



PEDECIBA-BIOLOGÍA
Tesis de Maestría en Ciencias Biológicas
Subárea Biofísica

PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DEL MÚSCULO
ESQUELÉTICO EVALUADAS MEDIANTE
ELASTOGRAFÍA POR ONDAS DE SUPERFICIE

Lic. Gustavo Adolfo Grinspan Segal

Orientador:
Dr. R. Ernesto Blanco

Co-orientadores:
Dr. Nicolás Benech, Dr. Washington W. Jones

Tribunal:
Dr. Gustavo Brum (Presidente)
Dr. Ricardo Armentano
Dr. Carlo Biancardi

15 de noviembre de 2019

Agradecimientos

Quisiera agradecer a varias personas e instituciones por apoyar y hacer posible la realización de este trabajo. Todas ellas, desde sus respectivos lugares, fueron muy importantes para llevar adelante el mismo.

Agradezco a mis orientadores, los Dres. Ernesto Blanco, Nicolás Benech y Washington Jones, por guiarme durante este proceso y poner a mi disposición toda su experiencia y conocimiento en sus respectivas especialidades. Su dedicación para la discusión de ideas, planificación del trabajo y apoyo para llevar a cabo el mismo, fue fundamental para la realización de esta tesis. Asimismo, agradezco al Laboratorio de Acústica Ultrasonora de la Facultad de Ciencias, por el apoyo y confianza de siempre en cuanto a la realización de esta línea de investigación interdisciplinaria. Al Laboratório de Análise do Movimento e Fisiologia do Exercício de la Universidade Federal do Rio de Janeiro (LAMFE/PEB/UFRJ). Especialmente a la Prof. Liliam Fernandes de Oliveira y los doctorandos Hélio Cabral y Leonardo Mendes De Souza, por su amabilidad y dedicación para la discusión de ideas y trabajo en conjunto, que hicieron muy provechosas las pasantías allí realizadas, enriqueciendo de sobremana el presente trabajo. También agradezco al Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, del Laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/UFRJ), por facilitar la realización de dichas pasantías, así como por su hospitalidad durante mi estadía en Rio de Janeiro. A todos mis compañeros de la Sección Biofísica y Biología de Sistemas de la Facultad de Ciencias, por todas las enseñanzas, oportunidades, horas de trabajo compartidas y apoyo incondicional recibido, que han enriquecido enormemente mi proceso de formación como docente e investigador. A la Comisión Sectorial de Investigación Científica (CSIC-UdelaR) y la Comisión Académica de Posgrado (CAP-UdelaR), por el apoyo financiero recibido para la realización de este trabajo. A mi familia, mis padres Sofía y Gabriel y mi hermana Erika, por el apoyo y amor incondicional que siempre me han dado. A Benja, Esteba, Diego e Ilana, por su amistad, calidad humana y calidez de siempre. A Lucila, por cuidarme, por apoyarme siempre incondicionalmente, y por elegirme para ser su compañero de vida. Finalmente a Emilia, que a lo largo de estos últimos meses me ha dado la enorme alegría y fuerza de su pronta llegada.

INDICE

Resumen	i
Introducción	1
Capítulo 1: Elastografía muscular	6
1. Introducción	6
2. El músculo como sólido blando	7
2.1 Generalidades sobre el tejido muscular	7
2.1.1 Estructura general del músculo esquelético	7
2.1.1 Tipología de la contracción muscular	13
2.2 Comportamiento elástico del músculo esquelético.....	16
2.2.1 Elasticidad lineal	17
2.2.2 Viscoelasticidad y no linealidad	24
3. Métodos elastográficos en biomecánica muscular: estado del arte	29
3.1 Consideraciones sobre el músculo esquelético en elastografía	29
3.2 Elastografía ultrasonora	31
3.2.1 Elastografía transitoria 1D	34
3.2.2 Supersonic Shear Imaging	37
3.3 Elastografía de baja frecuencia	41
3.3.1 Arte previo en el desarrollo de métodos elastográficos de baja frecuencia para la estimación de la elasticidad muscular	42
4. Elastografía por ondas de superficie no ultrasonora (NU-SWE).....	47
4.1 Montaje experimental de la NU-SWE.....	49
4.2 Bases teóricas de la NU-SWE y estimación de la elasticidad muscular.....	50
5. Conclusiones del capítulo	53
Capítulo 2: Dinamometría isocinética vs. NU-SWE: relación torque - elasticidad muscular	56
1. Introducción	56
2. Fundamentos de la dinamometría isocinética	57
2.1 Descripción y características principales.....	57

2.2	Diseño de protocolos experimentales basados en dinamometría isocinética	58
2.3	Medida de torque y otras variables cuantitativas relevantes.....	59
3.	Mediciones de torque vs. elasticidad muscular.....	61
3.1	Materiales y métodos.....	62
3.1.1	Características de la población analizada	62
3.1.2	Instrumentación	63
3.1.3	Protocolo experimental	64
3.1.4	Análisis de datos	66
3.1.5	Análisis estadístico.....	66
3.2	Resultados.....	67
3.3	Discusión	70
4.	Conclusiones del capítulo	75
Capítulo 3: EMG vs. NU-SWE: activación mioeléctrica - elasticidad muscular.....		77
1.	Introducción	77
2.	Fundamentos de la EMGs.....	80
2.1	Origen de la señal electromiográfica	80
2.2	Registro de los EMGs.....	81
2.3	Tratamiento y análisis de las señales	83
2.4	Relación entre el EMGs y la fuerza en contracciones isométricas cuasi-estáticas.....	86
3.	Mediciones de EMGs vs. elasticidad muscular	87
3.1	Materiales y métodos.....	87
3.1.1	Características de la población analizada	88
3.1.2	Instrumentación	88
3.1.3	Protocolo experimental	91
3.1.4	Análisis de datos	93
3.1.5	Análisis estadístico.....	94
3.2	Resultados.....	95

3.3 Discusión	101
4. Conclusiones del capítulo	108
Capítulo 4: Conclusiones generales y perspectivas para nuevos trabajos	110
1. Conclusiones generales de la tesis	110
2. Limitaciones.....	113
3. Perspectivas para futuros trabajos.....	115
Referencias bibliográficas.....	122
Apéndice 1: Datos experimentales del capítulo 2	135
Apéndice 2: Datos experimentales del capítulo 3	142

RESUMEN

El módulo elástico de corte es uno de los parámetros más importantes para caracterizar el comportamiento mecánico del músculo esquelético. En tal sentido, en biomecánica es muy importante medir dicho parámetro *in vivo*, en tiempo real y no invasivamente. En los últimos años, los métodos de elastografía ultrasonora han comenzado a ser aplicados en este campo, como método de referencia para dicho fin. Sin embargo, más allá de brindar soluciones a dicho respecto y abrir nuevas líneas de investigación, éstos presentan ciertas limitaciones en lo que refiere a su aplicabilidad biomecánica fuera del laboratorio o la clínica.

En este contexto, esta tesis comprende el estudio de las propiedades biomecánicas del músculo esquelético mediante el abordaje alternativo de la elastografía de baja frecuencia. Particularmente, se utilizó la *elastografía por ondas de superficie no ultrasonora* (NU-SWE), método desarrollado en el Laboratorio de Acústica Ultrasonora de la Facultad de Ciencias en forma paralela al desarrollo de esta tesis. En contraste con la elastografía ultrasonora, la estimación del módulo elástico de corte se basa exclusivamente en el estudio de ondas de baja frecuencia (~ 100 Hz) que se propagan por la superficie muscular. El método es de bajo costo, portable, vestible, y permite obtener un valor de la elasticidad global del músculo en la región estudiada. Este aparece entonces como una alternativa viable para su instrumentación en estudios biomecánicos, especialmente en aquellas aplicaciones en donde el uso de los métodos ultrasonoros es poco práctico o inviable.

De esta manera, luego de describir los conceptos y métodos principales para introducir al lector en el área de la elastografía muscular, el trabajo describe las primeras aplicaciones de la NU-SWE a la biomecánica del músculo esquelético. En tal sentido, la aplicación de dicho método junto con la dinamometría isocinética, permitió relevar la relación entre el torque articular y el módulo elástico, a nivel del par agonista/antagonista compuesto por los músculos bíceps y tríceps braquial. Por su parte, se estudió también la relación entre el módulo elástico del bíceps braquial y su correspondiente actividad mioeléctrica, mediante el uso conjunto de la NU-SWE y la electromiografía superficial. Los resultados de estas experiencias con NU-SWE fueron cuantitativa y cualitativamente análogos a los de trabajos previos con elastografía ultrasonora, lo que muestra su potencial de desarrollo a fines de extender las aplicaciones actuales de la elastografía en biomecánica. Finalmente, la tesis culmina describiendo las conclusiones generales de la misma, las limitaciones actuales de la NU-SWE, y las perspectivas para trabajos futuros.

INTRODUCCIÓN

El campo de la biomecánica muscular ha estado ligado históricamente al desarrollo e implementación de nuevos métodos y equipos de investigación. Este abordaje interdisciplinario es necesario a fines de posibilitar el acceso a la medida de diferentes parámetros y/o variables fisiológicas intrínsecas del tejido muscular, lo que permite profundizar en el conocimiento acerca de la estructura y función de dicho tejido. Dos métodos de investigación clásicos en este campo de estudio son la electromiografía (EMG) y la dinamometría isoquinética. El primero de ellos consiste en el registro gráfico de la actividad eléctrica producida por el músculo, mientras que el segundo permite evaluar en forma indirecta la fuerza muscular en términos de parámetros físicos (torque, trabajo y potencia). Ambos métodos han resultado de una gran utilidad para conocer y profundizar sobre diferentes aspectos biomecánicos del músculo esquelético, y es mediante los mismos que se han construido las bases del mencionado campo de estudio.

Sin embargo, ninguno de estos métodos permite estudiar un aspecto biomecánico fundamental del músculo, como lo es su comportamiento elástico. Desde el punto de vista de la física de los materiales, el músculo esquelético es un ejemplo típico de sólido blando. Este tipo de sólidos son aquellos en los que el módulo elástico de corte es mucho menor al de compresión (Landau y Lifshitz, 1970). En este contexto, el desarrollo del campo de la elastografía en los últimos veinte años, ha determinado la aparición de métodos ultrasonoros que permiten cuantificar su módulo elástico de corte de una manera no invasiva. Particularmente, podemos destacar a la elastografía transitoria (ET) (Catheline et al., 1999) y el Supersonic Shear Imaging (SSI) (Bercoff et al., 2004a) como los exponentes más importantes en este sentido. Si bien los mismos

han sido descriptos inicialmente como una herramienta complementaria para el diagnóstico médico en patologías tales como la fibrosis hepática (Castera et al., 2008; Friedrich–Rust et al., 2008) y tumores de mama (Goddi et al., 2012; Bercoff et al., 2003), su reciente aplicación al músculo esquelético ha significado una importante contribución en el campo de la biomecánica. Así, esto último ha dotado a los estudios en músculo esquelético, de una dimensión novedosa respecto a los tradicionales abordajes llevados a cabo con EMG y dinamometría isoquinética. De esta forma, en los últimos años la elastografía ultrasonora se ha convertido en la metodología de referencia para la medida de la elasticidad muscular *in vivo* (Gennisson et al., 2003; Gennisson et al., 2005; Nordez et al., 2008b; Nordez, et al., 2009; Nordez et al., 2010; Gennisson et al., 2010; Bouillard et al., 2011; Bouillard, et al., 2012a; Bouillard, et al., 2012b; Ateş, et al., 2015). Además de su carácter no invasivo, sus principales ventajas radican en su capacidad para estimar localmente la elasticidad del tejido (su resolución espacial es < 1mm), pudiendo así construir un mapa elástico del mismo.

Sin embargo, aunque esto ha significado una gran innovación en el campo de la biomecánica muscular, el uso de la elastografía en dicho campo es aún restringido. Esto es debido fundamentalmente a ciertas características de la elastografía ultrasonora, que limitan su uso solamente a determinadas aplicaciones. Además de su relativo alto costo, lo anterior refiere también a la necesidad de instalaciones edilicias adecuadas para posibilitar su correcto uso (ej. una clínica o un laboratorio de investigación). De esta manera, las aplicaciones de campo de la elastografía son actualmente inviables. Asimismo, su aplicación no es posible para la realización de mediciones en condiciones dinámicas (ej. marcha, carrera, saltos, etc.), o evaluar las propiedades elásticas en dos o más músculos simultáneamente. Estas aplicaciones no son posibles con los métodos elastográficos ultrasonoros de referencia actuales, ni tampoco con otros métodos

descritos en la literatura (Dresner et al., 2001; Zhang and Greenleaf, 2007; Zhang et al., 2011a; Zhang et al., 2011b; Zhang et al., 2017). De esta forma, las investigaciones relacionadas al comportamiento elástico del músculo se encuentran actualmente limitadas a las ya existentes dentro de clínicas o laboratorios. Lo anterior hace necesario la aparición de nuevos métodos elastográficos, que permitan ampliar las investigaciones biomecánicas llevadas a cabo en el músculo esquelético a través este abordaje.

Así entonces, recientemente se han propuesto métodos elastográficos basados exclusivamente en la propagación de ondas de baja frecuencia (~100 Hz), como alternativa a los métodos ultrasonoros para la medida de elasticidad en músculo. Algunos ejemplos pioneros en este sentido refieren al uso de ondas de superficie (u ondas de Rayleigh), tales como los trabajos de Sabra et al. (2007), Benech et al. (2012) y Salman y Sabra (2013). Al no utilizar ondas ultrasonoras de alta frecuencia (10⁶ Hz), estos métodos pierden la resolución espacial característica del SSI y la ET. Por su parte, la información relativa a la elasticidad del medio se conserva, lo que permite obtener un valor numérico sobre la elasticidad global del mismo. Sin embargo, los resultados reportados hasta el momento con este tipo de métodos, han puesto de manifiesto la susceptibilidad de los mismos a efectos físicos asociados al uso exclusivo de bajas frecuencias, como efectos de difracción, de ondas guiadas y de campo cercano. Este tipo de fenómenos puede introducir sesgos en las estimaciones de elasticidad (Benech et al., 2017; Benech et al., 2019). Por otro lado, la anisotropía del tejido muscular es otro factor que puede sesgar dichas estimaciones (Gennisson et al., 2003; Royer et al., 2011). Por tanto, el desarrollo actual de los métodos elastográficos de baja frecuencia así como su aplicación biomecánica es aún muy incipiente. No existe actualmente un método de referencia que logre independizarse de los factores antemencionados, y cuyas estimaciones sean análogas a las de los métodos ultrasonoros.

En tal sentido, paralelamente a la realización de esta tesis de Maestría, en el Laboratorio de Acústica Ultrasonora de la Facultad de Ciencias (LAU) se ha desarrollado un nuevo método de elastografía por ondas de superficie de baja frecuencia. Para diferenciar al mismo respecto a otros métodos elastográficos que emplean ondas superficiales de frecuencias ultrasónicas, en la literatura se lo ha referenciado como “elastografía por ondas de superficie no ultrasonora” (NU-SWE, por su nombre en inglés *non-ultrasound surface wave elastography*) (Benech et al., 2019). Dicho método está basado en algoritmos que logran corregir las estimaciones de elasticidad, considerando la incidencia conjunta de la anisotropía del medio y los efectos de difracción, de ondas guiadas y de campo cercano (Grinspan et al., 2016; Benech et al., 2017; Benech et al., 2019). De esta manera, la NU-SWE podría ser una alternativa metodológica viable para abordar nuevas investigaciones en biomecánica, que no son posibles actualmente con los métodos convencionales de elastografía ultrasonora.

En este contexto, el problema de estudio de esta tesis se enmarca dentro del campo de la biomecánica muscular. Particularmente, se propone estudiar las propiedades biomecánicas del músculo esquelético, mediante la aplicación simultánea de la NU-SWE con otros métodos de investigación clásicos de dicho campo. Así, en el capítulo 1 se describen los conceptos fundamentales sobre elastografía muscular, necesarios para interpretar adecuadamente los resultados de las experiencias que se exponen en los capítulos siguientes. En tal sentido, en el capítulo 2 se propone analizar la performance de la NU-SWE en forma conjunta con la dinamometría isoquinética, de modo de correlacionar la variación de la elasticidad muscular respecto al torque articular. Por su parte, en el capítulo 3, se estudia la relación existente entre la amplitud de las señales electromiográficas y el cambio del módulo elástico del músculo

esquelético, mediante la aplicación simultánea de la NU-SWE y la EMGs. Finalmente, en el capítulo 4 se describen las conclusiones generales de la tesis, y se discuten perspectivas de trabajos futuros en diversas áreas de la biomecánica, entre ellas la modelización muscular.

En función de todo lo antedicho, esta tesis apunta a profundizar en la aplicación de los métodos elastográficos de baja frecuencia, como una alternativa novedosa para el estudio de la biomecánica muscular. Así, en la misma se profundiza acerca del conocimiento de la performance de la NU-SWE en comparación con otros métodos clásicos utilizados en dicho campo. Los resultados obtenidos aportan mayor información al estudio sobre el comportamiento elástico del músculo y su correlación con otros aspectos biomecánicos del mismo. Por su parte, sirven también como insumo para la búsqueda persistente en este campo, de un abordaje alternativo para la estimación de fuerzas musculares. Finalmente, los resultados obtenidos son discutidos conforme a los resultados de otros estudios llevados a cabo con elastografía ultrasonora, dando esto una buena base para establecer una correspondencia entre ambas modalidades de elastografía.

CAPITULO 1

ELASTOGRAFÍA MUSCULAR

1 – INTRODUCCIÓN

Ninguno de los métodos clásicos utilizados en biomecánica para investigar acerca de las funciones y propiedades del músculo esquelético *in vivo* se ha focalizado en la naturaleza material del mismo. La excepción a esto han sido los típicos ensayos de esfuerzo-deformación realizados a partir de biopsias del tejido muscular. Sin embargo, lo anterior constituye un abordaje invasivo para el estudio de sus propiedades mecánicas. En tal sentido, en los últimos veinte años, la física de los materiales a través de la elastografía, ha realizado una importante contribución al campo de la biomecánica muscular. La elastografía es una modalidad de investigación no invasiva, que a partir del estudio de la propagación de vibraciones acústicas en el interior de los tejidos blandos, permite evaluar sus propiedades elásticas. De esta manera, su aplicación al músculo esquelético ha dotado al estudio biomecánico de este tejido, de una dimensión novedosa que ha permitido abrir numerosas líneas de investigación básicas y aplicadas.

En este contexto, el primer capítulo de esta tesis tratará sobre la elastografía en el contexto de su aplicación para la caracterización de las propiedades elásticas del músculo esquelético. En tal sentido, comenzaremos analizando algunos aspectos generales relacionados con la estructura y función de dicho tejido, cuya mención es importante ya que guardan relación con los resultados que se expondrán en los capítulos subsiguientes. De la misma manera, al ser el músculo un tejido blando, trataremos también de forma general el comportamiento elástico de este tipo de medios, haciendo énfasis en lo concerniente al tejido muscular. Así, una vez que los conceptos anteriores hayan sido vertidos, nos centraremos entonces en las características fundamentales que

hacen a las diferentes modalidades de elastografía que han sido utilizadas para el estudio elastográfico del músculo esquelético. De esta forma, hacia el final del capítulo, desembocaremos en la descripción de la NU-SWE. Como ya se ha indicado, este es un nuevo método elastográfico que se ha desarrollado en el LAU de la Facultad de Ciencias paralelamente al desarrollo de esta tesis, y es el método utilizado para la realización de las experiencias que se describen en los capítulos 2 y 3.

2 – EL MÚSCULO COMO SÓLIDO BLANDO

2.1 Generalidades sobre el tejido muscular

Existen tres tipos de músculos: músculo esquelético, músculo cardíaco y músculo liso. De éstos, el conjunto de la musculatura esquelética tiene la particularidad de representar aproximadamente el 40% del peso corporal (Heymsfield et al., 2005), y ser el responsable de ejecutar todos los movimientos voluntarios del cuerpo. Éste actúa como una verdadera máquina biológica, capaz de convertir la energía química derivada de las reacciones entre los substratos orgánicos y el oxígeno, en trabajo mecánico y calor. Su particular fisiología y modo de organización interna determinan una serie de características que son exclusivas de este tejido. En tal sentido, su propiedad más interesante es la capacidad de contraerse ante la estimulación eléctrica, derivada del control efectuado por los nervios voluntarios. Esto conlleva cambios importantes en su estructura y propiedades mecánicas, que durante el último siglo y hasta la actualidad, han sido objeto de numerosas investigaciones en diferentes laboratorios de todo el mundo.

2.1.1 Estructura general del músculo esquelético

La jerarquía organizacional del músculo esquelético está determinada por estructuras visibles tanto en el rango de definición del ojo humano, así como por otras

cuya visualización requiere el uso del microscopio óptico (definición en el entorno de los $0,2\mu\text{m}$) o incluso electrónico ($0,002\mu\text{m}$). Tales niveles jerárquicos se muestran en la figura 1.

