Dipla, A., Zafeiridis, A., & Kellis, S. (2006). The effects of a 24-week aquatic training program on muscular strength performance in healthy

elderly woman. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 811-818.

Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17194242>

Uribe, B. P., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Nguyen, D.

(2010). Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 1028-1033. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181ca4fb8

Vera-García, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response

during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80, 564-569. Extraído de <http://ptjournal.apta.org/content/80/6/564.long>

Vera-García, F. J., Moreside, J. M. & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to

normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 10–16. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.03.010.

Volaklis, K. A., Spassis, A. T., & Tokmakidis, S. P. (2007). Land versus water exercise

in patients with coronary artery disease: effects on body composition, blood lipids, and physical fitness. *American heart Journal*, 154, 560e1-6. doi:10.1016/j.ahj.2007.06.029

Wahl, M. J., & Behm, D. G. (2008). Not all instability training devices enhance muscle

activation in highly resistance-trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1360-1370. doi: 10.1519/JSC.0b013e318175ca3c

Waller, B., Lambeck, J., & Daly, D. (2009). Therapeutic aquatic exercise in the

treatment of low back pain: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 23, 3-14. doi:10.1177/0269215508097856

REFERENCIAS

- Wang, T. J., Belza, B., Thompson, F. E., 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, 141–152. doi:10.1111/j.1365-2648.2006.04102.x
- Willardson, J. M., Fontana, F. E., & Bressel, E. (2009). Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4, 97-109. Extraído de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19417231>
- Williams, M. A., Haskell, W. L., Ades, P. A., Amsterdam, E. A., Bittner, V., Franklin, B. A., . . . Stewart, K. J. (2007). American Heart Association Council on Clinical Cardiology; American Heart Association Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism. Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: 2007 update: a scientific statement from the American Heart Association Council on Clinical Cardiology and Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism. *Circulation*, 116, 572-584. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.185214>
- Yazigi F., Pinto, S. S., Colado, J. C., Escalante, Y., Armada-Da-Silva, P. A. S., Brasil, R., & Alves, F. (2013). The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *European Journal of Sport Science* (en impresión). doi:10.1080/17461391.2013.770924
- Zehnacker, C. H., & Bemis-Dougherty, A. (2007). Effect of weighted exercises on bone mineral density in post menopausal women. A systematic review. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 30, 79-88. Extraído de <http://dx.doi.org/10.1519/00139143-200708000-00007>

11. Anexos

Anexo 1. Comité ético

VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA
Vicerectorat d'Investigació i Política Científica

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 3 de febrero de 2012, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

"Comparación de la activación muscular durante el entrenamiento neuromuscular en el medio acuático con diferentes materiales y profundidades de inmersión",

cuyo doctorando es D. Sebastien Borreani,

ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a diez de febrero de dos mil doce.

**FERNANDO ALEJO|VERDU|
PASCUAL**

Certifico la precisión e
integridad de este documento
2012.02.10 20:37:46 +01'00'

Anexo 2. Ficha de cada sujeto

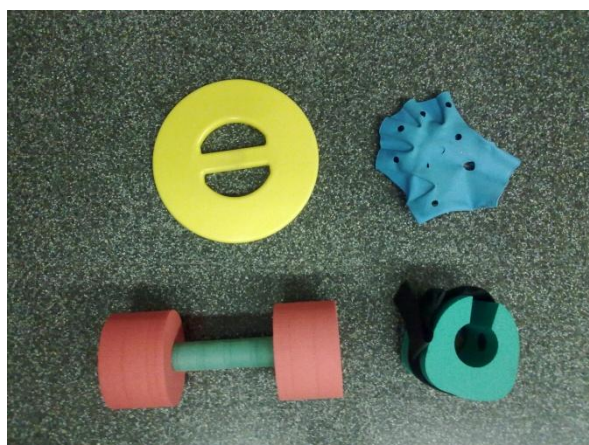
FECHA FAMILIARIZACION:			
SUJETO N°:			
NOMBRE:		APELLIDOS:	
PESO CORPORAL:		FECHA NACIMIENTO:	
ALTURA:		% GRASA:	
EXPERIENCIA PREVIA FUERZA:		EXPERIENCIA FUERZA MEDIO ACUÁTICO:	
MANO DOMINANTE:		PIE DOMINANTE:	
FECHA PRUEBA:		HORA INICIO: HORA FIN:	
Primer registro EMG		Último registro EMG	

Anexo 3. Calentamiento estandarizado

El calentamiento se realizó de forma previa a la inmersión

1. Un minuto de carrera estática
2. 10 circunducciones de brazos hacia delante
3. 10 circunducciones de brazos hacia atrás
4. 10 flexo-extensión de hombro con ambos brazos de forma alterna

Anexo 4. Fotografías durante las mediciones



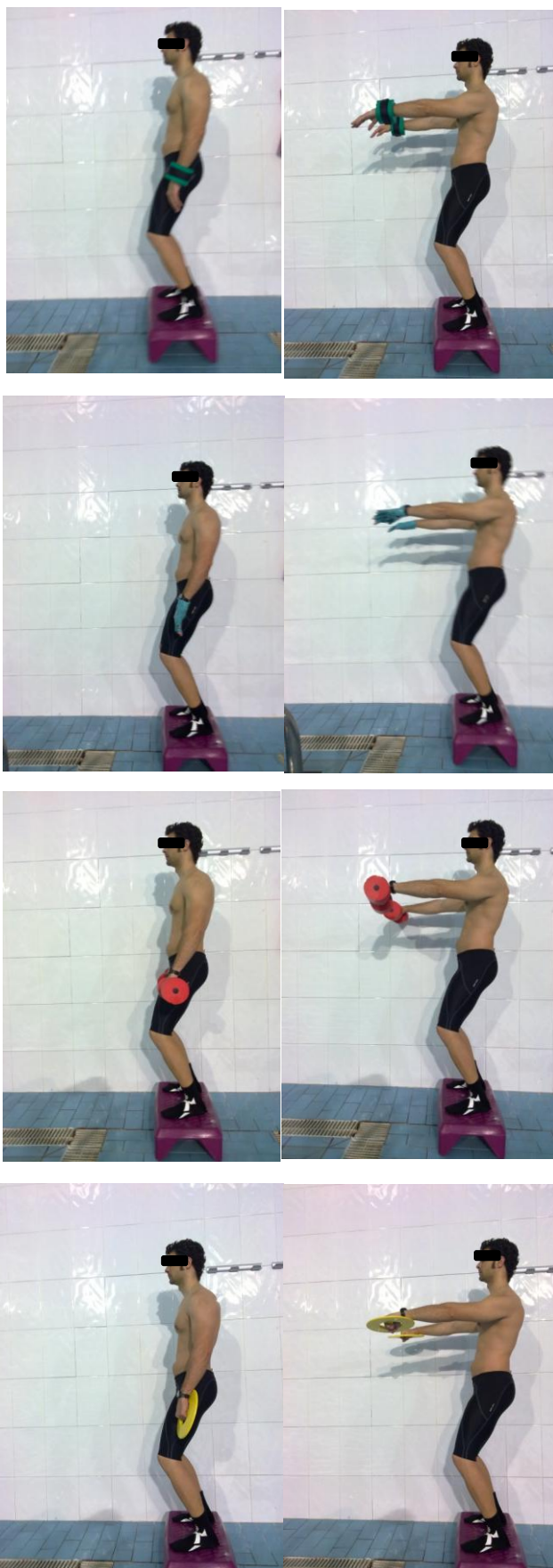
Anexo 5. Hoja de aleatoriedad de los ejercicios