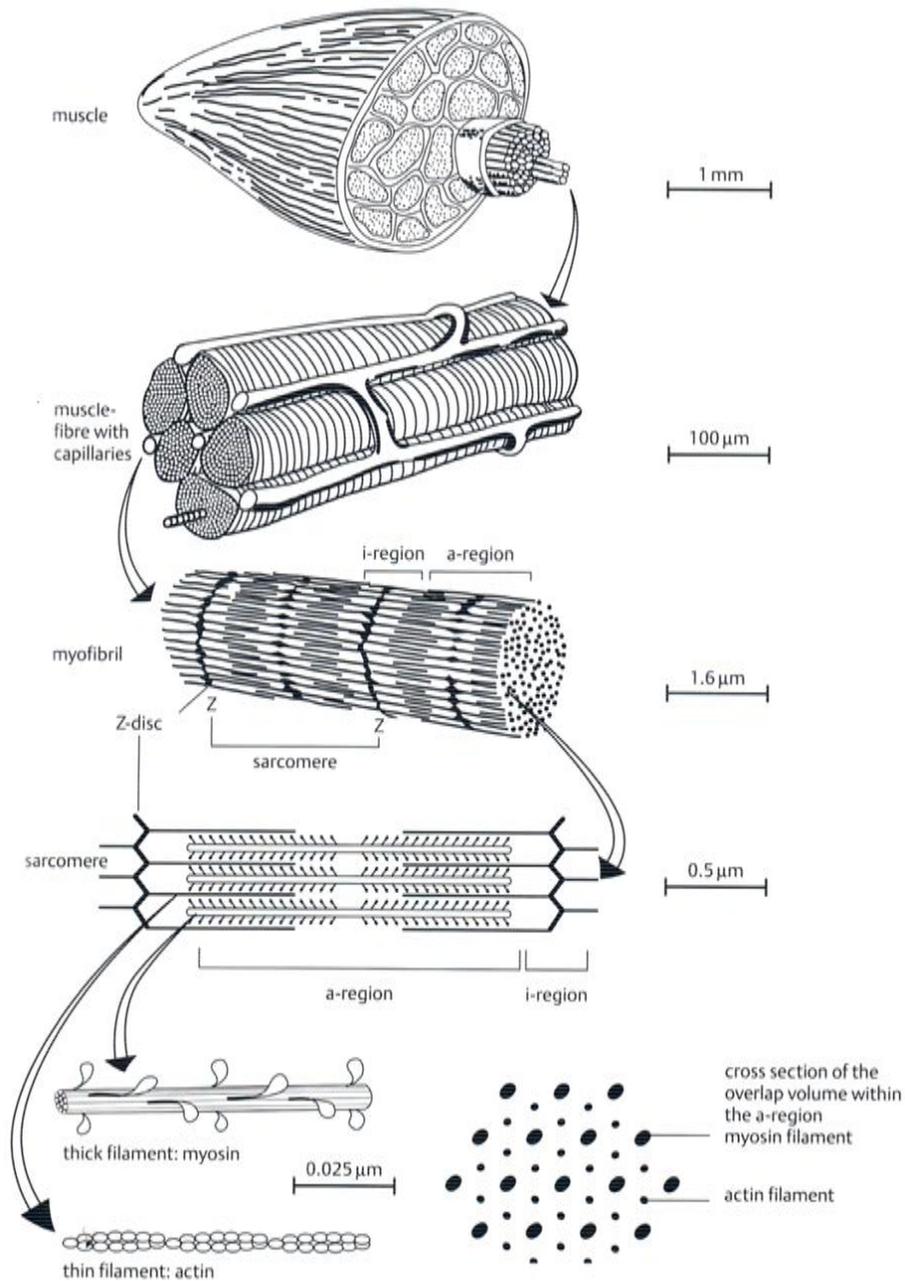


Figura 1. Jerarquía organizacional del músculo esquelético. Los fascículos que forman el músculo llevan en su interior haces de fibras musculares. Gran parte del citoplasma de las fibras está ocupado por miofibrillas formadas por miofilamentos proteicos de actina y miosina, que son la base de la maquinaria contráctil del músculo. El tejido conectivo rellena el espacio entre las distintas subunidades de cada nivel organizacional. Tomado de Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G.: “Musculoesqueletal Biomechanics”, Thieme, New York, 2002.

Como puede verse, las unidades individuales que conforman el músculo son las *fibras musculares*, cada una de las cuales es una célula multinucleada. Dichas fibras están dispuestas en *fascículos* de diversos tamaños dentro del músculo. El tejido conectivo juega un papel importante en este sentido, ya que conforma un revestimiento interno que llena los espacios entre las fibras musculares dentro de cada fascículo (*endomisio*). Por su parte, cada fascículo está rodeado por una vaina de tejido conectivo más fuerte (*perimisio*), y todo el músculo a su vez está rodeado nuevamente por una vaina aún más fuerte (*epimisio*). De esta manera, cuando el tejido muscular es considerado junto con sus tejidos conectivos adyacentes (*fascias*), desde el punto de vista estructural es análogo a un “material compuesto reforzado con fibras,” que es un tipo de material muy común en ingeniería. Así, el músculo consiste entonces en una matriz extracelular formada por un componente activo (fibras musculares, que generan fuerzas y soportan cargas) y dos componentes pasivos (la lámina basal y las fascias musculares) (Zatsiorsky y Prilutsky, 2012; Huijing, 1999).

Colectivamente, los haces de fibras musculares pueden extenderse desde un extremo al otro del músculo, pero a menudo lo hacen sólo en una parte de la longitud total del mismo, terminando en tendones u otras intersecciones de tejido conectivo. Dichas fibras presentan forma alargada y tienen un diámetro relativamente constante que puede oscilar entre 10–60µm (Fung, 1993). El largo es en general de algunos milímetros, pudiendo llegar a medir algunos centímetros en músculos largos. El arreglo espacial de las fibras en el músculo puede ser bastante variable, determinando el carácter *anisotrópico* de este tejido. En este sentido, cuando las fibras se extienden paralelamente al eje longitudinal del músculo, se dice que éstos tienen una arquitectura *paralela*. Particularmente, este tipo de arquitectura se corresponde con un tipo de anisotropía conocido como *isotropía transversal*, según el cual las propiedades del

tejido son uniformes en cualquier dirección perpendicular a un eje de simetría. Por su parte, cuando las fibras se disponen con un cierto ángulo de inclinación, tienen una arquitectura *pennada* (Fig. 2). Según algunos estudios, el ángulo de pennación puede variar entre 0° y 30° (Lieber, et al., 1990; Kawakami et al., 1998). Algunos músculos con este tipo de arquitectura se caracterizan por presentar un área de sección transversal grande y fibras cortas, mientras que otros tienen un área pequeña y fibras largas (Fig. 3).

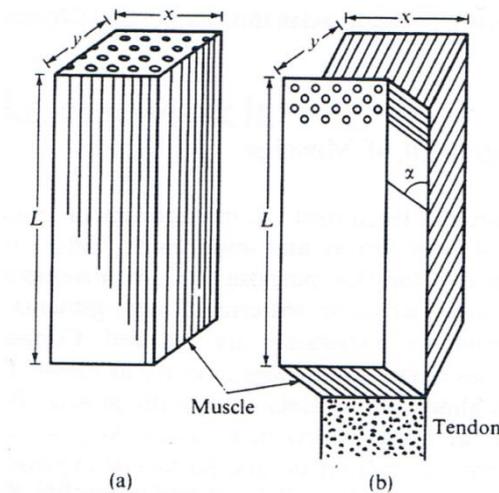


Figura 2. Representación de un músculo con arquitectura paralela (a) y otro con arquitectura pennada (b). Adaptado de Fung, Y.: “Biomechanics: mechanical properties of living tissues”, Springer-Verlag, NY, 1993.

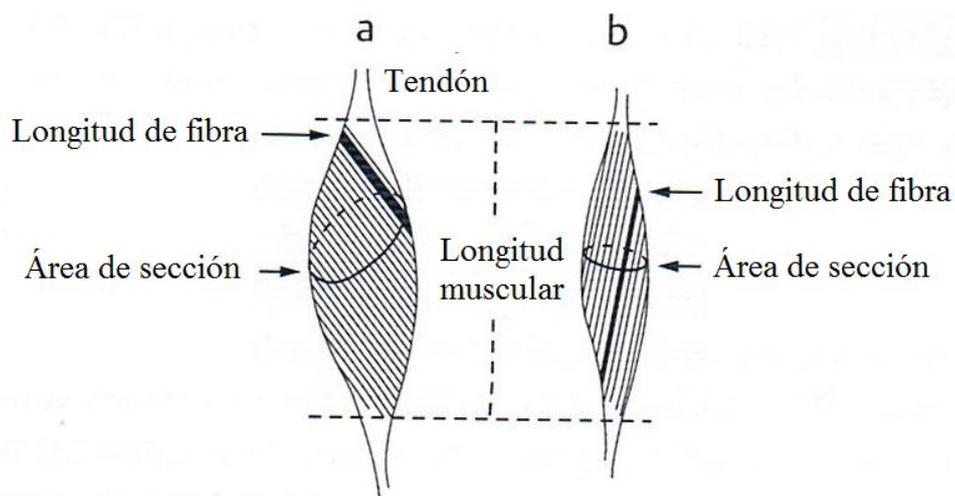


Figura 3. Relación entre la longitud fibrilar y el área de sección fisiológica del músculo. a: músculo con fibras cortas y área de sección grande. b: músculo con fibras largas y sección fisiológica pequeña. Adaptado de Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G.: “Musculoskeletal Biomechanics”, Thieme, New York, 2002.

Estas variaciones en la estructura espacial de las fibras tienen consecuencias importantes para los músculos que las poseen. En primer lugar, la pennación determina diferentes respuestas del músculo ante la contracción. En este sentido, los músculos con arquitectura paralela tienden a aumentar sus dimensiones laterales durante la contracción para mantener el volumen constante, mientras que los pennados no experimentan tal expansión lateral (Fung, 1993). Por otra parte, la transferencia efectiva del trabajo realizado por las fibras al músculo también varía en función de la pennación. En el caso de los músculos paralelos, éstos siguen el comportamiento lineal esperado para una estructura cuyos elementos se disponen en serie. En este sentido, durante la contracción el cambio de longitud del músculo es igual al cambio de longitud de las fibras musculares individuales, así como la fuerza muscular desarrollada es igual a la suma de la fuerza generada por cada fibra. En cambio, la mecánica de los músculos pennados es un poco más complicada. En tal sentido, el arreglo geométrico diferencial de las fibras con respecto al eje longitudinal del músculo, afecta la relación entre el cambio de longitud del músculo y el de las fibras. Asimismo, si el ángulo de pennación es ϕ , solo una fracción F' de la fuerza F generada por la contracción de las fibras será efectivamente transmitida en la dirección del eje del tendón. Esto queda de manifiesto a partir de la siguiente expresión:

$$|F'| = |F| \cdot \cos \phi. \quad (1)$$

Con respecto al área de sección del músculo y su asociación con la fuerza máxima que éste puede desarrollar, debemos decir que ésta relación también está influenciada por la arquitectura de las fibras. El área de sección anatómica del músculo no se relaciona proporcionalmente con la máxima capacidad de fuerza que éste puede desarrollar. Sin embargo, para correlacionar linealmente esta cantidad con el área de sección del

músculo, es necesario considerar el área fisiológica de sección del músculo, la cual es la suma de las áreas de las fibras individuales medidas perpendicularmente a su dirección longitudinal (Fig. 3) (Brinckmann et al., 2002).

En el nivel de organización que comprende a las fibras musculares como unidad fundamental del tejido muscular, suele describirse una clasificación propia de los diferentes tipos de fibras musculares. Esta clasificación está basada en el amplio espectro de propiedades contráctiles y metabólicas que las mismas poseen, pudiéndose clasificar como rápidas o lentas, oxidativas o no oxidativas, glicolíticas o no glicolíticas (Brooke y Kaiser, 1970; Punkt, 2002). En la tabla 1 se detallan los tres tipos de fibras que a menudo suelen distinguirse en función de los criterios anteriores. Asimismo, las propiedades fisiológicas de las fibras musculares también determinan la clasificación de las *unidades motoras*. Éstas últimas comprenden la unidad funcional de generación de fuerza, que está conformada por una motoneurona α y las fibras musculares inervadas por ella. De esta manera, las unidades motoras son usualmente clasificadas de acuerdo a las propiedades fisiológicas de las fibras musculares que las integran (Kernell, 1986). Por su parte, otro hecho interesante a remarcar es la existencia de diferencias regionales en función de los distintos tipos de fibras musculares. Así, estas definen regiones o dominios característicos, tanto a lo largo del eje longitudinal del músculo como en su sección transversal. Diferentes estudios han aportado datos empíricos sobre este tópico tanto en humanos como en otros modelos animales (Johnson et al., 1973; Lexell et al., 1984; Lexell et. al., 1986; Punkt, 2002).

Más allá de las diferencias metabólicas, la ultraestructura que subyace a las fibras musculares es común para todos los tipos de fibras descritos en la tabla 1. Dicha ultraestructura es la base fundamental del proceso de contracción muscular y de todos

los cambios estructurales que acompañan al mismo. El lector podrá encontrar una descripción profunda acerca de este tópico en Fung (1993) y Guyton & Hall (2006).

Tabla1. Clasificación de las fibras musculares en función de su metabolismo y velocidad de contracción.

Tipo de fibra	Designación de la unidad motora	Vel. Contracción	Propiedades metabólicas
Tipo I	Unidad lenta	Lenta	Fibra oxidativa lenta
Tipo IIa	Unidad resistente a la fatiga rápida	Rápida	Fibras glicolíticas oxidativas rápidas
Tipo IIb	Unidad rápidamente fatigable	Rápida	Fibras glicolíticas rápidas

2.1.2 Tipología de la contracción muscular

Los músculos esqueléticos están diseñados para iniciar movimientos, desacelerar movimientos, resistir cargas externas para que el movimiento no se produzca y para proveer al organismo de una parte sustancial del calor que necesita. En este sentido, la actividad muscular puede ser estática o dinámica. El primero de los casos implica contracción manteniendo una longitud muscular constante. Por su parte, la actividad muscular dinámica se define como la contracción durante la cual la longitud muscular varía (Brinckmann et al., 2002). En relación a esto, la contracción muscular puede ser clasificada en tres tipos que detallaremos a continuación.

Contracción isométrica:

Este tipo de contracción muscular es relevante en el marco de esta tesis, ya que los experimentos realizados con NU-SWE, dinamometría isoquinética y EMGs (capítulos 2 y 3), fueron realizados en tales condiciones.

Cuando un músculo desarrolla fuerza pero su longitud permanece constante y no se produce movimiento, la estructura se encuentra en equilibrio estático. Esto caracteriza a la contracción isométrica. En realidad, si bien no se produce un cambio observable en la longitud del complejo músculo-tendón, se produce un acortamiento de las fibras musculares acompañado por una simultánea elongación de los tendones.

Existe una relación entre el nivel de la fuerza isométrica desarrollada por el músculo y el tipo y proporción de unidades motoras activadas. Esto está fundamentado en investigaciones que buscaron, en primer lugar, correlacionar la fuerza isométrica desarrollada por el músculo con las características físicas de los axones reclutados, para posteriormente analizar el tipo de unidades motoras que dichos axones inervan. En este sentido, Henneman et al. (1965) observaron que para bajos niveles de fuerza isométrica, los axones reclutados eran los que poseían los axones más cortos y los más bajos umbrales de despolarización. Por su parte, a medida que la fuerza aumentaba, los axones reclutados eran cada vez más largos y tenían umbrales de despolarización mayores. Esto se conoce actualmente como *principio del tamaño de Henneman*. En estudios posteriores, Binder y Mendell (1990) demostraron que en general los axones motores cortos inervan las unidades motoras lentas (Tipo I) y que los más largos inervan las unidades motoras rápidas (Tipo IIa y IIb).

A partir de estos descubrimientos, se propuso el esquema que se muestra en la figura 4 para explicar el reclutamiento voluntario de las unidades motoras durante la contracción isométrica. Para niveles bajos de fuerza, los axones motores más cortos con menores umbrales de despolarización se activan primero. De esta manera, las unidades motoras Tipo I son las que se reclutan más tempranamente. Por su parte, a medida que el nivel de fuerza aumenta, se activan la mayoría de los axones que les siguen en longitud, reclutándose de este modo las unidades Tipo IIa. Durante el máximo esfuerzo,

se activan los axones más largos, con lo cual se reclutan las fibras Tipo IIb. Este patrón de activación parece razonable, en función de que las unidades motoras más frecuentemente activadas (Tipo I) son aquellas que presentan la mayor resistencia. Por su parte, las unidades motoras Tipo IIb, cuya frecuencia de activación es mucho menor, son las que presentan la resistencia menor. En adición a lo anterior, las unidades Tipo I (que son las primeras en reclutarse) desarrollan la tensión más baja, por lo que cuando la contracción comienza se genera poca tensión. Todo lo anterior proporciona entonces un mecanismo que explica las bases fisiológicas del aumento de la tensión en la contracción isométrica (Brinckmann et al., 2002).

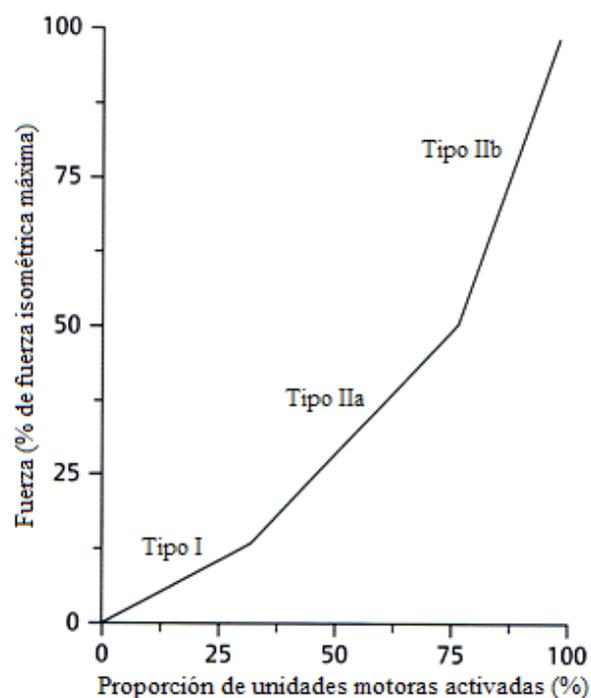


Figura. 4. Principio de Henneman. Se observa el reclutamiento diferencial de los distintos tipos de unidades motoras en relación al nivel de la fuerza isométrica muscular. Adaptado de Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G.: “Musculo-esqueletal Biomechanics”, Thieme, New York, 2002.

Contracción concéntrica:

Este tipo de contracción se da cuando el músculo es capaz de acortarse contra una determinada carga, produciendo movimiento. La fuerza desarrollada bajo la acción

muscular concéntrica siempre es menor que la fuerza isométrica máxima (F_{\max}), la cual se desarrolla según la longitud muscular óptima. La velocidad de la contracción se incrementa cuando los músculos trabajan contra cargas pequeñas; cuando la carga se reduce casi hasta cero, se alcanza la máxima velocidad de contracción (V_{\max}) (Hill, 1938). Dicha velocidad es característica de cada músculo y depende de las características de la arquitectura muscular.

Contracción excéntrica:

Si un músculo se activa de tal manera que su longitud bajo una determinada carga externa aumenta, la contracción se designa excéntrica. Durante este tipo de contracción el músculo almacena energía potencial elástica. Por su parte, la fuerza muscular puede exceder por mucho la fuerza isométrica máxima F_{\max} . El aumento de la fuerza se debe a la suma de la fuerza resistiva activa y pasiva. Dicha fuerza pasiva está dirigida a restablecer la longitud del músculo cuando éste se estira durante la actividad, siendo una propiedad fundamental para muchos de los patrones diarios de movimiento.

2.2 Comportamiento elástico del músculo esquelético

La longitud de los músculos aislados del cuerpo es en promedio un 10% menor que la correspondiente de los músculos *in situ*. Debido a que estos músculos no reciben ningún tipo de estimulación del sistema nervioso, este acortamiento resulta de las propiedades elásticas intrínsecas del tejido. Esto indica que el músculo se encuentra en un estado de estiramiento pasivo mientras está en su estado natural dentro del cuerpo. En tal sentido, la longitud de un músculo aislado recibe el nombre de *longitud de equilibrio*, mientras que la longitud que muestra *in situ*, en estado pasivo y manteniendo una postura natural (postura anatómica) es la *longitud de reposo*.

De acuerdo a la clasificación que suele darse a los sólidos en física de los materiales, cuando un músculo es estirado más allá de su longitud de reposo, éste se comporta como un cuerpo *deformable*. Esto significa que el mismo es capaz de experimentar cambios apreciables en su forma ante la acción de fuerzas externas, oponiendo una *resistencia pasiva* al estiramiento. Dicho término es debido fundamentalmente al hecho de que la oposición de resistencia no requiere la inversión de energía metabólica. Esto produce un trabajo que se almacena en el cuerpo en forma de energía potencial elástica, lo que determina un aumento de su energía interna.

Por su parte, una vez que la fuerza externa es removida, el músculo es capaz de recuperar su tamaño y forma originales, con lo cual el incremento de energía interna revierte. Según esto, además de ser deformable, el músculo es un sólido *elástico*. Así entonces, la *elasticidad* es la propiedad mecánica de ciertos materiales, de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas externas (Zatsiorsky y Prilutsky, 2012). En el caso del músculo en estado pasivo, su elasticidad es principalmente atribuible a la red interna de tejidos conectivos y vasos sanguíneos que posee, la que influye sobre las propiedades mecánicas del mismo. En tal sentido, durante pequeños estiramientos, las fibras que componen esta red se vuelven progresivamente más tirantes, hasta que eventualmente pueden llegar a deformarse al aumentar la tensión. De esta manera, la elasticidad será un concepto central en lo que concierne a esta tesis, por lo que a continuación haremos hincapié en el mismo y en cómo enmarcar el estudio elastográfico del músculo esquelético en tal sentido.