Sujeto	Orden de los ejercicios				
1	4	5	3	2	1
2	1	3	4	2	5
3	5	2	1	3	4
4	2	4	1	3	5
5	5	4	1	2	3
6	3	4	5	1	2
7	5	4	3	1	2
8	3	2	1	4	5
9	3	5	1	4	2
10	4	2	1	3	5
11	5	3	4	1	2
12	4	3	1	2	5
13	5	1	2	3	4
14	2	3	5	1	4
15	1	3	2	5	4
16	5	2	1	3	4
17	2	5	3	4	1
18	3	4	1	5	2
19	4	5	1	3	2
20	1	5	2	3	4
21	3	4	1	2	5
22	3	5	4	1	2
23	4	1	5	2	3

ANEXOS

24	3	4	1	2	5
25	1	3	4	5	2
26	2	1	5	3	4
27	1	5	2	4	3
28	3	1	4	5	2
29	2	1	3	5	4
30	1	2	5	4	3

Anexo 6. Fotografías de cada ejercicio con los diferentes materiales



Anexo 7. Modelo informático de Matlab 7.0 para el tratamiento de señales de EMG

```

%VARIABLES
nombre_pruebas='sujeto1_';

%vector que almacena datos correspondientes a actividades
actividad = zeros();

%vectores con las características de las actividades:
picos_iso = zeros(6,7); %inicio de la act, final de act, duracion de
act, momento del pico maximo, valor del pico maximo
picos_mov = zeros(6,4); %inicio de la act, final de act, duracion de
act, valor del pico maximo

%vector de segundo central para pruebas de isometria
seg_central = zeros(1000,1);

%matrices finales
final1 = zeros(15,6);
final2 = zeros(15,6);

%para asegurarnos de que es una actividad y no un pico, se comprueba
que la duración sea mayor que cierto 'tiempo'
frec=1000; %en hercios
tiempo=0.5; %segundos mínimos para considerar actividad
t=frec*tiempo;
act=0; %para controlar el numero de actividades en las pruebas de iso

%variables del ruido inicial - el ruido inicial se toma como los
valor_ruido
%primeros valores para cada musculo
valor_ruido_mov=1000;
valor_ruido_iso=10;
umbral_ruido=3; %controla en el ruido inicial posibles picos (cuanto
mayor sea, mayores picos aceptará)

%PROGRAMA

for a=1:16%16 %de 1 al numero de pruebas realizadas
    %cargar datos de las pruebas del sujeto
    A=strcat(nombre_pruebas,num2str(a));
    B=strcat(A, '.ASC');
    D=importdata(B, '\t', 60);

    %'datos' es D pero solo los datos validos (sin letras ni NAN)
    datos=D.data(:,2:end);

    %filtro la señal y saco RMS
    x=filter(filtro2,datos);
    RMS = rms_emg (x,100);

    %numero de musculos = numero de columnas
    tam_RMS=size(RMS);
    col_RMS=tam_RMS(2);

    %    %representar todos los RSM de los musculos de las pruebas
    %    figure
    %    for b=1:col_RMS
    %        subplot(3,3,b)

```

```

%         plot(RMS(:,b))
%     end

z=1;%controla los valores de los picos máximos encontrados

%para cada músculo se obtienen las características de la señal
for i=1:col_RMS
    %cada musculo corresponde a una columna de datos
    musculo=RMS(:,i);

    %CALCULO DEL RUIDO INICIAL
    if ((a>=1)&&(a<=6)) %pruebas de isometria
        ruido=RMS(1:valor_ruido_iso,i);
    end
    if((a>=7)&&(a<=15)) %pruebas de movimiento
        ruido=RMS(1:valor_ruido_mov,i);
    end
    media_ruido=mean(ruido); %media del ruido

    %calculo del ruido maximo eliminando posibles picos en el
ruido
    ruido_max=0; %se inicializa aqui porque para cada musculo el
ruido maximo será distinto
    %el ruido maximo tiene que ser superior al ya existente y ser
menor
    %que 'umbral_ruido' veces la media del ruido
    if ((a>=1)&&(a<=6))
        for j=1:valor_ruido_iso

if((ruido(j)>ruido_max)&&(ruido(j)<abs(umbral_ruido*media_ruido)))
            ruido_max=ruido(j);
        end
    end
    if((a>=7)&&(a<=15))
        for j=1:valor_ruido_mov

if((ruido(j)>ruido_max)&&(ruido(j)<abs(umbral_ruido*media_ruido)))
            ruido_max=ruido(j);
        end
    end
end

ruido_max=ruido_max*2;

%IDENTIFICACION DE LOS PICOS MAXIMOS
tam_musculo=size(musculo);
fil_musculo=tam_musculo(1);%numero de datos para cada musculo
k=1;%controla los valores de la actividad, su duracion

for j=1:fil_musculo
    %el comienzo de la actividad se produce cuando se supera
el ruido maximo
    if((musculo(j)>ruido_max)&&(j<fil_musculo))
        if m==0
            m=j;%para indicar el comienzo de la actividad
        end
        actividad(k)=musculo(j);%se copian todos los datos de
la actividad, valores que son superiores al ruido_max
        k=k+1;
    end
end

```

```

else %cuando acaba la actividad
    if k>t %la actividad es realmente una actividad, si
no, simplemente se reinician las variables
        if ((a>=1)&&(a<=6)) %pruebas de isometria
            if(k>3000) %si la actividad es mayor de 3
segundos
                picos_iso(i,1)=m; %inicio de la actividad
                picos_iso(i,2)=j; %final de la actividad
                picos_iso(i,3)=k-1; %duración de la
actividad

                %generar el segundo central
                for l=1:1000
                    seg_central(l)=actividad(floor(k/2)+l-
500);
                end

                pico_max_seg_central=0;

                %obtener el pico maximo en el segundo
central
                for l=1:1000

                    if(seg_central(l)>pico_max_seg_central)
                        pico_max_seg_central=seg_central(l);
                        t_seg_central=m+floor(k/2)+l-501;
                    end
                end

                %momentos inicial y final del segundo
central
                picos_iso(i,4)=m+floor(k/2)-500;
                picos_iso(i,5)=m+floor(k/2)+500;
                picos_iso(i,6)=t_seg_central; %tiempo del
maximo pico en el segundo central
                picos_iso(i,7)=pico_max_seg_central;
                %maximo pico en el segundo central

                z=z+1;
                act=act+1;
            end
        end

        if ((a>=7)&&(a<=15)) %pruebas de movimiento
            picos_mov(z,1)=m;
            picos_mov(z,2)=j;
            picos_mov(z,3)=k;
            picos_mov(z,4)=max(actividad);
            z=z+1;
        end
    end

    %reiniciar variables de control
    m=0;
    k=1;
    actividad = zeros();

end %final del analisis de una actividad

```

```

end %final del analisis de toda una grafica

if act>1 %si existen varios picos en iso, poner a cero y que
lo mire
    picos_iso(i,1)=0;
    picos_iso(i,2)=0;
    picos_iso(i,3)=0;
    picos_iso(i,4)=0;
    picos_iso(i,5)=0;
    picos_iso(i,6)=0;
    picos_iso(i,7)=0;
end
act=0;

if (z==4)
    if ((a>=7) && (a<=15)) %pruebas de movimiento
        %media de los 3 picos
        final1(a,i)=mean(picos_mov(1:z-1,4));
        %pico maximo de los 3
        if ((picos_mov(1,4)==0) && (picos_mov(2,4)==0) && (picos_mov(3,4)==0))
            final2(a,i)=0;
        else
            final2(a,i)=max(picos_mov(1:z-1,4));
        end
    end
else
    final1(a,i)=0;
    final2(a,i)=0;
end

picos_mov = zeros(6,4);
z=1;

end %final de un musculo

if ((a>=1) && (a<=6)) %pruebas de isometria
    for p=1:6
        final1(a,p)=picos_iso(p,7);
        final2(a,p)=picos_iso(p,7);
    end
end

%reiniciar variables
picos_iso = zeros(6,7);

end
final1
final2

```

Anexo 8. Publicaciones derivadas de esta tesis doctoral

Artículos publicados

AUTORES: Colado JC, **Borreani S**, Pinto SS, Tella V, Martin F, Flandez J, Kruel LF.