2.2.1 Elasticidad lineal

La determinación de los parámetros elásticos se debe hacer en base a un modelo reológico del material bajo estudio. En general, en elastografía el modelo utilizado para los tejidos es en primera aproximación el de un medio elástico, lineal e isotrópico

(Benech, 2008). En tal sentido, al igual que los métodos de elastografía ultrasonora de referencia, la NU-SWE asume dicho modelo para la estimación de la elasticidad del músculo esquelético. Por tanto, dedicaremos los párrafos que siguen a explicitar dicho modelo.

Si consideramos un cuerpo sometido a una fuerza externa de extensión que actúa sobre una determinada área del mismo, dicho cuerpo experimentará una *tensión* o *stress* mecánico que estará dado por la siguiente relación:

$$\sigma = F/A \quad (2)$$

donde A es el área de sección normal a la fuerza. Según se desprende del análisis dimensional correspondiente, σ se mide en N/m^2 , es decir pascuales (Pa). Cuando la sección transversal es perpendicular a la dirección de la fuerza, la tensión resultante recibe el nombre de *tensión normal* o *tensión compresiva*, mientras que cuando la fuerza actúa en sentido paralelo respecto a la sección esta se denota *tensión de corte*. Por su parte, la elongación que resulta de la fuerza de extensión actuante sobre el cuerpo (*strain*), se define en forma proporcional a la longitud inicial mediante la siguiente magnitud adimensionada:

$$\varepsilon = dL/L \quad (3)$$

donde dL es el cambio de longitud y L la longitud inicial del cuerpo. De esta manera, un sólido elástico es aquel que cumple una relación lineal entre la tensión que actúa sobre el cuerpo y la consecuente deformación sufrida por éste. Así, una curva esfuerzo-deformación de este tipo de medios, muestra típicamente que para valores de tensión bajos, el estiramiento aumenta proporcionalmente a la tensión aplicada. Esto se representa mediante una línea recta en el correspondiente diagrama. Sin embargo, por

encima de un determinado valor de tensión denominado “límite elástico”, la relación exhibe un comportamiento no lineal. La razón entre la tensión y la deformación en la parte lineal del gráfico corresponde al *módulo de elasticidad* o *módulo de Young* “Y” del medio, que se mide en Pa (Fig. 5). Dicha magnitud caracteriza el comportamiento de un material elástico según la dirección en la que se aplica una fuerza. Para un material elástico lineal e isótropo, el módulo de Young tiene el mismo valor para una tracción que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda el valor del límite elástico. Cuando más alto es el mismo, una mayor tensión es necesaria para producir un determinado estiramiento, lo que significa que los materiales duros poseen típicamente un módulo de Young más alto que los materiales blandos (Brinckmann et al., 2002).

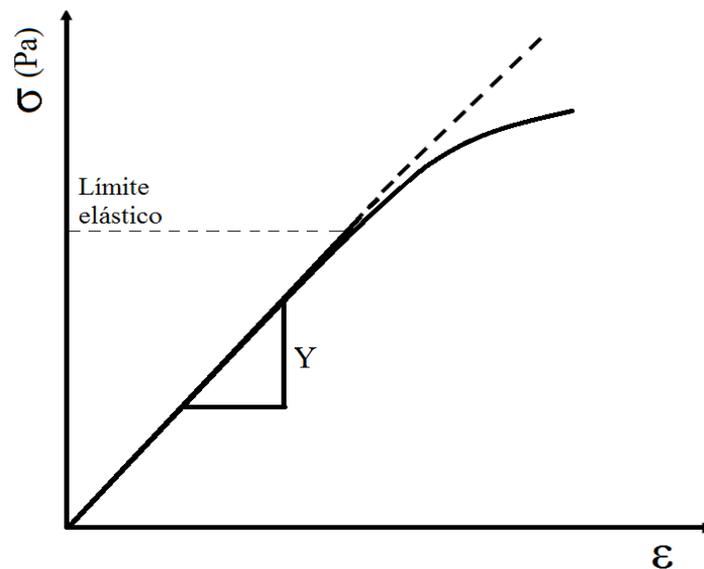


Figura 5. Curva esfuerzo-deformación típica del comportamiento elástico lineal. La pendiente del gráfico en su parte lineal determina el módulo de Young “Y” del material. A partir del “límite elástico” el comportamiento es no lineal.

La ley que explica el comportamiento de los sólidos elásticos es la ley de Hooke, cuya expresión en el caso de un problema unidimensional puede deducirse a partir de la parte lineal de la figura 5:

$$\sigma = Y\varepsilon \quad (4)$$

Por su parte, si generalizamos el problema, la ecuación constitutiva de un sólido elástico determinada por la ley de Hooke será la siguiente (Royer y Deulesaint, 2000):

$$\sigma_{mj} = C_{mjkl}\varepsilon_{kl} \quad (5)$$

donde se aplica la convención de Einstein sobre índices repetidos. En esta ecuación σ_{mj} es el tensor de esfuerzos, ε_{kl} corresponde al tensor de deformaciones definido como $\varepsilon_{kl} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_l} + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \right)$, u_k es la componente $k = 1, 2, 3$ del campo de desplazamientos, y C_{mjkl} es el tensor de rigidez o de Cristoffel que establece la proporcionalidad entre el esfuerzo y la deformación. Este último cuenta con 81 (3^4) elementos que representan constantes elásticas. Sin embargo, dado que $\sigma_{mj} = \sigma_{jm}$ y $\varepsilon_{kl} = \varepsilon_{lk}$, este número se reduce a 36 coeficientes independientes. Además, dada la simetría de la derivada de la energía de tensión con respecto al tensor de tensión, este número se reduce aún más a 21 coeficientes independientes. Así, los 21 coeficientes elásticos independientes definen el sólido elástico anisotrópico general. Las simetrías del sólido elástico reducen aún más las constantes elásticas independientes. Para evitar trabajar con un tensor de cuarto orden, es usual representar las constantes independientes del tensor de rigidez mediante dos índices α y β , con valores de 1 a 6 correspondientes a una matriz de 6x6 con la siguiente convención:

$$\begin{aligned} (11) &\leftrightarrow 1 & (22) &\leftrightarrow 2 & (33) &\leftrightarrow 3 \\ (23) &= (32) \leftrightarrow 4 & (31) &= (13) \leftrightarrow 5 & (12) &= (21) \leftrightarrow 6. \end{aligned}$$

Así, $C_{mjkl} = C_{\alpha\beta}$ con α relacionado a (mj) y β relacionado a (kl) (Benech et al., 2019; Carcione et al., 1988).

Sólido isotrópico:

Para un sólido isotrópico, la matriz de rigidez toma la forma (Royer y Deulesaint, 2000 citado en Benech et al., 2019):

$$C_{\alpha\beta} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} \end{pmatrix} \quad (6)$$

dónde $c_{11} = c_{12} + 2c_{44}$. Así, un sólido isotrópico tiene solo dos constantes elásticas independientes $c_{12} = \lambda$ y $c_{44} = \mu$ denominadas *constantes de Lamé*, relacionadas con la velocidad de propagación de la onda de compresión (V_L) y de la onda de corte (V_T), respectivamente (Benech et al., 2019). En particular, para el caso de un sólido isotrópico se cumple que $V_L \gg V_T$. De esta forma, λ y μ representan la elasticidad de compresión y la elasticidad de corte respectivamente, describiéndose la siguiente expresión alternativa para el módulo de Young basada exclusivamente en dichas constantes (Landau y Lifshitz, 1970):

$$Y = \mu \frac{(3\lambda + 2\mu)}{(\lambda + \mu)} \quad (7)$$

Por su parte, otro parámetro que debemos considerar a la hora de tratar sobre sólidos elásticos, es el coeficiente de Poisson. El mismo suele utilizarse cuando las deformaciones sobre el material son grandes, de manera que los cambios en su área de sección no pueden ser despreciados. De esta forma, el aumento de las tensiones sobre el material se debe a dos factores interactivos; el incremento de la fuerza y la reducción del área de sección. Así, el coeficiente de Poisson (ν) se utiliza para cuantificar los

cambios relativos de estiramiento transversal y axial, y se relaciona con las constantes de Lamé a través de la siguiente expresión (Benech et al., 2019):

$$v = \frac{\lambda}{2\lambda + \mu} \quad (8)$$

En este punto debemos notar que el modelo explicitado anteriormente, es válido para explicar el comportamiento mecánico de los tejidos biológicos blandos, solamente cuando éstos pueden asumirse como sólidos isotrópicos (ej. tejido mamario, hígado). Como en esta tesis nos centraremos en medir las propiedades mecánicas del tejido muscular esquelético, este modelo no es adecuado debido a la arquitectura interna de dicho tejido. Así, es necesario extender el modelo para el caso de un sólido con isotropía transversal.

Sólido transversalmente isotrópico:

Como hemos mencionado anteriormente, debido a la orientación paralela de las fibras musculares, el músculo esquelético puede modelarse como un material transversalmente isotrópico (Gennisson et al., 2003). Por lo tanto, se necesitan cinco constantes elásticas independientes para describir su elasticidad.

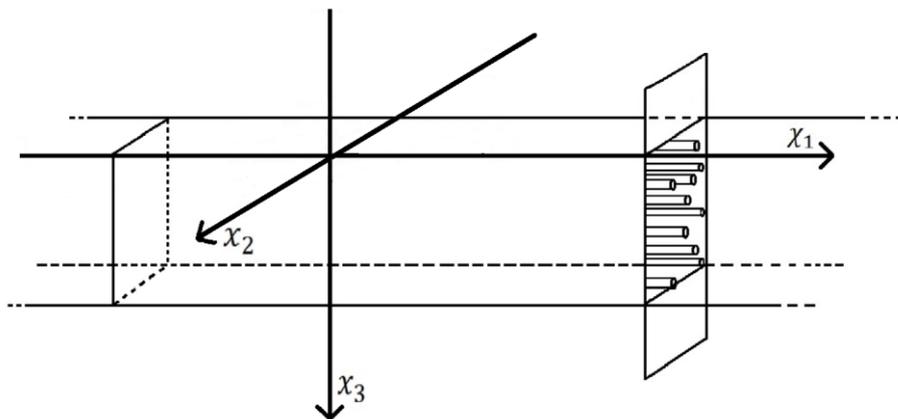


Figura 6. Orientación de los ejes en un sólido isotrópico transversal. El eje de simetría está definido por la orientación de las fibras. Adaptado de Benech, N., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A., 2019. Surface wave elastography: device and method. Meas. Sci. Technol. 30, 035701.

Sea x_1 el eje de simetría, es decir, el eje de orientación de las fibras musculares, los ejes x_2 y x_3 son perpendiculares a las misma (Fig. 6). Para esta convención en cuanto a la orientación de los ejes, la matriz de rigidez será la siguiente (Royer y Deulesaint, 2000 citado en Benech et al., 2019):

$$C_{\alpha\beta} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{22} - 2c_{44} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} - 2c_{44} & c_{22} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} \end{pmatrix} \quad (9)$$

Si consideramos la propagación de ondas elásticas en un material con estas características, las constantes c_{11} y c_{22} están relacionadas con la *onda de compresión* propagándose a lo largo y perpendicular al eje de simetría, respectivamente: $V_L^{\parallel} = \sqrt{c_{11}/\rho}$ y $V_L^{\perp} = \sqrt{c_{22}/\rho}$ (donde ρ es la densidad del medio). En muchos sólidos isotrópicos transversalmente incompresibles, como el músculo esquelético, estos dos valores de velocidad de la onda de compresión son casi iguales entre sí (Gennisson et al., 2003, Bronez et al., 1985). Así, $c_{22} \cong c_{11}$, es decir, el sólido es isotrópico con respecto a las ondas de compresión. La constante c_{44} está relacionada con una *onda de corte* que se propaga perpendicular al eje de simetría con polarización perpendicular $V_T^{\perp} = \sqrt{c_{44}/\rho}$. Por su parte, la constante c_{55} se relaciona con una onda de corte que se propaga paralelamente al eje de simetría con polarización perpendicular $V_T^{\parallel} = \sqrt{c_{55}/\rho}$. Como en el caso del sólido isotrópico, $V_L \gg V_T$, sea cual sea la polarización. Por lo tanto, $c_{22} - 2c_{44} \cong c_{22} \cong c_{11}$. Finalmente, la constante c_{12} está relacionada con la propagación de la onda (ya sea compresional o de corte) en direcciones fuera de los ejes principales (Benech et al., 2019).

2.2.2 Viscoelasticidad y no linealidad

Desde el punto de vista de la física de los materiales, en estado de relajación, el músculo es un material *viscoelástico* (Rack, 1966). Típicamente, este tipo de materiales combinan las características de almacenamiento de energía de los materiales elásticos y las características de disipación que presentan los líquidos viscosos. De esta manera, cuando estos materiales son sometidos a fuerzas externas, experimentan tensiones que son funciones derivativas del estiramiento en función del tiempo (Rose, 1999).

Como hemos visto previamente, la Ec. (7) es una expresión que permite calcular el módulo de Young de un sólido elástico a partir de las constantes de Lamé λ y μ . Sin embargo, los materiales que exhiben comportamientos no lineales y viscoelásticos, como el músculo esquelético, no obedecen este tipo de ecuaciones. En tal sentido, cuando sucede que $\lambda \gg \mu$ el sólido se denomina “*sólido blando*”. La figura 7 muestra la curva esfuerzo-deformación típica que exhibe este tipo de medio, entre cuyos principales exponentes se encuentran los tejidos biológicos blandos (Benech, 2004). Como puede observarse, dicha curva puede dividirse en tres regiones: A-B, donde se produce un incremento exponencial de la tensión conforme al aumento de la deformación; B-C, en la cual la relación es prácticamente lineal; C-D, que muestra el desvío de la linealidad para niveles altos de deformación (Fung, 1993). De dichas regiones, la región A-B es el rango fisiológico dentro del cual los tejidos blandos, como el músculo esquelético, funcionan normalmente. En tal sentido, en el músculo esquelético ya se ha descrito que como respuesta mecánica al aumento del estiramiento, éste se vuelve cada más rígidos (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001). En tanto, las regiones B-C y C-D corresponden a la resistencia adicional que presentan los tejidos blandos, la cual opera como factor de seguridad de los mismos (Fung, 1993).

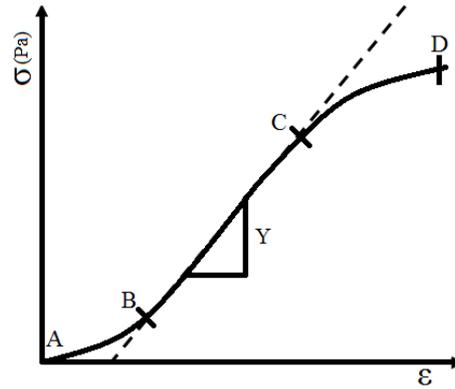


Figura 7. Curva esfuerzo-deformación típica de un sólido blando.

Por su parte, como se desprende de la figura 7, el valor representativo del módulo de Young para los sólidos blandos se estima a partir de la pendiente de la parte lineal del gráfico (Fung, 1993). Formalmente, como $\lambda \gg \mu$, para este tipo de medios dicho parámetro puede expresarse como (Landau y Lifshitz, 1970):

$$Y = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \approx \mu \frac{3\lambda}{\lambda} = 3\mu \quad (10)$$

Es decir que para un tejido blando como el músculo esquelético, el módulo de Young queda determinado por el módulo elástico de corte μ . En otras palabras, la sensación de “dureza” en este tipo de tejidos está determinada por dicho parámetro (Benech et al., 2012).

Además de la curva esfuerzo-deformación típica de la figura 7, el comportamiento viscoelástico de los sólidos blandos se caracteriza también por presentar tres fenómenos principales; (a) *arrastre*, (b) *relajación de la tensión*, (c) *histéresis* (Fig. 8). El primero se manifiesta como un incremento de la deformación del cuerpo conforme una carga constante, mientras que el segundo como una disminución gradual en la tensión que sufre el mismo ante una deformación también constante en el tiempo. En el caso particular de la histéresis, esta se manifiesta como la diferencia que se da entre las curvas de carga y descarga en un ciclo de esfuerzo-deformación. Dicho

fenómeno se debe a la inhabilidad del sistema de seguir patrones idénticos después de la aplicación y el retiro de una fuerza. Gráficamente, se manifiesta como un bucle en la gráfica esfuerzo-deformación, que recibe el nombre de “bucle de histéresis”. El área de dicho bucle representa la pérdida de energía en el ciclo de deformación, principalmente debida a la conversión de trabajo mecánico en calor. Por su parte, la histéresis (H) se define como la razón entre el área del bucle de histéresis y el área bajo la curva del proceso de carga (Fung, 1993; Zatsiorsky y Prilutsky, 2012).

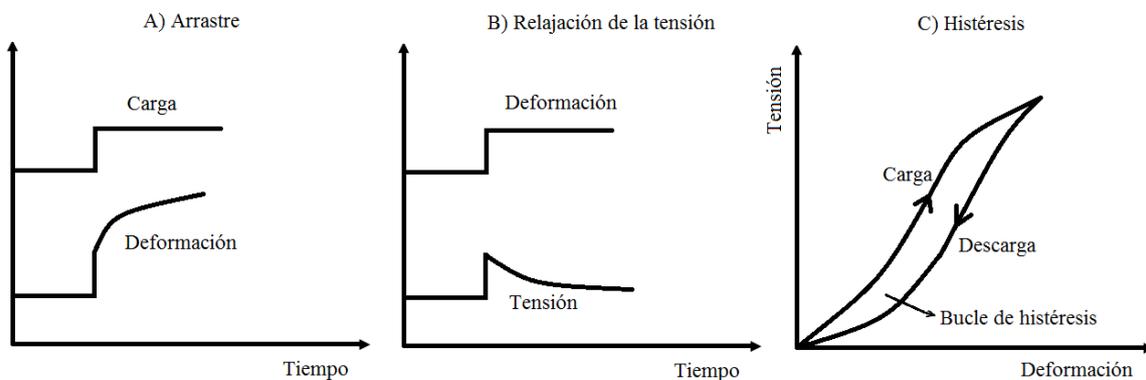


Figura 8. Principales características del comportamiento viscoelástico de los sólidos blandos. Adaptado de Zatsiorsky, V.M., Prilutsky, B.I.: “Biomechanics of Skeletal Muscles”, Human Kinetics, Champaign, 2012.

La histéresis de los tejidos biológicos blandos muestra ciertas particularidades respecto al patrón histerético característico que exhiben los sólidos blandos “clásicos” (Fig. 8c). En tal sentido, cuando un tejido blando es sometido a ciclos repetidos de estiramiento y relajación a una determinada frecuencia, se lo deja reposar hasta alcanzar su longitud inicial de reposo y se lo somete nuevamente al mismo procedimiento, se observará que la forma de la curva esfuerzo-deformación irá cambiando en cada ciclo. De esta manera, se produce un rápido cambio en la zona inicial de la curva, hasta que se alcanza un estado estacionario luego de un determinado número de ciclos. La figura 9 muestra un ejemplo de esto último. En los tres primeros ciclos, la curva esfuerzo-deformación se corre hacia la derecha con un incremento en su región inicial. Por su

parte, la curva de relajación de la tensión para los mismos ciclos se desplaza hacia arriba. Si el mismo test se repite indefinidamente, la diferencia entre los ciclos se atenuará cada vez más pudiendo eventualmente llegar a desaparecer.

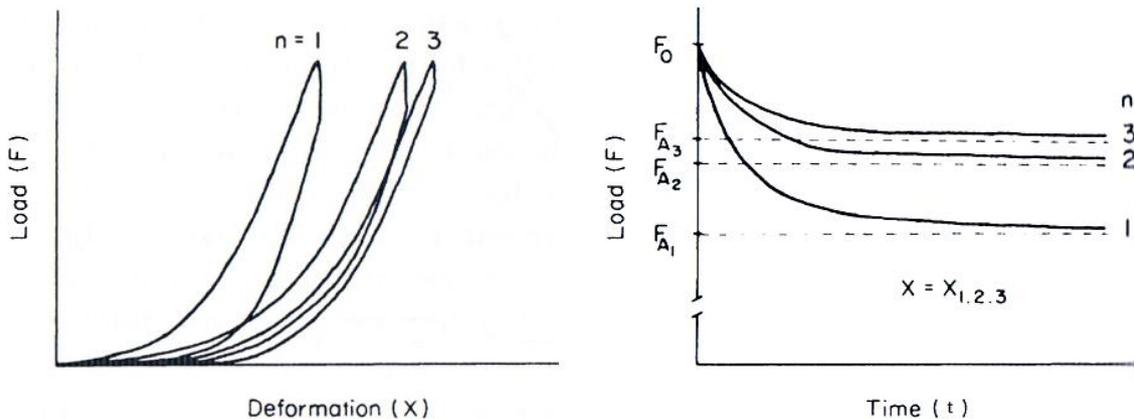


Figura 9. Preacondicionamiento. Se muestran los cambios sucedidos durante 3 ciclos en las curvas esfuerzo-deformación y relajación de la tensión. Tomado de Fung, Y.: “Biomechanics: mechanical properties of living tissues”, Springer-Verlag, New York, 1993.

A este período inicial de ajuste se le llama *preacondicionamiento*. Las causas de dicho fenómeno residen en que la estructura interna del tejido cambia con los ciclos sucesivos, hasta que eventualmente se llega a un estado estacionario a partir del cual no se suceden más cambios. La presencia del preacondicionamiento, junto a la de otros rasgos característicos como la no linealidad de la relación esfuerzo-deformación, la presencia del bucle de histéresis y la relajación de la tensión, es común en muchos tejidos biológicos blandos como tendones, ligamentos, vasos sanguíneos, piel y músculos. Sin embargo, el grado según el cual se manifiestan dichos rasgos varía entre los distintos tipos de tejidos. Así, por ejemplo, mientras que el bucle de histéresis es bastante pequeño en tejidos que poseen elastina y colágeno (ej. tendones y ligamentos), típicamente es muy grande en el caso del músculo esquelético (Fung, 1993).

Como se ha mencionado previamente, el área del bucle de histéresis es equivalente a la cantidad de energía mecánica disipada en calor. En el músculo, la

relación entre la histéresis y la velocidad del estiramiento muscular (o frecuencia de deformación rítmica) puede ser representada por la ecuación (Zatsiorsky y Prilutsky, 2012):

$$E = k\omega^n \quad (11)$$

donde E es la energía mecánica disipada (es decir, el área del bucle de histéresis), ω es la frecuencia de oscilación, k y n son constantes experimentales. Obsérvese que si $n = 1$ la energía disipada es proporcional a la frecuencia, mientras que si $n = 0$ dichas variables son independientes. En humanos dicho exponente es típicamente muy cercano a 0 (Zatsiorsky y Prilutsky, 2012). Consecuentemente, en contraste con los sólidos blandos “clásicos”, la histéresis del músculo esquelético es relativamente independiente de la frecuencia de oscilación, con lo cual la cantidad de energía mecánica convertida en calor no depende mucho de la tasa de estiramiento del músculo (Fig. 10). Esto indica que el componente dependiente de la velocidad no juega un rol decisivo en la resistencia opuesta por el músculo ante su estiramiento (Nordez et al., 2008a). Los mecanismos intramusculares que determinan este comportamiento son muy complejos y principalmente desconocidos. En el caso en que se desee establecer una analogía mecánica, la resistencia debida a la fricción es más adecuada que la viscosidad, ya que la fricción es independiente de la velocidad para bajas velocidades, y la resistencia viscosa en el músculo es bastante pequeña (Zatsiorsky y Prilutsky, 2012).

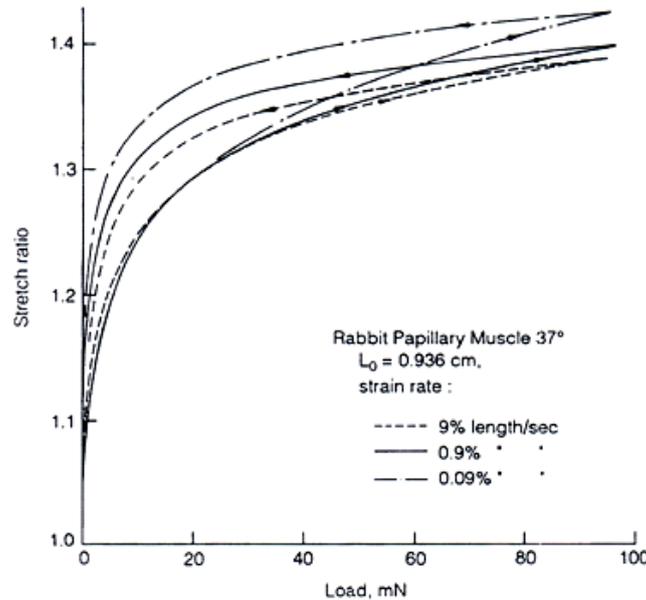


Figura 10. Bucles de histéresis para varias frecuencias de estiramiento de un músculo papilar de conejo. Notar que el área de los bucles de histéresis es aproximadamente similar para varias frecuencias. En general, esta insensibilidad con respecto a la velocidad de cambio de la longitud muscular se mantiene en un rango de 10^3 veces la tasa de estiramiento. Tomado de Fung, Y.: “Biomechanics: mechanical properties of living tissues”, Springer-Verlag, New York, 1993.

3 – MÉTODOS ELASTOGRÁFICOS EN BIOMECÁNICA MUSCULAR: ESTADO DEL ARTE

3.1 Consideraciones sobre el músculo esquelético en elastografía

Como hemos visto, el músculo esquelético es un tejido que exhibe comportamientos viscoelásticos y no lineales. Sin embargo, como se ha comentado previamente, el abordaje general de la elastografía consiste en asumir al mismo como un sólido elástico lineal con isotropía transversal. Por tanto, antes de desarrollar las características principales de los métodos de elastografía ultrasonora y de baja frecuencia, explicaremos por qué ambas modalidades de elastografía realizan tales asunciones en cuanto a la naturaleza material del músculo.

En primer lugar, considerando la arquitectura paralela relativa a la disposición de las fibras que poseen músculos tales como el bíceps braquial, la hipótesis de un material con isotropía transversal parece la más razonable (Gennisson et al., 2003; Gennisson et al., 2005). Asimismo, la hipótesis de un material lineal es clásica en

estudios de elastografía muscular, que han sido pioneros en estimar el módulo de elasticidad del músculo, utilizando tanto elastografía ultrasonora (Bercoff et al., 2004a; Catheline et al., 2004; Deffieux et al., 2009; Gennisson et al., 2003; Gennisson et al., 2005, Nordez et al., 2008b; Tanter et al., 2008) como elastografía por resonancia magnética (Dresner et al., 2001; Heers et al., 2003; Jenkyn et al., 2003; Uffmann et al., 2004).

Por su parte, como hemos mencionado en la sección precedente, el módulo de elasticidad de un tejido blando como el músculo esquelético, queda determinado por el módulo elástico de corte μ . Más adelante veremos que en elastografía, dicho módulo es caracterizado mediante la estimación de la velocidad de la *onda de corte* en el tejido. De esta manera, como en este tipo de medios la amplitud de dicha onda es muy pequeña, los efectos no lineales pueden ser despreciados (Nordez et al., 2010). Asimismo, las ecuaciones que permiten estimar el módulo de elasticidad de corte, tanto en elastografía ultrasonora como en elastografía de baja frecuencia, consideran al músculo como un material puramente elástico. Así entonces, se desprecia la influencia de la viscosidad en las estimaciones de la velocidad de la onda de corte. Esto está fundamentado sobre la base de estudios previos, que han analizado la influencia de la viscosidad sobre la medición de la velocidad de esta onda (Deffieux et al., 2009; Catheline et al., 2004). En tal sentido, Deffieux et al. (2009) utilizando SSI, mostraron que en el bíceps braquial, cuando las ondas de corte se propagan longitudinalmente respecto a las fibras musculares, son prácticamente no dispersivas. Esto significa que en tales condiciones, la velocidad de dichas ondas es casi independiente de la frecuencia de excitación. Estos resultados son concordantes respecto a los obtenidos por Catheline et al. (2004), utilizando la elastografía transitoria unidimensional en geles de simulación de tejido blando de agar-gelatina y en cortes de carne bovina. Por lo tanto, en función de todo lo

antedicho, es que la estimación del módulo elástico de corte en el músculo esquelético se ve poco afectada por los efectos viscosos, pudiendo entonces ser despreciados.

Sin embargo, debemos mencionar que este es un tópico que continúa desarrollándose en la actualidad. En tal sentido, existen esfuerzos recientes tendientes a considerar el carácter viscoelástico de los sólidos blandos, en las estimaciones de elasticidad basadas en la medida de la velocidad de la onda de corte en el medio (Qiang et al., 2015; Kijanka et al., 2018; Greenleaf and Alizad, 2017; Carrascal et al., 2018).

3.2 Elastografía ultrasonora

Para evaluar el módulo de elasticidad de los tejidos blandos, todos los métodos elastográficos ultrasonoros existentes se basan en el mismo principio: se aplica una fuerza externa al tejido estudiado y luego se siguen los desplazamientos resultantes. De acuerdo a la manera en que la fuerza externa es aplicada para excitar el medio, los métodos elastográficos ultrasonoros pueden clasificarse en dos grandes tipos: los métodos estáticos (o cuasi-estáticos) y los métodos dinámicos.

La elastografía estática (Ophir, 1991) es la primera técnica ultrasonora que ha permitido obtener imágenes de elasticidad de los tejidos biológicos. La base del método consiste en aplicar una tensión constante al tejido y medir la componente de la deformación interna así provocada en la dirección del haz ultrasonoro (Benech, 2004). Dicha deformación así como la tensión generada se estiman mediante la correlación bidimensional de las imágenes de ultrasonido (Gennisson et al., 2013). Por su parte, el módulo de elasticidad está dado por la ley de Hooke, que como hemos visto vincula la tensión que actúa sobre el cuerpo y la deformación sufrida por el mismo, en un medio puramente elástico. En la práctica, como la tensión aplicada es desconocida, solo se muestra la deformación. El mapa de deformaciones así obtenido se denomina *elastograma*. Este método tiene la ventaja de ser fácil de implementar, pero como la

distribución de tensión es desconocida no permite estimar cuantitativamente el módulo de elasticidad del medio en kilo-Pascales (kPa). Sin embargo, el mismo se ha implementado en muchos dispositivos comerciales de diagnóstico por imágenes de ultrasonido, como información simple pero indirecta sobre la rigidez del tejido.

Por su parte, en los métodos dinámicos, se aplica una fuerza variable en el tiempo al tejido. Ésta puede ser tanto una fuerza mecánica transitoria corta, o una fuerza oscilatoria con una determinada frecuencia. En tal sentido, en un cuerpo sólido, una perturbación mecánica variable en el tiempo se propagará como ondas mecánicas, que como hemos visto previamente, podrán ser ondas de compresión u ondas de corte (Fig. 11). Las primeras se propagan muy rápidamente en el cuerpo humano (~ 1500 m/s), y a frecuencias ultrasonoras ($\sim 10^6$ Hz) pueden usarse para obtener imágenes del mismo. Por su parte, típicamente a bajas frecuencias (100 - 1000 Hz) en sólidos blandos predominan las ondas de corte. Estas se generan en todo el rango de frecuencias, pero a altas frecuencias la amplitud es tan pequeña que solo se detectan muy cerca de la fuente. Las mismas se propagan más lentamente que las ondas de compresión, y su velocidad ($\sim 1 - 50$ m/s) está directamente relacionada con el módulo de elasticidad de corte del medio (μ). Particularmente, como hemos visto en la sección 2.2.2, el módulo de elasticidad de corte de los tejidos biológicos blandos puede aproximarse como tres veces dicho módulo (Ec. (10)). Así entonces, los métodos de elastografía dinámica que utilizan ultrasonido, se encuentran dentro del concepto de imaginería con múltiples ondas o *Multiwave Imaging* (Fink, 2010). Según esto, dichos métodos se basan en combinar la utilización de ondas ultrasonoras con ondas de baja frecuencia, para aprovechar lo “mejor” de cada una en la optimización del contraste y la resolución en la formación de imágenes. Así, las primeras representan una gran resolución espacial, en la escala del milímetro o menor, lo que permite registrar el desplazamiento de las ondas

de baja frecuencia. Sin embargo éstas muestran un pobre contraste, sobre todo en lo referente a las propiedades elásticas de los tejidos blandos. Por su parte, las segundas presentan un alto contraste en cuanto a los cambios de elasticidad del medio, pero una pobre resolución espacial. La combinación de estos dos tipos de ondas, permite entonces obtener un resultado final que exhibe una alta resolución espacial y un alto contraste (Benech, 2004).

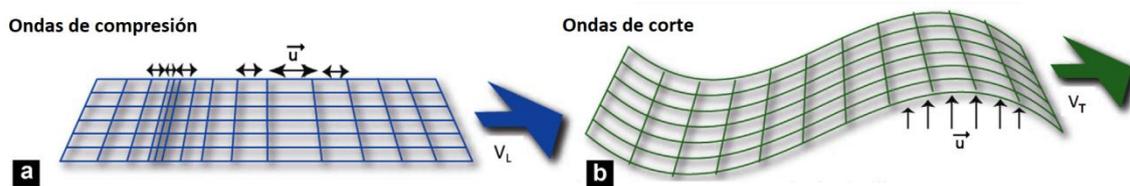


Figura 11. a: la onda de compresión se propaga por sucesivos cambios de volumen del medio. El desplazamiento del medio u es paralelo a su dirección de propagación con una velocidad V_L . b: la onda de corte se propaga por movimientos sucesivos del medio que son perpendiculares a su dirección de propagación con una velocidad V_T . Adaptado de Gennisson, J. L., Deffieux, T., Fink, M., Tanter, M., 2013. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn. Interv. Imaging* 94(5), 487-495.

De esta forma, los métodos de elastografía dinámica basados en la propagación de ondas de corte, pueden producir un mapa cuantitativo del módulo de elasticidad, de mayor resolución en comparación con los métodos estáticos. Sin embargo, el uso de los métodos dinámicos, requiere de un sistema de emisión-recepción de ondas mucho más complejo. Dicho sistema debe ser capaz de generar las ondas de corte (mediante un vibrador mecánico o un sistema de generación de presión de radiación ultrasonora), así como de obtener las imágenes de los pequeños desplazamientos inducidos por las mismas (a través de un sistema de ultrasonido ultrarrápido o estroboscópico) (Gennisson et al., 2013). El lector podrá encontrar en Ryu y Jeong (2017) y Creze et al. (2018), una revisión detallada y actualizada sobre los conceptos, principios básicos y aplicaciones de estos métodos a la biomecánica muscular.

Dentro de los métodos de elastografía dinámica que poseen las características descritas, la *elastografía transitoria* (ET) y el *supersonic shear imaging* (SSI) se han convertido en los métodos de referencia dentro del campo de la biomecánica muscular. Por tanto, dedicaremos las secciones siguientes a describir sus principales características, así como a comentar algunos de los principales estudios biomecánicos llevados a cabo con los mismos.

3.2.1 Elastografía transitoria 1D

La elastografía transitoria 1D (ET 1D) (Catheline et al., 1998) fue el primer dispositivo en utilizar el principio de imaginería ultrarrápida en una dimensión, para visualizar de manera transitoria la propagación de las ondas de corte. El mismo consiste en generar un pequeño impulso transitorio a través de un pistón actuando sobre el medio. De esta manera se generan los movimientos internos, que permiten registrar la propagación de la onda de corte dentro del mismo a través de la utilización de un transductor ultrasonoro (Gennisson et al., 2013).

En primer lugar, la cara frontal del transductor actúa como un pistón, produciendo un pequeño impulso mecánico sobre la superficie del medio. Esto genera tanto una onda de compresión como una onda de corte, ambas esféricas (Fig. 12) (Catheline et al., 1999). En tal sentido, una de las grandes ventajas de la ET 1D ante otros métodos ultrasonoros, es que el método resulta ser independiente de las condiciones de borde y por ende de la forma geométrica del medio. Esto es debido a que en la ET 1D, a diferencia de otros métodos ultrasonoros, se estudian las vibraciones antes de que éstas alcancen los bordes y las reflexiones “contaminen” la onda viajera (Benech, 2004). De esta manera, al igual que en la elastografía estática, los desplazamientos generados, que son función tanto de la profundidad en el medio como

del tiempo, son estimados por correlaciones de ecos retrodifundidos a través del método de *interferometría speckle ultrasonora* (Dickinson and Hill, 1982). Dichos ecos son registrados a una tasa de muestreo superior a mil veces por segundo con un transductor ultrasonoro unidimensional de 5 MHz, permitiendo así construir un perfil de la propagación de la onda de corte en función de la profundidad en el medio y del tiempo. La figura 13 muestra un ejemplo de lo anterior, correspondiente a medidas realizadas en el LAU a nivel del bíceps braquial. Finalmente, al medir la fase para cada profundidad, es posible extraer la velocidad de fase de la onda de corte a la frecuencia central, lo que hace posible estimar el módulo de elasticidad de corte del medio, al considerar que el mismo es homogéneo y no viscoso (Gennisson et al., 2013).

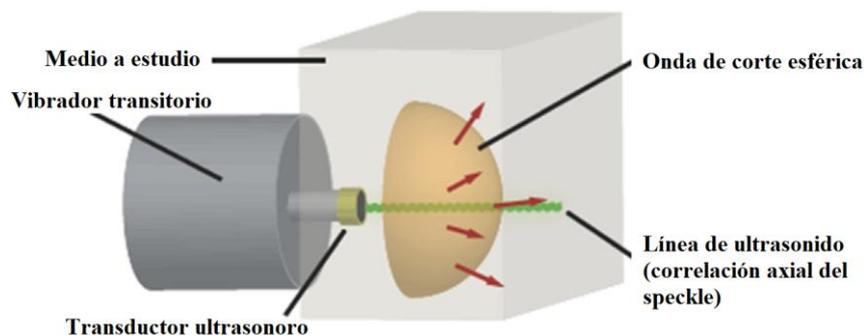


Figura 12. El vibrador da un pulso de baja frecuencia ($\sim 10 - 500$ Hz) en el medio, creando, entre otras, un onda de corte. El transductor de ultrasonido, que se coloca en el vibrador, permite así seguir, mediante la intercorrelación axial del speckle ultrasonoro a más de mil veces por segundo, la propagación de la onda de corte en función de la profundidad en el tiempo. Adaptado de Gennisson, J. L., Deffieux, T., Fink, M., Tanter, M., 2013. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn. Interv. Imaging* 94(5), 487-495.

Desde hace ya algunos años, la ET 1D se ha posicionado como uno de los métodos elastográficos ultrasonoros de referencia a la hora de brindar estimaciones sobre la elasticidad de los tejidos blandos. En tal sentido, Sandrin et al. (2002a) aplicó dicho método para medir la velocidad de ondas de corte de baja frecuencia que se propagan en este tipo de medios y determinar así su elasticidad. De hecho, existen equipos comerciales basados en esta tecnología, que son ampliamente utilizados en

medicina para el diagnóstico de enfermedades relacionadas con la alteración de la elasticidad de los tejidos blandos. Por ejemplo, el FibroScan[®] es un equipo basado en ET 1D, el cual se especializa en el diagnóstico de la fibrosis hepática.

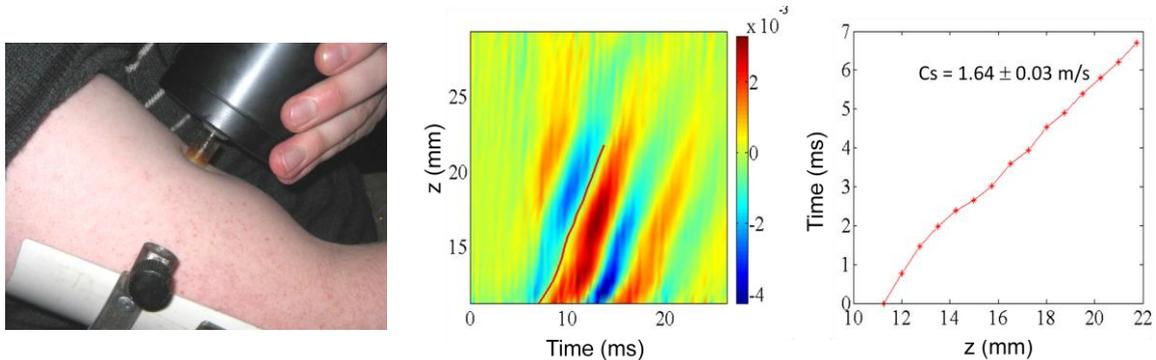


Figura 13. Perfil de tiempo/profundidad en el bíceps braquial *in vivo* en reposo utilizando ET 1D. La extracción de la pendiente permite medir la velocidad de la onda de corte y, por lo tanto, el módulo de elasticidad de corte del músculo.

En el caso particular del músculo esquelético *in vivo*, podemos destacar distintos trabajos, en los que sus respectivos autores dan cuenta de la aplicación de la ET 1D en dicho tejido. Así, Gennisson et al. (2003) reportaron resultados de su aplicación para cuantificar la elasticidad muscular en función de la fuerza desarrollada por el mismo. También estudiaron la polarización de la velocidad de propagación de las ondas de corte en función de la orientación de las fibras musculares. Por su parte, Gennisson et al. (2005) publicaron resultados de este método utilizado para estimar la viscosidad del músculo bíceps braquial en función de su anisotropía. Esto se llevó a cabo junto con registros simultáneos de su actividad eléctrica, medida a través de electromiografía superficial (EMGs). Además de estos trabajos, Nordez et al. (2008b) también utilizaron la ET 1D para medir la elasticidad local del músculo gastrocnemio medial durante la dorsiflexión pasiva del tobillo. De esta forma, encontraron una relación lineal entre dicha variable y el torque pasivo máximo desarrollado, así como una buena reproducibilidad de los datos. En función de ello, sus resultados sugirieron que los

cambios sucedidos a nivel del torque pasivo después del estiramiento muscular estático, son explicados por un aumento agudo en la longitud muscular, pero sin cambios en cuanto a las propiedades mecánicas intrínsecas musculo-articulares.

3.2.2 Supersonic Shear Imaging

El método Supersonic Shear Imaging (Bercoff et al., 2004b) deriva de las investigaciones previas en elastografía transitoria. Además de lo discutido en la sección previa al respecto de la ET 1D, dicho método fue posteriormente extendido a 2D (Sandrin et al., 2002b; Bercoff et al., 2003). En tal sentido, en el año 2004 se desarrollaron dos ideas fundamentales para superar algunas de las limitaciones de la elastografía transitoria 2D, que determinaban fundamentalmente que su aplicación en la práctica fuera dificultosa. La primera de estas ideas consistía en la *fuerza de radiación acústica* y la segunda en la *imagería ultrarápida con ultrasonido* (Bercoff, 2004a). Estos dos conceptos que describiremos a continuación, están en la base del funcionamiento del método Supersonic Shear Imaging.