TÍTULO: Neuromuscular responses during aquatic resistance exercise with different devices and depths.

REVISTA: Journal of Strength & Conditioning Research , 27, 3384-3390, 2013

FACTOR DE IMPACTO (JCR): 1,848

AUTORES: **Borreani S**, Colado JC, Calatayud J, Pablos C, Moya-Nájera D, Travis-Triplett N.

TÍTULO: Aquatic resistance training: acute and chronic effects.

REVISTA: Strength and Conditioning Journal 2014 (aceptado)

FACTOR DE IMPACTO (JCR): 0,512

Artículos en revisión

AUTORES: **Borreani S**, Colado JC, Furio J, Calatayud J, Martin F, Tella V.

TÍTULO: Muscle activation during a lower limb aquatic resistance exercise with different devices.

REVISTA: International Journal of Sport Medicine 2013

FACTOR DE IMPACTO (JCR): 2,268

Pósters y comunicaciones en congresos

AUTORES: **Borreani S**, Colado JC, Calatayud J, Moya D, Martin F, Furió J

TÍTULO: Lower extremity and core muscles activation during an aquatic resistance exercise performed with different devices

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Mini-Oral

CONGRESO: 18th Annual Congress of the European College of Sport Science

ORGANIZADOR: ECSS

LUGAR: Barcelona (España)

FECHA: Del 26 al 29 de Junio de 2013

RESEARCH PROCEEDING: Book of Abstract hosted by the National Institute of Physical Education of Catalonia

ISBN: 978-84-695-7786-8

AUTORES: **Borreani S**, Colado JC, Martin F, Benavent J, Pinto SS, Rogers ME

TÍTULO: Upper Extremity Muscle Activation During Aquatic Resistance Exercise Performed With Different Devices

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Póster

CONGRESO: ACSM 60th Annual Meeting y 4rd World Congress on Exercise is Medicine

ORGANIZADOR: ACSM

LUGAR: Indianapolis, Indiana (Estados Unidos de América)

FECHA: Del 29 de Mayo al 2 de Junio de 2013

RESEARCH PROCEEDING: Medicine & Science in Sports and Exercise. 2013; 45(5)

ISSN: 0195-9131

AUTORES: **Borreani S**, Moya D, Martin J, Calatayud J, Martin F, Colado JC

TÍTULO: Core muscle activation during aquatic resistance exercise performed with different devices

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Póster

CONGRESO: 2012 International Aquatic Fitness Conference

ORGANIZADOR: Aquatic Exercise association

LUGAR: Baltimore, Maryland (Estados Unidos de América)

FECHA: Del 14 al 19 de Mayo de 2012

RESEARCH PROCEEDING: Conference Posters & Research Presentation Sessions, www.aeawave.com

ISSN: 2152-0534

AUTORES: **Borreani S**, Colado JC, Furio J, Martin F, Benavent J, Madera X

TÍTULO: Upper extremity and core muscle activation during an aquatic resistance exercise performed at different depths.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Póster

CONGRESO: ACSM 59th Annual Meeting y 3rd World Congress on Exercise is Medicine

ORGANIZADOR: ACSM

LUGAR: San Francisco, California (Estados Unidos de América)

FECHA: Del 29 de Mayo al 2 de Junio de 2012

RESEARCH PROCEEDING: Medicine & Science in Sports and Exercise. 2012; 44(5)

ISSN: 0195-9131