En primer lugar, el transductor de ultrasonidos genera mediante el efecto de fuerza de radiación acústica, un desplazamiento local del material (“push”) en un punto focal (Fig. 14A). La idea del SSI en este sentido, es que los haces de ultrasonido se enfoquen sucesivamente a diferentes profundidades en el medio, para de este modo generar desplazamientos locales del mismo (“pushing”) en varias posiciones internas simultáneamente (Fig. 14B). Así, cada haz focal genera ondas de corte que se propagan esféricamente lejos de la fuente. Para esto, la electrónica del método permite mover la fuente (“push”) a una velocidad mucho mayor que la de las ondas de corte generadas. De esta forma, las diferentes ondas de corte esféricas interfieren constructivamente como un cono (Bercoff et al., 2004c), creando un frente de onda plano (cilíndrico en tres

dimensiones) que puede visualizarse con el dispositivo de imaginería ultrarrápido ultrasonoro (Fig. 14B y 14C). Con respecto a las imágenes adquiridas por este último, las mismas permiten escanear todo el plano de imágenes con una muy buena resolución temporal en una sola adquisición. Generalmente esto se realiza con una velocidad de 5000 imágenes por segundo. Por lo tanto, no es necesario repetir la adquisición varias veces mediante estroboscopia para adquirir todo el campo de desplazamiento. Lo anterior permite, no solo obtener imágenes en tiempo real, sino también promediar las imágenes adquiridas muy rápidamente para mejorar la calidad de la imagen (Gennisson et al., 2013).

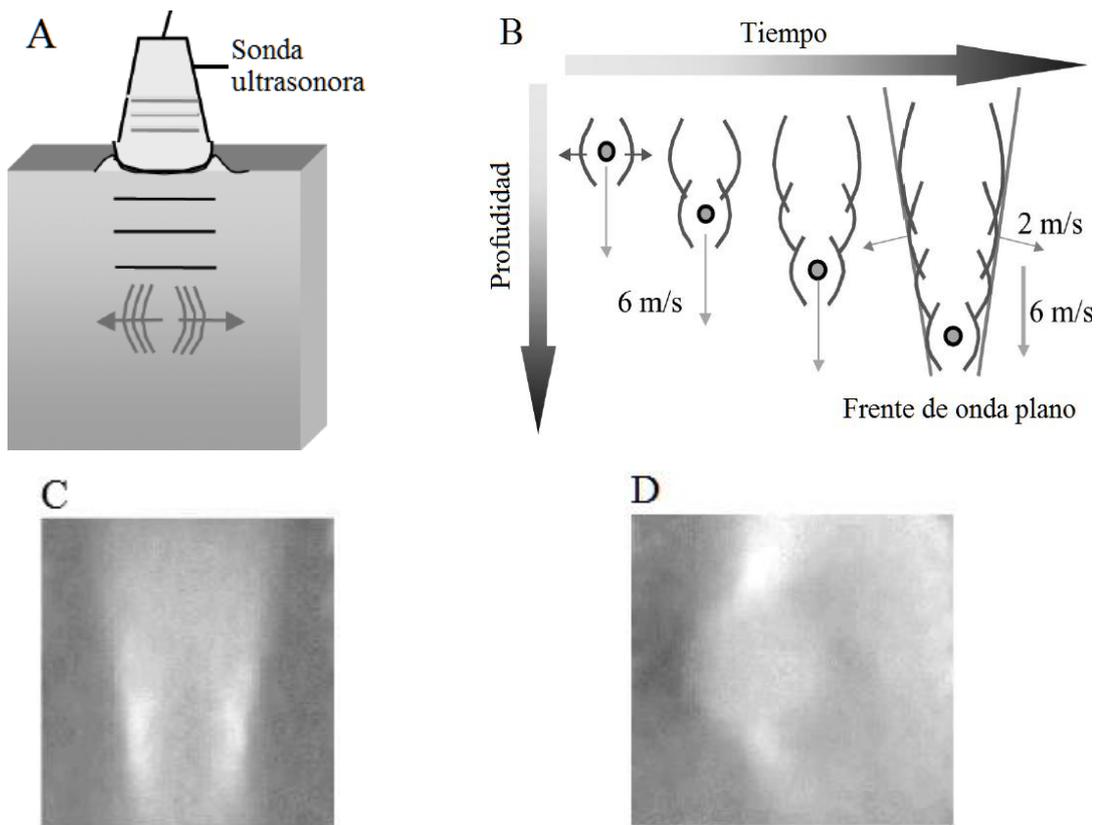


Figura 14. A: Push generado por el transductor ultrasonoro mediante el efecto de fuerza de radiación ultrasonora. B: Desplazamientos locales del tejido generados simultáneamente a varias profundidades, que generan ondas de corte que se propagan esféricamente hacia afuera de la fuente. C: Interferencias constructivas de las ondas de corte generan un frente de onda plano. D: Ondas de corte generadas en un instante dado. Adaptado de Bercoff, J., Tanter, M., Fink., 2004a. M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 51, 396–409.

Por lo tanto, el método Supersonic Shear Imaging utiliza la tecnología de la elastografía transitoria 2D, pero sustituye el vibrador por la presión de radiación acústica. Todo el método, en lo que respecta a la excitación de las ondas de corte y la imaginería de la propagación de las mismas, se integra en un solo componente que es la sonda ultrasonora que contiene la matriz de transductores de imágenes de ultrasonido (Fig. 14A). La onda de corte generada tiene una amplitud de decenas de micras, que es detectable con una buena relación señal/ruido por el algoritmo de seguimiento de speckle acústico y la obtención de imágenes ultrarrápidas. Gracias a estas últimas, la adquisición de la propagación de la onda de corte se puede mostrar en tiempo real como una imagen de ultrasonido convencional (Fig. 14D). En base a todo lo anterior, utilizando un algoritmo de tiempo de vuelo, el SSI es capaz de estimar la velocidad de la onda de corte entre dos puntos de la imagen, permitiendo entonces construir un mapa del módulo de elasticidad de corte del medio (Fig. 15) (Gennisson et al., 2013).

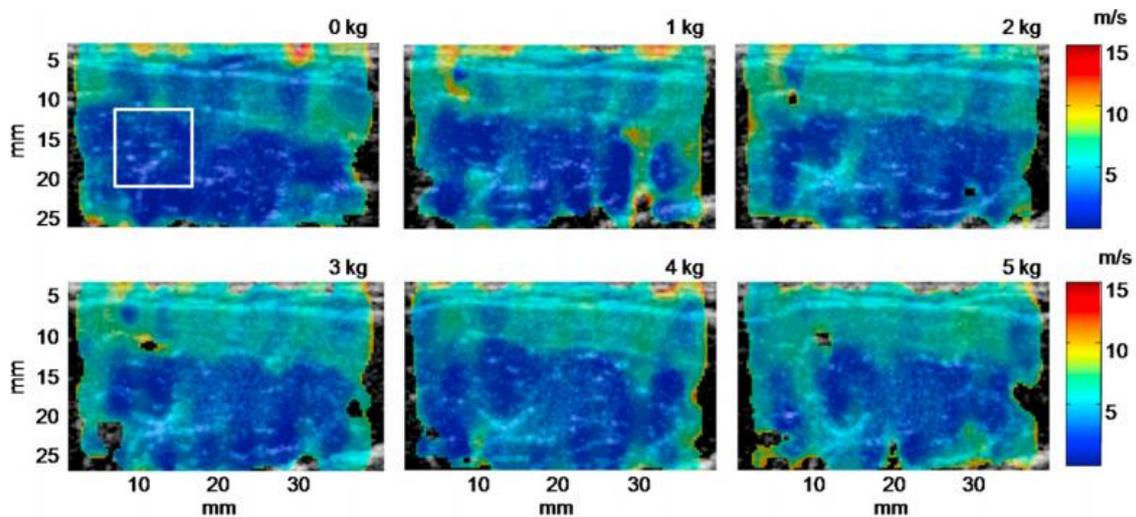


Figura 15. Mapas del módulo de elasticidad de corte en los músculos braquial y bíceps braquial en función de distintas condiciones de carga. Ambos músculos son fácilmente distinguibles en cada una de las imágenes en función de la velocidad de la onda de corte medida por el SSI (parte superior: bíceps braquial; parte inferior: braquial). Tomado de Gennisson, J. L., Deffieux, T., Macé, E., Montaldo, G., Fink, M., Tanter, M., 2010. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 36, 789-801.

De esta forma, en los últimos años, el uso del método SSI se ha extendido como herramienta de investigación en biomecánica muscular. Podemos citar así, diferentes trabajos en los que los autores han utilizado esta tecnología, para investigar sobre diferentes aspectos biomecánicos del músculo esquelético íntimamente ligados con la caracterización de sus propiedades elásticas (Deffieux et al., 2008; Nordez et al., 2010; Gennisson et al., 2010; Bouillard et al., 2011; Akagi et al., 2012; Bouillard, et al., 2012a; Bouillard, et al., 2012b; Akagi y Takahashi, 2014; Ateş, et al., 2015). En tal sentido, en lo que respecta a los trabajos más relacionados con esta tesis, podemos destacar por ejemplo el trabajo de Ateş, et al. (2015). En el mismo, utilizando conjuntamente el SSI y la dinamometría isoquinética, los autores estudiaron la relación entre el módulo elástico de corte y el torque, producido por la acción del músculo abductor del dedo meñique en todo el rango de contracción isométrica. Por su parte, basándose también en la aplicación conjunta de la dinamometría isoquinética y el SSI, Bouillard, et al. (2012b) evaluaron la relación existente entre el módulo elástico de corte y el torque a nivel de la articulación del codo, para los cuatro músculos flexores de dicha articulación (bíceps braquial, braquioradial, braquial y tríceps braquial). En dicho trabajo, estos autores también analizaron los cambios que se suceden en cuanto a la distribución de la carga (*load sharing*) entre los músculos mencionados, conforme a incrementos del torque articular. Otro estudio relacionado con esta tesis, es el estudio llevado a cabo por Nordez et al. (2010). En el mismo, utilizando de forma conjunta la dinamometría isoquinética, la electromiografía superficial y el SSI, los autores estudiaron la relación entre el módulo elástico de corte y el nivel de activación eléctrica del músculo bíceps braquial, durante la realización de rampas ascendentes de torque. Por otro lado, Bouillard et al. (2011), utilizando dinamometría isoquinética y SSI,

realizó el primer trabajo tendiente a estimar fuerzas musculares individuales, a partir de un modelo biomecánico muy sencillo y medidas de elasticidad muscular.

3.3 Elastografía de baja frecuencia

La instrumentación de los métodos de elastografía ultrasonora requiere de cierta infraestructura para ser utilizados adecuadamente (ej. una clínica o un laboratorio). Además, su uso en condiciones dinámicas (ej. correr, caminar, saltar) es actualmente inviable. Por lo tanto, más allá de los estudios citados previamente, el uso de la elastografía en la investigación biomecánica se encuentra limitado actualmente a aplicaciones específicas realizadas en clínicas o laboratorios. Otro tipo de investigaciones son inviables, por ejemplo, aplicaciones de campo, mediciones en condiciones dinámicas o evaluar las propiedades elásticas en dos o más músculos simultáneamente. Tales aplicaciones no son posibles con los métodos ultrasónicos de referencia actuales, ni con otros métodos descritos en la literatura (Dresner et al., 2001; Zhang and Greenleaf, 2007; Zhang et al., 2011a; Zhang 2011b; Zhang et al., 2017).

Por su parte, es importante destacar que las capacidades de imaginería de la elastografía ultrasonora, exceden las necesidades de determinadas áreas de aplicación relacionadas a la biomecánica muscular. En tal sentido, muchas veces es suficiente la obtención de un valor promedio de la elasticidad del medio, más que un mapa del campo elástico del mismo. Esto, sumado al elevado costo de esta tecnología, hace que la relación costo-beneficio se torne desfavorable, por lo que suele recurrirse a métodos cualitativos para evaluación la elasticidad muscular, como por ejemplo la palpación manual. De esta manera, existe actualmente la necesidad de desarrollar nuevos métodos elastográficos, que puedan proporcionar soluciones adecuadas a estos aspectos.

Una alternativa a los métodos de elastografía ultrasonora reside en el uso exclusivo de bajas frecuencias (~ 100 Hz). Cuando las frecuencias ultrasonoras son removidas, la información espacial se pierde. Sin embargo, la información respecto a la elasticidad del medio se conserva. Por lo tanto, esto permite reportar un valor numérico sobre la elasticidad global del medio (*elasticidad de volumen*). Esto se adecúa mejor a las necesidades y posibilidades actuales de aquellos campos afines a la biomecánica muscular (ej. biomecánica deportiva, medicina rehabilitatoria), que actualmente se basan en métodos cualitativos para determinar dicho parámetro. En tal sentido, a continuación haremos mención a diferentes trabajos que refieren al uso de ondas de superficie (u ondas de Rayleigh) para evaluar las propiedades elásticas del músculo esquelético.

3.3.1 Arte previo en el desarrollo de métodos elastográficos de baja frecuencia para la estimación de la elasticidad muscular

El primer antecedente que aparece en la bibliografía científica haciendo referencia al empleo de ondas de superficie para la determinación de la elasticidad en tejidos blandos, es un trabajo de Kazarov and Klochkov (1989). En el mismo, estos autores registraron la velocidad de fase de dichas vibraciones para estimar el módulo elástico de corte y la viscosidad de los tejidos blandos a nivel del brazo. Sin embargo, el método que describen estos autores requiere el uso de ultrasonido, ya que un dispositivo a base del mismo es empleado para medir los desplazamientos a nivel de la superficie del medio. Además, en este trabajo se registran variaciones de la velocidad superficial en función de la frecuencia. Es decir que la medida es dispersiva y por lo tanto la velocidad medida no tiene una relación directa con la elasticidad del tejido. Es conocido que este efecto es producido por la difracción debida al tamaño no despreciable de la fuente y/o sensor comparados con la longitud de onda, así como por la relación entre

esta última y la distancia fuente-sensor. Si bien los autores registran este efecto en las medidas, no brindan un método o protocolo para corregirlo, de manera que la elasticidad estimada de esta forma es aparente y no necesariamente coincide con la elasticidad real del tejido, a no ser que se especifique claramente el rango de frecuencias de validez del método.

Por otro lado, Popovic et al. (1992) y Courage (2003) describieron un método elastográfico que consta de tres transductores piezoeléctricos flexurales, que permiten estimar la elasticidad de los tejidos blandos de forma no invasiva, utilizando el componente tangencial de las ondas superficiales en el rango de 500-30.000 Hz. Uno de los sensores está ubicado en el centro y actúa como emisor, mientras que los otros dos actúan como receptores. La velocidad de propagación de la onda de superficie se estima a partir de la medición del tiempo de vuelo del pulso tangencial en viajar la distancia entre el emisor y cada uno de los receptores. Según los autores, esta velocidad está directamente vinculada con la elasticidad del tejido en contacto con los sensores, de manera que reportan resultados tanto en piel como en el músculo sartorio de la rana *in vitro*. Sin embargo, la componente tangencial de la onda de superficie decae rápidamente hacia el interior del medio. Esto, sumado al rango de frecuencias de trabajo del equipo y a que la velocidad de las ondas de superficie en tejido blando es del orden de 2-30 m/s, determinan que este equipo, tal como está concebido, solamente permite estimar la elasticidad del tejido a nivel de la capa más superficial del mismo (< 1 cm). Por su parte, si se deseara bajar la frecuencia por debajo del rango descrito con el objetivo de aumentar la profundidad de exploración y estimar así la elasticidad de volumen, la incidencia de determinados efectos físicos (efectos de difracción, de ondas guiadas y de campo cercano) determinaría que las estimaciones sean erróneas. Como el método especificado por estos autores no prevé corregir dichas fuentes de error, éste

método no es apto para estimar la elasticidad de volumen en lugar de elasticidad superficial.

Otro antecedente que podemos mencionar, es el de un trabajo llevado a cabo por Sabra et al. (2007), sobre la caracterización elástica del músculo vasto lateral mediante una técnica elastográfica “pasiva”. Dicho método no utiliza perturbaciones externas para inducir las ondas de superficie, sino que se vale de la utilización de ruidos musculares producidos durante la contracción muscular. Para la detección de los desplazamientos superficiales el método descrito utiliza acelerómetros en contacto con la piel. Así, mediante un complejo algoritmo de correlación, el método estima la velocidad de fase de la onda superficial, con lo cual puede calcularse el módulo de elasticidad del tejido. Este método no permite variar la frecuencia de excitación, por lo que no es posible estudiar la influencia de fenómenos físicos tales como los efectos de difracción, de ondas guiadas y de campo cercano. Asimismo, al depender de contracciones voluntarias realizadas por el sujeto bajo estudio, el mismo no es viable para su utilización en casos donde el mismo presente escasa o nula capacidad de contracción muscular.

Por su parte, Salman y Sabra (2013) desarrollaron una nueva modalidad para la medida de ondas de superficie, mediante el método de vibrometría por escaneo continuo láser Doppler (*continuous scanning laser Doppler vibrometry*, CSLDV). En dicho método, barriendo un único haz láser a lo largo de un patrón periódico de escaneo, es posible medir las vibraciones superficiales en muchos puntos simultáneamente, demultiplexando la señal del CSLDV. De este modo, utilizando un conjunto de tres vibrómetros láser Doppler fijos distribuidos a lo largo de la línea de escaneo, los autores pudieron medir la velocidad de propagación de las ondas de superficie, y estimar así la elasticidad en geles de simulación de tejido biológico y músculo esquelético. Sin

embargo, como este método está basado en sensores virtuales, la medida de elasticidad sólo pueda realizarse en tiempo real cuando la señal es una senoide continua. De otra manera, el método no es capaz de medir la elasticidad del medio en tiempo real, ya que no le es posible determinar la fase de la onda. Asimismo, es importante mencionar que el láser que emplea el CSLDV, hace necesaria la adopción de medidas de bioseguridad específicas. Por otro lado, el tamaño del equipamiento y los tiempos de operación requeridos, son otros factores a tener en cuenta a la hora de su aplicación. En tal sentido, si bien este método es una opción viable para su uso en condiciones de laboratorio, sus potenciales aplicaciones biomecánicas pueden estar limitadas, especialmente en aquellas áreas que requieren que el equipamiento sea transportable y de fácil manejo.

En esa dirección, en trabajos anteriores¹ hemos contribuido al desarrollo de un método de *elastografía por ondas de superficie* (EOS), basado en la propagación y correlación de ondas superficiales de baja frecuencia, en el marco de la línea de investigación correspondiente que se lleva a cabo en el LAU del Instituto de Física de la Facultad de Ciencias (UdelaR). De esta manera, se desarrolló un prototipo inicial compuesto principalmente por un arreglo lineal de sensores acústicos de contacto de 2 cm de diámetro y una fuente externa alineada con los mismos (Fig. 16). Dicho método fue utilizado para medir la elasticidad del bíceps braquial *in vivo* en 16 voluntarios sanos conforme a diferentes niveles de carga (Benech et al., 2012). Los resultados de estas experiencias, comparadas con las correspondientes utilizando ET, mostraron una tendencia similar para frecuencias superiores a los 100 Hz, aunque se sugirió la incidencia de efectos de difracción y de ondas guiadas para explicar la sobreestimación de la elasticidad por parte de la EOS (Fig. 17).

¹ Grinspan, G.A. “Elastografía por ondas de superficie: pautas para el desarrollo e implementación de un método acústico de bajo costo para la valoración no invasiva de la elasticidad muscular”. Tesis de Grado en Ciencias Biológicas. Universidad de la República, 2014.

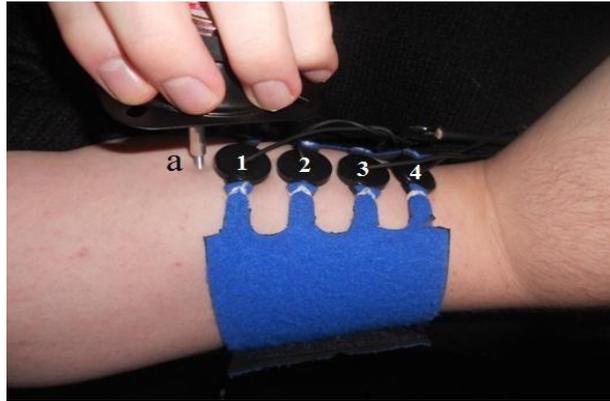


Figura 16. Primer prototipo de elastografía por ondas de superficie desarrollado en el LAU. Tomado de Benech et al. (2012).

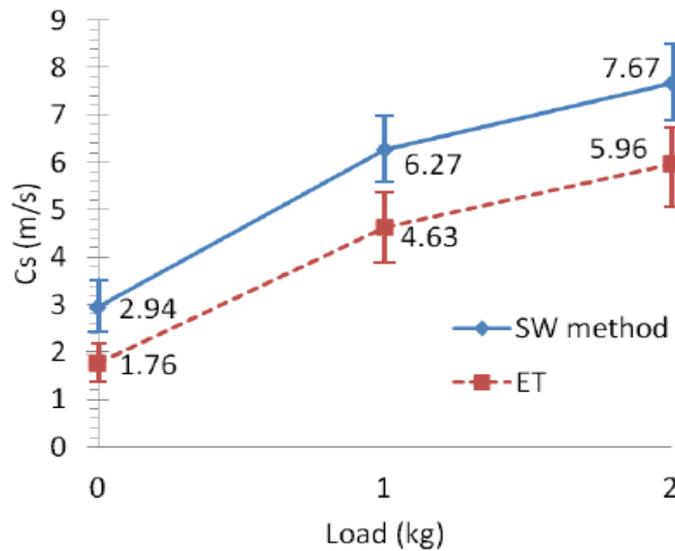


Figura 17. Sobreestimación de la elasticidad del bíceps braquial por parte del primer prototipo de elastografía por onda de superficie. Cs: velocidad de la onda de corte; SW method: elastografía por onda de superficie; ET: elastografía transitoria. Tomado de Benech et al. (2012).

El desarrollo de la EOS ha continuado llevándose a cabo como parte de las líneas de investigación del LAU. En tal sentido, en forma paralela al desarrollo de esta tesis, se ha configurado la versión actual del método que fue empleado para las mediciones de elasticidad muscular que se presentan en los capítulos subsiguientes. De esta manera, a continuación describiremos las características principales que definen a esta modalidad de elastografía en la actualidad.

4 – ELASTOGRAFÍA POR ONDAS DE SUPERFICIE NO ULTRASONORA (NU-SWE)

La mayoría de los métodos elastográficos de baja frecuencia mencionados previamente, basan sus estimaciones de elasticidad en la medida de la velocidad de la onda de Rayleigh (V_R). Esto es posible dado que dicha velocidad se relaciona de manera simple con la velocidad de la onda de corte según $V_R \cong 0.96V_T$. Sin embargo, esta relación solo se mantiene en un medio semi-infinito y en el campo lejano de la fuente, lo que contrasta con la naturaleza de los músculos esqueléticos ya que estos son medios finitos. Por lo tanto, para que la estimación de la elasticidad muscular basada en la propagación de la onda de Rayleigh sea válida, es necesario utilizar altas frecuencias. De esta manera, la longitud de onda de la onda de Rayleigh es mucho menor que la altura del músculo en cuestión y el medio puede considerarse semi-infinito (Benech et al., 2019). Sin embargo, además de algunas desventajas que conlleva el uso de altas frecuencias (ej. baja profundidad de penetración y alto coeficiente de atenuación), lo anterior no es compatible con las características de muchos de los métodos elastográficos de baja frecuencia descritos hasta el momento. En tal sentido, dichos métodos son susceptibles a ciertos efectos físicos asociados al uso exclusivo de bajas frecuencias.

Así, fenómenos tales como efectos de difracción (Ruiz y Nagy, 2002; Miller y Pursey, 1954), efectos de ondas guiadas (Rayleigh, 1888; Lamb, 1917; Benech et al., 2015), efectos de campo cercano (Catheline et al., 1999; Sandrin et al., 2004; Yoon y Rix, 2009; Catheline y Benech, 2015), y la propia anisotropía del medio, introducen sesgos en las estimaciones de elasticidad. Brevemente, el efecto de difracción se produce cuando la separación entre la fuente y los sensores es del orden de la longitud de onda, y la fuente tiene dimensiones comparables con ésta última. También puede

producirse cuando los sensores tienen dimensiones comparables a la longitud de onda. El efecto de ondas guiadas está vinculado con el tamaño de la muestra, y se presenta cuando la altura de la misma es comparable o menor a la longitud de onda. Por su parte, los efectos de campo cercano se producen por interferencias constructivas y destructivas de diferentes tipos de ondas, cuando la fuente se dispone relativamente cerca de los sensores. De esta manera, la conjugación de estos efectos en la configuración experimental de muchos de los métodos de baja frecuencia descritos recientemente en la literatura, determina que estos brinden un valor de elasticidad aparente que difiere del valor real obtenido mediante los métodos ultrasonoros de referencia.

En este contexto, paralelamente al desarrollo de esta tesis, y sobre la base del método de EOS desarrollado previamente, en el LAU se desarrolló y patentó² a nombre de la UdelaR una nueva versión de dicho método llamada *Elastografía por ondas de superficie no ultrasonora* (NU-SWE³, de *Non-Ultrasound surface wave elastography*, en inglés). Dicho método consta de algunas modificaciones a nivel del montaje experimental con respecto a la EOS, y está basado en una serie de algoritmos desarrollados por Benech et al. (2017) y Benech et al. (2019), que permiten corregir la incidencia conjunta de la anisotropía y de los efectos antemencionados, brindando así estimaciones confiables y robustas sobre la elasticidad del medio. De esta manera, a continuación describiremos tanto el montaje experimental que compone la NU-SWE, así como las bases teóricas de la misma para la estimación de la elasticidad muscular.

² Solicitudes de patentes definitivas vigentes:

-Benech, N., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A. "Device and method for determining the elasticity of soft-solids". 30 de octubre de 2018. PCT (Brasil). N° registro: BR2018/050395.

-Benech, N., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A. "Equipo y Método para Determinar la Elasticidad de Sólidos Blandos". 26 de octubre de 2018. INPI (Argentina). N° registro: 20180103118.

-Benech, N., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A. "Equipo y Método para Determinar la Elasticidad de Sólidos Blandos". 30 de octubre de 2018. DINAPI (Paraguay). N° registro: 1895728 / DNPI (Uruguay). N° registro: 37953.

³ Este nombre permite diferenciar el método respecto a otros que también utilizan la abreviación SWE (de Surface Wave Elastography, en inglés) pero que están basados en ondas superficiales de alta frecuencia, así como de los propios métodos ultrasonoros de referencia basados en ondas de corte, muchas veces denotados también como SWE (de Shear Wave Elastography, en inglés).

4.1 Montaje experimental de la NU-SWE

El dispositivo de la NU-SWE está compuesto por un arreglo lineal de sensores de vibración de contacto, una fuente de ondas externa, un amplificador de audio, una tarjeta conversora analógico/digital (A/D) y una computadora (Fig. 18). La fuente de ondas externa, en este caso un parlante con un pistón acoplado, es excitada mediante ciclos sinusoidales con una frecuencia central que varía entre 50 y 250 Hz. La misma vibra normalmente a la superficie libre del músculo, excitando principalmente la componente vertical de las ondas superficiales (Fig. 19A). Dicha componente se registra mediante un arreglo lineal de cuatro sensores piezoeléctricos, constituidos por una lámina flexible de PVDF, que posee una masa en el extremo y una pequeña extensión adherida a la misma (Fig. 19A). La extensión adjunta cambia la inercia de los sensores para adaptar su frecuencia de resonancia a la emitida por la fuente de ondas. Además, la extensión adjunta ofrece un área de contacto mínima (1 mm^2) (ver recuadro en la Fig. 19A). Esto es relevante porque, como se ha descrito en trabajos anteriores, el uso de sensores que poseen un área más grande induce efectos de difracción, que sobrestiman la velocidad de la onda de superficie (Benech et al., 2012; Grinspan et al., 2016). Por lo tanto, la NU-SWE utiliza sensores puntuales, que evitan los efectos de difracción en la recepción. Además, como se muestra en la Fig. 19A, es importante que la fuente esté alineada con el arreglo lineal de sensores, que deben estar igualmente espaciados por una distancia d evitando el contacto entre ellos. De acuerdo con esto, los sensores están dispuestos en una placa que los mantiene en la configuración correcta (Fig.18 y Fig. 19A), y se colocan sobre la superficie del músculo mediante un brazaletes de sujeción.



Figura 18. Montaje experimental de la NU-SWE. 1: amplificador de audio; 2: fuente externa de ondas; 3: placa conteniendo el arreglo lineal de sensores piezoeléctricos; 4: tarjeta convertora A/D; 5: computadora.

De esta manera, la vibración es registrada secuencialmente por los sensores, produciendo un voltaje entre sus terminales, el cual genera una señal que es digitalizada por la tarjeta convertora A/D (NI-USB 6009, National Instruments) y transferida a una computadora para su procesamiento.

4.2 Bases teóricas de la NU-SWE y estimación de la elasticidad muscular

El método de la NU-SWE consiste en excitar la propagación de ondas de superficie de baja amplitud y baja frecuencia (~ 100 Hz) sobre la superficie libre del músculo, registrar su desplazamiento mediante el arreglo lineal de sensores de vibración y estimar su velocidad de fase. Se emplean algoritmos de inversión para calcular la velocidad de la onda de corte a partir de la velocidad de la onda de superficie. Por lo tanto, el método estima la elasticidad de corte del músculo, calculando la velocidad de la onda de corte en un régimen lineal.

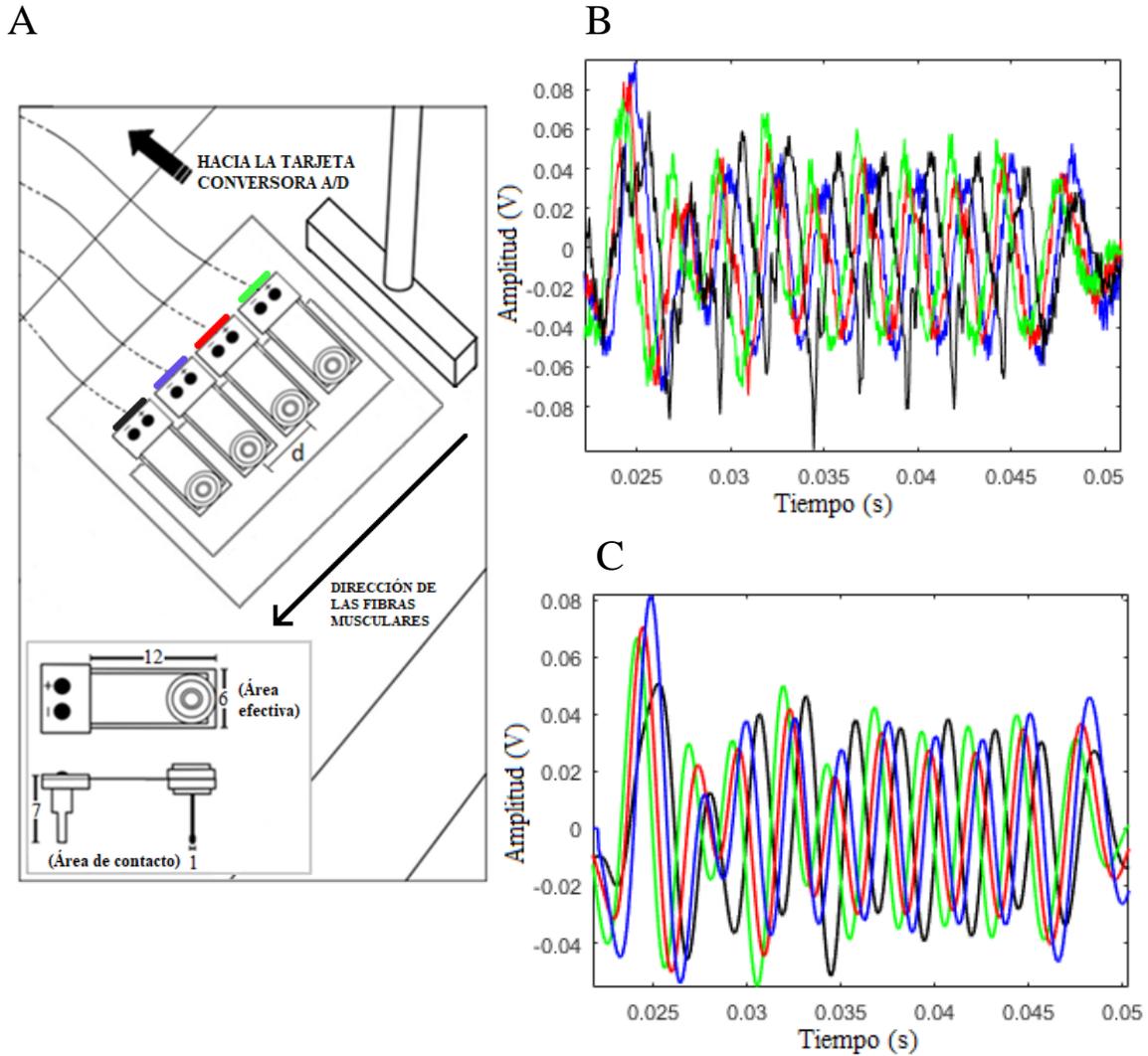


Figura 19. A: esquema que muestra la disposición relativa de la fuente de ondas, la dirección de las fibras musculares y el arreglo lineal de sensores de vibración (medidas en mm). B, C: señales crudas y filtradas, registradas por su correspondiente sensor en el arreglo lineal (indicado por colores), respectivamente.

El algoritmo de procesamiento de señales consiste en estimar el desfase ($\Delta\phi$) entre las señales registradas por el arreglo lineal de sensores de vibración. Un filtro pasa banda centrado en la frecuencia de la fuente con un ancho de banda del 50% se aplica a las señales crudas, para eliminar las frecuencias indeseadas (Figs. 19B y 19C). Luego, el desfase entre las señales registradas es calculado a una frecuencia seleccionada dentro del ancho de banda mediante la transformada de Fourier. Así, el desfase se convierte

en retardo temporal al dividirlo entre la frecuencia angular correspondiente (ω_0).

Finalmente, la velocidad de fase (V) se calcula de la siguiente manera:

$$V = \frac{\omega_0 d}{\Delta\phi} \quad (12)$$

donde d es la distancia entre la fuente y el sensor.

El funcionamiento de la NU-SWE no presenta limitaciones con respecto a la frecuencia de trabajo. Sin embargo, dependiendo de la frecuencia, puede ser necesario corregir el valor calculado teniendo en cuenta la propagación de ondas guiadas, los efectos de difracción y de campo cercano. Luego, conociendo el espesor muscular, el método aplica algoritmos de inversión diseñados para corregir automáticamente la incidencia de tales efectos. Así, la NU-SWE recupera un valor confiable de la velocidad de la onda de corte (V_T) en el medio. Estos algoritmos están detalladamente descritos en Benech et al. (2017) y Benech et al. (2019).

En la sección 2.2.1 ya hemos visto que el músculo esquelético puede ser considerado como un sólido transversalmente isotrópico (Gennisson et al., 2003; Gennisson et al., 2005; Nordez and Hug, 2010). Debido a las características de la propagación de ondas elásticas en este tipo de medios, el módulo elástico de corte longitudinal (c_{55}) está relacionado con la velocidad de propagación de la onda de corte en la dirección de las fibras musculares con polarización perpendicular $V_T^{\parallel} = \sqrt{c_{55}/\rho}$ (donde ρ es la densidad muscular = 1000 Kg/m³) (Benech et al. (2019)). Dada la disposición relativa de la fuente de ondas y el arreglo lineal de sensores en las mediciones de elasticidad muscular (Fig. 17A), la NU-SWE obtiene el valor de V_T^{\parallel} . Así, de manera análoga a trabajos anteriores utilizando elastografía ultrasonora (Gennisson et al., 2003; Gennisson et al., 2005; Nordez et al., 2008b; Nordez et al., 2009; Nordez

and Hug, 2010; Gennisson et al., 2010; Bouillard et al., 2011; Bouillard et al., 2012a; Bouillard et al., 2012b; Ateş et al., 2015), podemos estimar la elasticidad muscular de la siguiente manera.

$$c_{55} = \rho V_T^2 \quad (13)$$

Esta ecuación considera todas las asunciones realizadas en los estudios clásicos de elastografía respecto la naturaleza material del músculo, las cuales fueron discutidas y justificadas en la sección 3.1.

5- CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

La elastografía constituye una metodología novedosa para la investigación de las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos blandos. Como se ha visto, a partir del estudio de la propagación de las vibraciones acústicas en el tejido, este abordaje permite estimar parámetros informativos sobre el estado mecánico intrínseco del mismo, como su módulo elástico de corte. En particular, la aplicación de la elastografía al músculo esquelético, ha representado no solamente la incorporación de una nueva herramienta metodológica, sino que también ha definido una nueva línea de investigación en biomecánica muscular.

Como todo abordaje para el estudio de un problema complejo, los estudios clásicos en elastografía muscular también realizan supuestos sobre el objeto de estudio. En este caso, si bien es sabido que los tejidos blandos son medios viscoelásticos, en elastografía se hacen importantes supuestos respecto al comportamiento mecánico del músculo, al considerarlo un sólido elástico lineal. Por su parte, respecto a la naturaleza material del mismo, el músculo es modelado como un sólido transversalmente isotrópico, lo cual es razonable dada la presencia de fibras y la arquitectura interna del tejido.

En cuanto a los tipos de métodos elastográficos utilizados en biomecánica muscular, podemos clasificar a los mismos en dos grandes tipos: métodos ultrasonoros y métodos de baja frecuencia. Dentro de los primeros se encuentran los métodos de referencia en este campo, como los son la ET y el SSI, que combinan la propagación de ondas de alta y baja frecuencia, permitiendo estimar la elasticidad del medio localmente con una gran resolución espacial. Estos son los métodos que más se han aplicado en la actualidad al estudio de las propiedades mecánicas del músculo esquelético. Sin embargo, su uso conlleva ciertas limitaciones prácticas que limitan su extensión a otras áreas de aplicación en biomecánica muscular. En tal sentido, los métodos de baja frecuencia, de más reciente aparición en la literatura, han surgido como una alternativa a los mismos. Estos se basan exclusivamente en la propagación de ondas de baja frecuencia, por lo que carecen de la resolución espacial de los métodos ultrasonoros. Sin embargo, la información relativa a la elasticidad del medio se conserva, por lo que son capaces de brindar un valor sobre la elasticidad de volumen del medio. Por su parte, como contrapartida al uso exclusivo de bajas frecuencias, muchos de los métodos descritos en la literatura son susceptibles a efectos de difracción, efectos de ondas guiadas y de campo cercano. La anisotropía también es otro factor que puede influir en este sentido. Por lo tanto, todo lo anterior introduce sesgos en las estimaciones de elasticidad, lo que determina que no sean análogas a las de los métodos ultrasonoros de referencia.

En este contexto, la NU-SWE aparece como una opción viable dentro de los métodos de baja frecuencia. Esto dado que los algoritmos de procesamiento de señales en los cuales se basa el método, corrigen automáticamente la incidencia conjunta de los efectos antemencionados. Así, este permite estimar la elasticidad del medio de una manera confiable y robusta. Sin embargo sus aplicaciones biomecánicas son aún muy

incipientes, y se desconoce cómo es su performance en comparación con otros métodos de investigación clásicos utilizados en biomecánica muscular. En tal sentido, esta es la motivación que guió los trabajos que se exponen en los capítulos siguientes de esta tesis.

CAPITULO 2

DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA VS. NU-SWE: RELACIÓN TORQUE - ELASTICIDAD MUSCULAR

1 – INTRODUCCIÓN

Un aspecto que siempre ha resultado de interés desde los inicios de los estudios en biomecánica muscular, es poder determinar la fuerza, potencia y trabajo desarrollado por los músculos. Para ello se han intentado utilizar diversas estrategias, como las técnicas de exploración manual, el electrodiagnóstico de estimulación, los métodos de balanza en resorte, sistemas de prensión, levantamiento de pesas, etc. (Jiménez et al., 2005). Sin embargo, la medida de fuerzas musculares individuales, y por ende la de los torques ejercidos por los músculos sobre las articulaciones, persiste como un tema aún no resuelto en este campo de estudio. Esto debido a que no es posible conocer con certeza los parámetros intrínsecos que determinan los mismos (ej. lugares precisos de inserción muscular, brazos de palanca correspondientes, ángulos de actuación de las fuerzas, etc.). En tal sentido, actualmente la dinamometría isocinética es el sistema de referencia utilizado en biomecánica muscular, para evaluar de forma objetiva la fuerza muscular. Este permite tratar la misma en función de variables cuantitativas relativas a ciertos parámetros físicos como torque, trabajo y potencia, lo que facilita su manejo y tratamiento estadístico. De esta forma, si bien los orígenes de la dinamometría isocinética se encuentra en disciplinas como la fisioterapia o el entrenamiento deportivo, en el presente no es solo un medio de reeducación y entrenamiento muscular, sino también un sistema adecuado para la investigación en el campo de la biomecánica (Jiménez et al., 2005). De esta manera, en este capítulo utilizaremos este sistema en forma conjunta con la NU-SWE, para caracterizar la relación existente entre el torque y

la elasticidad muscular. Previamente a adentrarnos en las experiencias de medida llevadas a cabo en este sentido, brindaremos algunos detalles sobre los aspectos fundamentales de la dinamometría isocinética.

2 – FUNDAMENTOS DE LA DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA

2.1 Descripción y características principales

La ejecución de gestos por parte de las articulaciones se puede clasificar en tres categorías. La primera de ellas es una ejecución estática, sin movimiento, es decir *isométrica*. Las otras dos son ejecuciones dinámicas, como el movimiento *isocinético* y el movimiento *isotónico* (Lanzeta, 1982; Joynt et al., 1993; Perrine, 1994). En este contexto, la dinamometría isocinética se puede definir como un sistema de evaluación que utiliza la tecnología informática y robótica, para obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular durante la ejecución de los distintos gestos articulares (Jiménez, 2000a). Asimismo, constituye un modo objetivo de medir la fuerza realizada tanto en un movimiento llevado a cabo sobre un eje articular, así como en un movimiento complejo que implique varias articulaciones.

En esencia, un dinamómetro isocinético está formado por tres elementos: un goniómetro, que facilita la medida del arco de movimiento; un taquímetro, que indica la velocidad de rotación en la realización de un movimiento; y un dinamómetro, que es capaz de brindar el valor del torque desarrollado en cada instante (Fig. 20A). Estos datos serán analizados y relacionados entre sí por un sistema informático, el cual ofrece una serie de datos resultantes al respecto (Jiménez, 2000b). Existen hoy en día gran diversidad de sistemas isocinéticos, los que podemos dividir en dos categorías: sistemas pasivos y sistemas activos (Balzopoulos y Brodie, 1989). Los primeros utilizan un freno mecánico (magnético, hidráulico o eléctrico) para disipar las fuerzas, y pueden usarse para las modalidades de ejercicio isocinético concéntrico, isotónico o isométrico. Los

segundos utilizan un servomotor electromecánico o un impulsor hidráulico como fuente generadora de trabajo, por lo que además de poseer las facultades de un sistema pasivo, pueden realizar ejercicios isocinéticos excéntricos y pasivos.

2.2 Diseño de protocolos experimentales basados en dinamometría isocinética

Para la realización del test isocinético se tienen que considerar en todo momento una serie de premisas que serán imprescindibles para su ejecución. La instalación del sujeto en el dinamómetro debe de ser de forma tal que la adaptación sea óptima para aislar el/los grupos musculares de interés. De esta forma, se debe realizar una fijación mediante cinchas lo más estables y seguras posibles, para impedir la posibilidad de movimientos compensatorios por parte del sujeto. Asimismo, es imprescindible una perfecta alineación entre el eje de rotación de la articulación sometida a estudio y el eje de rotación del dinamómetro. Por su parte, todos los sistemas actuales cuentan con una corrección del *componente de la gravedad*, que realizan de forma automática una vez colocado el sujeto en el dinamómetro (Jiménez et al., 2005). La necesidad de dicha corrección surge del hecho de que durante los movimientos en el plano vertical, el torque neto medido por el dinamómetro es la suma algebraica de la fuerza muscular generada por la masa muscular activa, y la fuerza gravitacional debida a la masa de la extremidad y el brazo de palanca del dinamómetro (Herzog, 1988). Dadas las condiciones experimentales de un cierto test, esta última fuerza es constante. Por lo tanto, de no realizarse una adecuada corrección de la fuerza gravitacional generada por el sistema extremidad humana-brazo de palanca del dinamómetro, se puede incurrir en errores sustanciales a la hora de la medición de la fuerza muscular (Gleeson y Mercer, 1996). Esto último ha sido demostrado en diversos trabajos (Balzopoulos y Brodie, 1986; Perrine, 1994; Dvir, 1996).

Durante la realización del test, es importante conseguir un ambiente relajado y un clima de confianza con el voluntario, a fin de evitar posibles interferencias de los resultados. En tal sentido, muchas veces es conveniente realizar una fase de familiarización previa, tanto para adaptarse al dinamómetro así como al protocolo experimental a ser realizado. En cuanto a la realización de este último, normalmente siempre ocurre en un mismo orden. En primer lugar, se determina el rango de movimiento articular (ROM) donde se va realizar dicho estudio, que debe ser un arco de movimiento fisiológico que no presente molestias dolorosas. Seguidamente, se realiza la prueba para la corrección del componente de la gravedad, y tras ello, se inicia el test isocinético propiamente dicho. Asimismo, a lo largo del protocolo se consideran una serie de intervalos de reposo entre cada serie de repeticiones, que usualmente varían entre 30 y 120 s, de acuerdo con el número de repeticiones que se vayan a realizar en cada etapa del protocolo, así como de las características del mismo.

2.3 Medida de torque y otras variables cuantitativas relevantes

La valoración isocinética ofrecerá una serie de datos que podrán ser objeto de estudio y análisis. El dato más importante registrado es el torque o momento de fuerza. Como hemos mencionado previamente, dada la imposibilidad de conocer con certeza los parámetros intrínsecos que determinan el *torque muscular* (Fig. 20B), el torque medido por el dinamómetro isocinético corresponde al *torque articular* (o torque externo). Este representa una forma indirecta de medir la fuerza muscular, y se registra para cada ángulo de ROM. Gráficamente se representa mediante una curva en función del tiempo (Fig. 20C). Su pico máximo indica el valor más alto de torque registrado durante el ensayo, y puede ser considerado el correspondiente a la fuerza máxima que un músculo o grupo muscular es capaz de desarrollar a una cierta velocidad angular de movimiento.

Por su parte, otras variables relevantes que pueden ser obtenidas mediante el estudio isocinético son: el *trabajo*; producto del torque por el ángulo recorrido durante el movimiento: la *potencia media*; cociente entre el trabajo total y el tiempo empleado en la ejecución del test: la *resistencia a la fatiga*; capacidad de un músculo para producir fuerza durante una serie de contracciones isocinéticas consecutivas: el índice de fatiga; descenso del trabajo efectuado por el músculo durante una serie de contracciones máximas en un determinado período de tiempo. Junto con la medida del torque, estos serán los datos fundamentales que, de forma resumida, brindará la dinamometría isocinética (Jiménez et al., 2005)

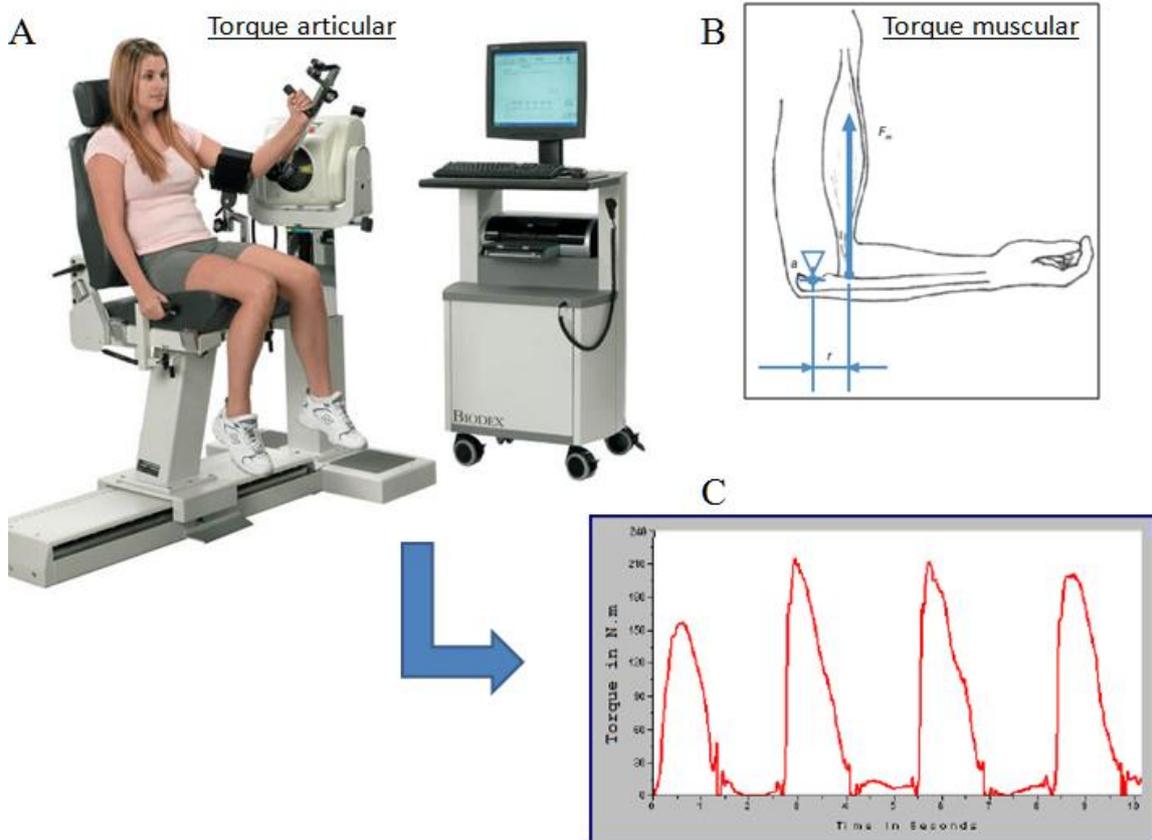


Figura 20. A: dinamómetro isocinético. Se muestra el mismo con el *attachment* correspondiente para la medición del torque articular y demás variables isocinéticas de interés a nivel del brazo. B: esquema del torque muscular ejercido por el músculo bíceps braquial sobre la articulación del codo. C: curvas de torque articular obtenidas mediante dinamometría isocinética.

3 – MEDICIONES DE TORQUE VS. ELASTICIDAD MUSCULAR

En particular, en los estudios de elastografía muscular, la dinamometría isocinética ha sido utilizada como forma indirecta de medir la fuerza muscular, mediante la determinación del torque externo. Así, para normalizar la medida de fuerza entre diferentes individuos, usualmente los resultados de torque externo se expresan en %MVC (% de la máxima contracción voluntaria). De esta manera, podemos citar diferentes trabajos recientes, en los que los autores han utilizado arreglos experimentales compuestos por dinamometría isocinética y elastografía ultrasonora, para abordar diferentes aspectos concernientes a la variación de las propiedades mecánicas del músculo conforme a la realización de fuerza (Bouillard, et al., 2012a; Bouillard, et al., 2012b, Bouillard, et al., 2011; Ates, et al., 2015; Nordez, et al., 2008; Nordez, et al., 2009; Nordez, et al., 2010). Entre ellos, unos de los aspectos que se han estudiado es la relación existente entre el torque y el módulo elástico del músculo. Así, se ha propuesto de manera general la existencia de una relación lineal entre ambas variables (Hug et al., 2015).

Como hemos mencionado en el capítulo 1, la aparición de los métodos elastográficos de baja frecuencia es más reciente en la literatura, por lo que sus aplicaciones biomecánicas también lo son. En consecuencia, prácticamente no existen trabajos previos en los que este tipo de métodos elastográficos sean utilizados conjuntamente con otros métodos empleados habitualmente en biomecánica muscular. Esto permitiría investigar acerca de la performance de este tipo de métodos a la hora de cuantificar el comportamiento elástico del músculo en relación a otras variables biomecánicas relevantes, así como comparar los resultados respecto a los de estudios previos llevados a cabo con elastografía ultrasonora. Así, este capítulo describe la primera aplicación de la NU-SWE a la biomecánica muscular. Como primer ensayo, se

evaluó la performance de dicho método para caracterizar la relación entre el módulo elástico de corte del músculo esquelético y el torque articular. Se pidió a una población de voluntarios sanos que realizaran tareas en un dinamómetro isocinético, y mediante la aplicación simultánea de la NU-SWE, se estimó el módulo elástico de corte del bíceps braquial conforme el torque desarrollado. Además, también evaluamos el comportamiento elástico del tríceps braquial como músculo antagonista. De esta manera, mostramos que los resultados son comparables a los correspondientes obtenidos por los métodos ultrasónicos de referencia.

3.1 Materiales y métodos

A continuación describiremos los insumos y procedimientos que fueron necesarios para llevar a cabo las mediciones de torque y elasticidad muscular a nivel del bíceps y tríceps braquial. Asimismo, haremos referencia al análisis de datos realizado para evaluar la repetitividad y confiabilidad de las medidas, así como la correlación entre las variables analizadas.

3.1.1 Características de la población analizada

Dieciocho voluntarios sanos participaron en el estudio (nueve hombres, nueve mujeres, edad $26,78 \pm 4,56$ años, altura $170,9 \pm 9,69$ cm, peso $66,75 \pm 12,34$ kg). Los mismos fueron informados en detalle sobre el propósito del estudio, así como las características de los métodos utilizados antes de dar su consentimiento. El diseño experimental del estudio se realizó de acuerdo con la declaración de Helsinki (última modificación en 2004) y fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina (UdelaR, Uruguay).

3.1.2 Instrumentación

Ergometría:

Se utilizó un dinamómetro isocinético de investigación (Biodex System 4, Biodex, Shirley, Nueva York) ubicado en el Laboratorio de Análise do Movimento e Fisiologia do Exercício (LAMFE, Río de Janeiro, Brasil) para medir el ángulo y el torque de la articulación del codo. De esta manera, los sujetos se sentaron cómodamente en el dinamómetro con su antebrazo y brazo derecho colocados a 90°, con el codo flexionado y la muñeca en posición supinada (Fig. 21).

A



B



Figura 21. Ejemplo de un sujeto sentado en el dinamómetro, preparado para realizar los test de torque vs. elasticidad muscular con la NU-SWE colocada sobre la superficie libre de los músculos bíceps braquial (A) y tríceps braquial (cabeza lateral) (B).

Elastografía:

Para medir la elasticidad muscular y evaluar la relación torque vs. elasticidad a nivel del par agonista/antagonista compuesto por los músculos bíceps braquial (BB) y tríceps braquial (cabeza lateral) (TB), se utilizó el prototipo experimental de NU-SWE desarrollado en el Laboratorio de Acústica Ultrasonora de la Facultad de Ciencias (UdelaR). El montaje experimental de dicho método así como la base teórica en la cual se basa la estimación de la elasticidad muscular por parte del mismo, se describen en detalle en la sección 4 del capítulo 1 así como en Benech et al. (2017) y Benech et al. (2019).

3.1.3 Protocolo experimental

El primer paso consistió en medir el espesor de los músculos BB y TB de los voluntarios. Esto se realizó tanto en condiciones de reposo como en condiciones de flexión isométrica del codo, con el antebrazo dispuesto a 90° respecto al brazo y la muñeca en posición supina. Dichas medidas se tomaron mediante la adquisición de imágenes ultrasónicas con un escáner de ultrasonido portátil (Hitachi EUB-405), a 60% de la longitud del brazo distalmente desde el acromion. Estas medidas son importantes para obtener un valor preciso de V_T^{\parallel} a través de los algoritmos de inversión descritos en Benech et al. (2017) y Benech et al. (2019). Después de este paso, los sujetos se dispusieron en el dinamómetro según la posición indicada anteriormente. Una vez en el mismo, se les colocó el arreglo lineal de sensores de la NU-SWE en la misma ubicación donde se midió el grosor del músculo, a nivel de la línea media del vientre muscular y en la dirección de las fibras (Fig.19A y Fig. 21). Así, el primer test comprendido dentro del protocolo experimental, consistió en medir consecutivamente el módulo elástico de corte de los músculos BB y TB en reposo mediante la NU-SWE. Luego, los sujetos realizaron dos flexiones isométricas voluntarias máximas de la articulación del codo

(cada una con una duración de 5 s y 90 s de descanso entre ellas), para determinar la contracción voluntaria máxima (MVC). El valor más alto se asumió como el MVC y se utilizó en las mediciones posteriores para normalizar las contracciones submáximas. En dichos ensayos, se pidió a los voluntarios que realizaran flexiones isométricas a 10, 20 y 30% de MVC (cada una de 10 s y 90 s de descanso entre ellas) en orden aleatorio, utilizando una retroalimentación visual en tiempo real de la señal de torque (Fig. 22). De esta manera, paralelamente a la realización de las flexiones isométricas, se midió el módulo elástico de corte del BB y del TB, utilizando la NU-SWE. Cada ensayo descrito anteriormente consistió en diez mediciones individuales del módulo elástico de corte para cada valor de torque (0 (reposo), 10, 20 y 30% de MVC). Asimismo, para evaluar la repetitividad del método, se pidió a los sujetos que realizaran dos series de cada ensayo.

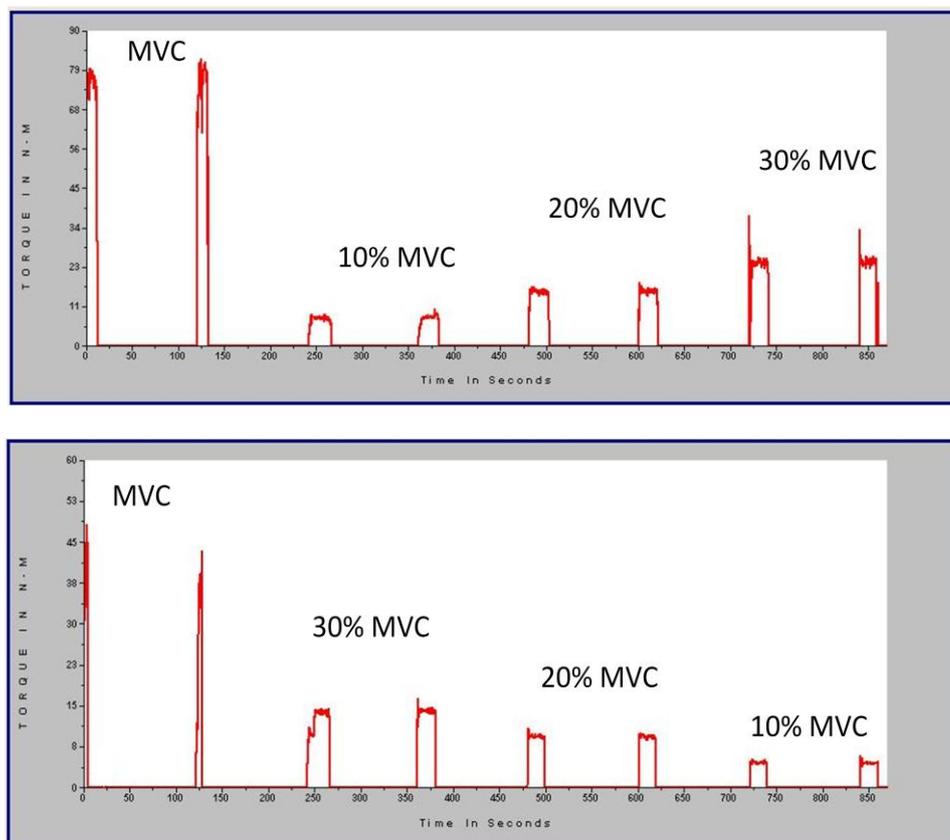


Figura 22. Protocolo experimental empleado para caracterizar la elasticidad muscular del bíceps braquial y tríceps braquial conforme a diferentes valores submáximos de torque. El orden de las cargas se varió aleatoriamente entre los voluntarios, para evitar sesgos en los resultados debidos al protocolo experimental. MVC; máxima contracción voluntaria.

3.1.4 Análisis de datos

Se analizó la relación entre el módulo de elasticidad de corte y los valores de torque normalizados para los músculos BB y TB para cada sujeto. Por lo tanto, a partir de las diez señales obtenidas en los respectivos ensayos, se calculó un valor promedio del módulo elástico de corte y su correspondiente desviación estándar para cada sujeto en ambas series. Además, a partir de estos valores medios individuales, calculamos un valor global de la población analizada en ambas series.

3.1.5 Análisis estadístico

Se realizó un ajuste lineal entre el módulo elástico de corte medio y los valores de torque normalizados, para todos los sujetos en ambas series. Asimismo, se calcularon los coeficientes de determinación (R^2) en cada caso para evaluar la bondad del ajuste. Por su parte, se evaluó también la repetitividad de la NU-SWE dentro de cada test. En tal sentido, para cada valor de torque, la repetitividad entre las dos series se cuantificó calculando el coeficiente de correlación intraclase (ICC), el error estándar en la medida (SEM) y el coeficiente de variación (CV) (Hopkins, 2000). Para comparar los resultados de ambas series de contracciones isométricas, realizamos un ANOVA de medidas repetidas (variable independiente: N° de serie (1ª, 2ª); variable dependiente: módulo elástico de corte) utilizando el software PAST 3.21 (Hammer et al., 2001). Además, el mismo análisis también fue realizado a efectos de comparar los valores del módulo elástico de corte con respecto al nivel de torque articular (variable independiente: torque articular, variable dependiente: módulo elástico de corte). El nivel crítico de significancia se estableció en $P < 0,05$.

3.2 Resultados

La figura 23 muestra los valores del módulo elástico de corte medidos con NU-SWE en ambas series de cada test, para nueve de los dieciocho sujetos analizados. Los músculos BB y TB mostraron un comportamiento totalmente opuesto con respecto a su relación de módulo elástico de corte - torque articular. Como se puede ver, el módulo elástico de corte del músculo BB aumenta linealmente con respecto al torque articular. Los ajustes lineales realizados en todos los sujetos determinaron un valor promedio del coeficiente de determinación de $0,97 \pm 0,02$, tanto para la primera como para la segunda serie. Por otro lado, la elasticidad del TB no mostró un cambio significativo relacionado con el aumento en el torque articular. De 0 a 30% de MVC, el módulo elástico de corte de BB varió de 4,57 a 109,24 kPa (primera serie) y de 4,61 a 101,66 kPa (segunda serie), mientras que en TB la variación fue de 3,92 a 13,84 kPa (primera serie) y 4,15 a 15,97 kPa (segunda serie). La tabla 2 resume los resultados promedio del módulo elástico de corte obtenido con el método NU-SWE, en las dos series de cada test para ambos músculos.

La tabla 3 muestra los resultados del análisis estadístico para ambos músculos. Los altos valores de ICC y los bajos valores de SEM obtenidos en cada condición de torque articular, denotan la alta reproducibilidad en la estimación del módulo elástico de corte obtenido con el método NU-SWE a diferentes niveles de intensidad de contracción. Asimismo, el CV entre las dos series fue inferior al 10%, tanto para el BB como para el TB. Con respecto a la comparación del módulo elástico de corte en relación al nivel de torque articular, se encontró un efecto principal significativo de la intensidad de contracción para BB en la serie 1 y en la serie 2 ($P = 0,000$, ambos casos). Esto indica que el módulo elástico de corte fue sustancialmente mayor a medida que aumentó el nivel de torque articular. Por el contrario, este efecto principal no se

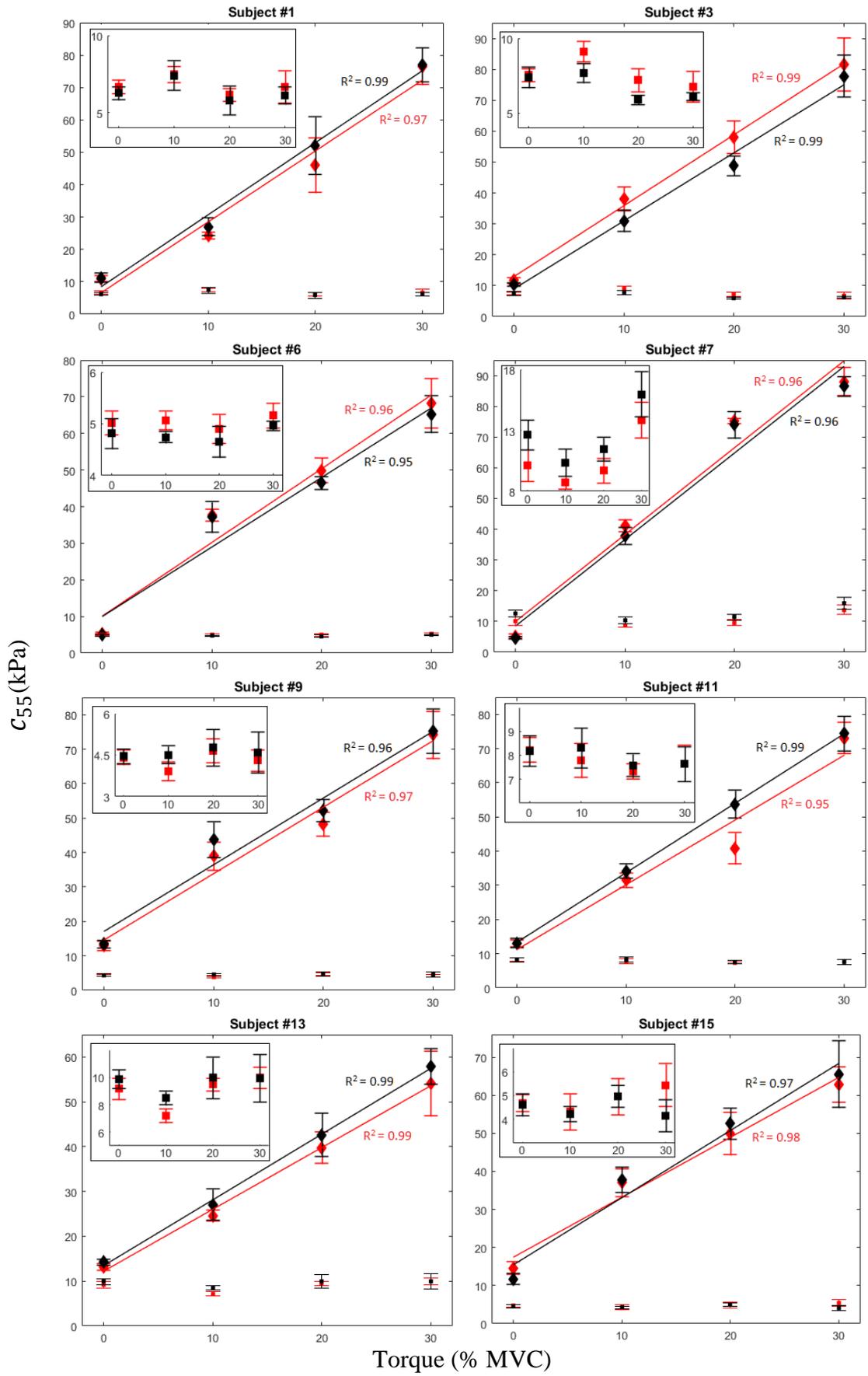
encontró para el TB, donde las diferencias en las series 1 y 2 no fueron significativas ($P = 0,12$ y $P = 0,25$, respectivamente). Por otro lado, los resultados del módulo elástico de corte medido en BB y TB, no fueron significativamente diferentes entre las dos series de cada ensayo ($P = 0,92$ y $P = 0,72$, respectivamente).

Tabla 2. Resultados promedio de la relación entre el módulo elástico de corte y el torque articular en los músculos BB y TB, obtenidos de las dos series de cada test realizados en todos los sujetos. La desviación estándar sobre diez mediciones se muestra entre paréntesis.

%MVC	1 ^{ra} serie				2 ^{da} series			
	0	10	20	30	0	10	20	30
c_{55} (kPa)								
BB	9.63 (3.61)	32.42 (7.43)	49.25 (9.18)	70.13 (15.89)	9.17 (3.35)	32.19 (7.23)	49.91 (8.70)	69.99 (13.60)
TB	8.23 (2.26)	8.53 (2.82)	8.75 (3.19)	9.33 (3.44)	8.38 (2.62)	8.66 (3.04)	8.72 (3.05)	9.26 (3.66)

Tabla 3. Resultados de los análisis estadísticos de repetitividad del módulo elástico de corte medido con la NU-SWE en BB y TB, entre ambas series de cada test.

% MVC	0	10	20	30	
BB					
ICC		0.96	0.96	0.92	0.97
SEM		0.69	1.44	2.49	2.53
CV (%)		7.23	4.58	5.01	3.62
TB					
ICC		0.97	0.95	0.95	0.98
SEM		0.42	0.66	0.70	0.50
CV (%)		5.16	7.73	8.2	5.32



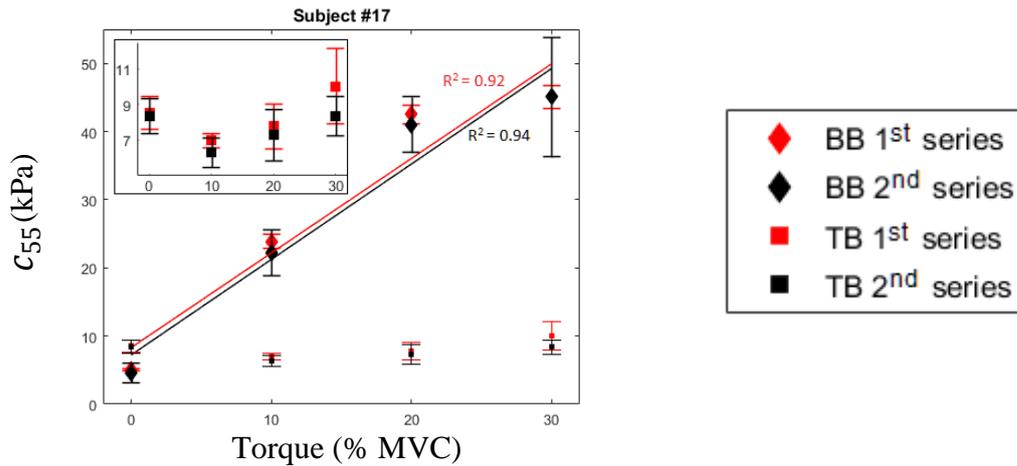


Figura 23. Resultados individuales de la relación entre el módulo elástico de corte y el torque articular obtenido con NU-SWE en la mitad de los sujetos medidos. El recuadro en cada figura es un aumento de los resultados en tríceps braquial, agregado para una mejor visualización.

3.3 Discusión

El objetivo principal del presente capítulo fue describir las características de la NU-SWE para estimar el módulo elástico de corte del músculo esquelético. Uno de los hechos más notables que se muestran a partir de los resultados obtenidos, es que este método es capaz de medir dicho parámetro de una manera confiable. En este sentido, los resultados obtenidos para BB y TB, coinciden cuantitativamente y cualitativamente con respecto a los de trabajos previos que utilizaron elastografía ultrasonora.

Con respecto a los resultados en TB, como se muestra en la figura 23 y la tabla 2, el módulo elástico de corte medido entre 10 y 30% de MVC no difirió significativamente con respecto a los valores medidos en reposo. Por lo tanto, la elasticidad del TB se mantuvo en su valor de reposo (generalmente por debajo de 10 kPa) en todo el rango de torque evaluado. Esto está en buen acuerdo con los resultados de Bouillard et al. (2012b) y Lacourpaille et al. (2012) utilizando SSI. Además, esto es consistente en función del rol de este músculo como extensor del antebrazo y de las condiciones experimentales del estudio (flexión isométrica en la articulación del codo). Estos resultados refuerzan la evidencia a favor de que un aumento sistemático en la

amplitud de las señales electromiográficas de los músculos antagonistas (es decir, un aumento de la coactivación) a niveles elevados de fuerza, podría ser parcialmente explicado por interferencias debidas a efectos de crosstalk (ver sección 2.3, capítulo 3) más que por una mayor activación de los mismos (Solomonow et al. 1994; Hug et al., 2015a). Sin embargo, una coactivación parcial puede ser observada en algunas personas para fines mecánicos, como contribuir a estabilizar la articulación del codo (Le et al., 2017; Riemann and Lephart, 2002). En general, estas observaciones sugieren que la elastografía podría brindar una oportunidad única para reconsiderar la comprensión actual de la contracción muscular (Hug et al., 2015a).

Con respecto al módulo elástico de corte del BB medido en reposo, los resultados mostrados en la figura 23 y la tabla 2 están en el rango de ~ 10 kPa. Esto está completamente de acuerdo con respecto a estudios anteriores que utilizaron SSI y elastografía por resonancia magnética (Uffmann et al., 2004; Bouillard, et al., 2012b; Nordez y Hug, 2010; Lacourpaille et al., 2012). Este es también el caso de las mediciones comprendidas entre 10 y 30% de MVC, donde los valores de elasticidad son muy similares a los reportados por Lapole et al. (2015), Yoshitake et al. (2014), Bouillard et al. (2012b) y Nordez y Hug (2010). Otro hecho relevante que surge de nuestros resultados, es que el modelo lineal puede ser una buena aproximación para explicar la relación entre el módulo elástico de corte del BB y el torque articular durante la flexión isométrica, como es también sugerido por los resultados de Lapole et al. (2015) y Yoshitake et al. (2014). Este aspecto sobre el comportamiento mecánico del músculo esquelético fue discutido por Hug et al. (2015a), quien describió trabajos experimentales recientes utilizando elastografía ultrasonora. Estos trabajos muestran que varios músculos (ej. primer dorsal interóseo, músculo abductor del meñique, gastrocnemio medial, tibial anterior) muestran este tipo de relación durante el

estiramiento pasivo y las contracciones isométricas, incluso en condiciones de fatiga neuromuscular (Bouillard et al., 2011; Bouillard et al., 2012a; Maisetti et al., 2012; Koo et al., 2013; Koo et al., 2014; Sasaki et al., 2014; Ateş et al., 2015).

Bouillard et al. (2012b) y Nordez y Hug (2010) mostraron que en BB, la relación entre el torque articular y la elasticidad muscular es más cuadrática que lineal. Esto concuerda con la relación no lineal frecuentemente reportada para músculos grandes, entre su actividad eléctrica evaluada por medio de la EMGs y el torque articular (ej., Lawrence y De Luca, 1983; Nordez y Hug, 2010). Así, utilizando el SSI, estos autores midieron varios valores de torque vs. elasticidad muscular (~ 30) durante treinta segundos en el rango comprendido entre 0 y 40% de MCV. Encontraron que la forma característica de la curva consiste en un pequeño cambio inicialmente ($\sim 0 - 10\%$ de MVC), pero con un rápido incremento en la elasticidad a medida que aumenta el torque. De hecho, Bouillard et al. (2012b) proporciona ecuaciones polinómicas de segundo orden que se ajustan a los datos experimentales con coeficientes de determinación superiores a 0,99. Sin embargo, estos datos también se ajustan a ecuaciones lineales con un coeficiente de determinación superior a 0,9, muy similares a los resultados del presente capítulo y a los de Lapole et al. (2015). Por lo tanto, creemos que los resultados aquí expuestos no contradicen el comportamiento no lineal descrito por Bouillard et al. (2012b) y Nordez y Hug (2010), sino por el contrario son muy similares. La diferencia se puede explicar teniendo en cuenta que en este trabajo, medimos cuatro valores de elasticidad en el rango 0-30% de MVC, mientras que los trabajos de Bouillard et al. (2012b) y Nordez y Hug (2010) presentan puntos intermedios, especialmente en el rango de 0-10% de MVC. La especificidad del test y diferencias en el control motor también podrían ayudar a explicar las diferencias (Lapole et al., 2015). Aplicando un protocolo experimental diferente (por ejemplo, rampas de flexión isométrica realizadas

a diferentes velocidades e intensidades de contracción, con una frecuencia de muestreo más alta), la NU-SWE podría permitirnos abordar este punto en futuros trabajos.

Los resultados discutidos previamente denotan que la NU-SWE permite estimar *in vivo* y en tiempo real la elasticidad muscular de una manera confiable. Además de los estudios en músculo esquelético, Benech et al. (2019) compararon los valores del módulo elástico de cortante brindados por la NU-SWE y la elastografía ultrasonora en cortes de carne bovina. Sus resultados mostraron que ambos métodos proporcionan valores muy similares entre sí. A diferencia de trabajos anteriores en músculo esquelético utilizando SSI (Nordez y Hug, 2010; Bouillard et al., 2011; Bouillard et al., 2012a; Bouillard et al., 2012b; Yoshitake et al., 2014), el software y el hardware de la NU-SWE no impone un límite de saturación a la medición del módulo elástico de corte. En este sentido, la performance de la NU-SWE también está en línea con las versiones modernas de SSI, que permite medir el módulo elástico de corte del músculo esquelético de 0 a 100% de MVC (Ateş et al., 2015). Por lo tanto, la NU-SWE parece ser capaz de caracterizar la elasticidad muscular de una manera comparable, sobre todo el rango de elasticidades que este tejido puede alcanzar y en cualquier condición de fuerza (~ 1 a 1000 kPa).

A diferencia de los métodos ultrasónicos de referencia, la NU-SWE no es capaz de construir un mapa de elasticidad del tejido, debido a su baja resolución espacial. Tampoco puede medir la elasticidad de los músculos profundos, por lo que su uso está limitado a los músculos superficiales. Esto se debe a que, a bajas frecuencias (~ 100 Hz), la profundidad de penetración de la onda superficial se limita a una longitud de onda, que es de unos pocos centímetros, ya que los valores típicos de la velocidad de la onda de corte en los tejidos blandos es $V_T \sim 1-10 \text{ m s}^{-1}$. De esta manera, la NU-SWE es capaz de estimar, *in vivo* y de forma no invasiva, la elasticidad global del tejido en una

región de interés debajo de los sensores. Esto es suficiente para llevar a cabo muchas aplicaciones elastográficas en biomecánica, donde los métodos de referencia son impracticables (Benech et al., 2019). La NU-SWE tiene características ventajosas en este sentido, por ejemplo, su fácil transportabilidad. De hecho, la NU-SWE es portátil y tiene un peso y tamaño muy pequeños (ver Fig. 18 y Fig. 21), lo que la hace ideal para una amplia gama de aplicaciones de campo. Esto es difícil de llevar a cabo con los métodos elastográficos de referencia actuales, ya que son mucho más grandes y pesados que la NU-SWE, por lo que su uso está prácticamente limitado al laboratorio o la clínica. Por otro lado, la electrónica de baja frecuencia de la NU-SWE comprende dispositivos de bajo costo fácilmente accesibles comercialmente (Benech et al., 2019), y el equipo es muy fácil de manipular. Estas características ventajosas de la NU-SWE son similares con respecto al método de baja frecuencia recientemente propuesto por Martin et al. (2018) para medir la elasticidad en tendones. Sin embargo, dicho método no es capaz de medir la elasticidad muscular, ya que la rápida atenuación de vibraciones cuya amplitud se encuentra en el rango de los μV en un tejido como el músculo esquelético (Zhang, 2016), no permitiría registrar su propagación. Del mismo modo, otros métodos de baja frecuencia que se han propuesto previamente para medir la elasticidad muscular, no consideran el efecto conjunto de la anisotropía del tejido, ni de la incidencia de la difracción, las ondas guiadas o los efectos de campo cercano (Salman y Sabra, 2013; Popovic et al., 1992; Courage, 2003; Sabra et al. 2007; Benech et al., 2012; Zhang, 2016). Esos efectos sí son tenidos en cuenta en el desarrollo de los algoritmos de inversión en los que está basada la NU-SWE (Benech et al., 2017; Benech et al., 2019), por lo que los resultados proporcionados por el método son confiables y robustos.

Por lo tanto, los resultados de este capítulo sugieren que el método NU-SWE es una alternativa viable, cuya aplicación podría contribuir a continuar avanzando en los

usos prácticos y de investigación de la elastografía en el músculo esquelético. Por ejemplo, al igual que Nordez et al. (2010), Lapole et al. (2015) y Yokisahe et al (2014) utilizando SSI, la NU-SWE tiene el potencial de ser aplicada para profundizar en el conocimiento sobre la correspondencia entre el comportamiento elástico del músculo y su activación electromiográfica. Este tópico será abordado experimentalmente en el capítulo siguiente. Por otro lado, la NU-SWE también podría utilizarse para estimar las fuerzas ejercidas por los músculos superficiales, lo cual constituye uno de los principales desafíos actuales en biomecánica. En tal sentido, en el capítulo 4 se comentarán las perspectivas de futuros estudios en dicha dirección.

4 – CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En este capítulo se ha mostrado que la NU-SWE es un método elastográfico de baja frecuencia con una configuración experimental muy simple, cuya performance para estimar la elasticidad muscular es comparable a los métodos elastográficos de referencia. De esta manera, los resultados de elasticidad muscular vs. torque articular obtenidos con la NU-SWE a nivel del bíceps y tríceps braquial bajo flexión isométrica, concordaron cuantitativa y cualitativamente con los de trabajos anteriores que utilizaron elastografía ultrasonora. Esto se debe en gran parte a los algoritmos de inversión según los cuales el método calcula la velocidad de propagación de la onda de corte. A diferencia de otros métodos de baja frecuencia descritos en la literatura, la NU-SWE corrige conjuntamente la incidencia de los efectos de difracción, onda guiadas y efectos de campo cercano. Las principales desventajas del método son que no es capaz de construir un mapa de elasticidad del tejido y que las estimaciones de elasticidad se limitan a los músculos superficiales. Sin embargo, tiene ciertas características ventajosas, como ser portátil, transportable y de fácil manejo. Asimismo, con algunas

mejoras en el hardware y el software de procesamiento de datos, la NU-SWE podría ser capaz de medir la elasticidad muscular en condiciones dinámicas y en más de un músculo a la vez. Esto sería sumamente útil para muchos aspectos en biomecánica muscular, entre ellos para ampliar y profundizar los estudios sobre la relación entre la elasticidad muscular y el torque. Por su parte, debemos señalar también que los métodos ultrasónicos de referencia no permiten medir la elasticidad muscular en tales condiciones. En tal sentido, el método NU-SWE ofrece la posibilidad de ampliar las capacidades de la elastografía, especialmente en aquellas áreas de aplicación en las que el uso de los métodos existentes no es posible o no es viable. Particularmente, las ciencias deportivas y la medicina rehabilitatoria se beneficiarían de las características ventajosas de la elastografía muscular basada en NU-SWE. De esta manera, los resultados de este capítulo alientan a abrir nuevas líneas de investigación, tendientes a extender las aplicaciones de la elastografía de baja frecuencia en biomecánica y campos afines.

CAPITULO 3

EMGs VS. NU-SWE: ACTIVACIÓN MIOELÉCTRICA - ELASTICIDAD MUSCULAR

1 – INTRODUCCIÓN

La electromiografía superficial (EMGs) ha sido históricamente un método de referencia en el campo de la biomecánica muscular. Sus diversas aplicaciones en este campo han propiciado un avance muy importante en el conocimiento de la estructura y función de este tejido. La EMGs es un método seductor, porque brinda un fácil acceso a los procesos fisiológicos que hacen que el músculo genere fuerza, produzca movimiento y cumpla con las innumerables funciones que éstos realizan y que nos permiten interactuar con el mundo. De esta manera, dada su fácil implementación, el estado actual de la EMGs proporciona muchas aplicaciones importantes y útiles, pero asimismo tiene limitaciones que deben ser entendidas y consideradas, a fines de evitar el abuso en cuanto a su empleo (De Luca, 1997; Stegeman y Hermens, 2007; Kamen y Gabriel, 2010, Vinyard y Fiszman, 2016).

En biomecánica, tres aplicaciones dominan el uso de la señal EMGs de superficie: su uso como un indicador del inicio de la activación muscular, su relación con la fuerza producida por un músculo y su uso como un índice de los procesos de fatiga que ocurren dentro de un músculo. Como un indicador del inicio de la actividad muscular, la señal puede proporcionar la secuencia de tiempo de uno o más músculos que realizan una tarea, como durante la marcha o en el mantenimiento de una postura erguida. Otra aplicación importante de la señal de EMGs es proporcionar información sobre la contribución de la fuerza de los músculos individuales, así como de los grupos musculares. El uso en el músculo individual proporciona la mayor atracción. En tal sentido, la capacidad de determinar de manera no invasiva la contribución de la fuerza

de los músculos individuales proporciona una enorme ventaja, particularmente cuando se desarrollan modelos biomecánicos para describir el funcionamiento de un segmento del sistema musculoesquelético. Por su parte, el uso de la señal EMG para proporcionar un índice de fatiga tiene un atractivo considerable, porque se ha demostrado que la señal muestra cambios dependientes del tiempo antes de cualquier modificación de la fuerza, lo que tiene el potencial de predecir la aparición de fatiga contráctil (De Luca, 1997). Sin embargo, más allá de sus diferentes usos y potenciales aplicaciones como método de investigación en biomecánica muscular, la EMG no es capaz de brindar información respecto al comportamiento mecánico del músculo como sólido blando.

En tal sentido, y dado el advenimiento de los métodos elastográficos como herramienta de investigación en biomecánica, diferentes estudios recientes han combinado la utilización de elastografía ultrasonora y EMGs para diferentes propósitos. Así, por ejemplo Nordez et al. (2009), utilizó un montaje experimental compuesto por EMGs, elastografía transitoria y un dinamómetro isocinético, para medir los cambios de elasticidad local del vientre muscular del gastrocnemio medial, conforme la flexión plantar isométrica de la articulación del tobillo. Dichos cambios se estudiaron durante la realización de un protocolo de torque constante submáximo, que inducía la fatiga del músculo. Asimismo, valiéndose también de un dinamómetro isocinético, EMGs y SSI, Bouillard et al. (2012a) investigó los efectos de la fatiga muscular sobre la capacidad de los métodos elastográficos para estimar un índice de fuerza muscular individual. También estudió la potencia de lo anterior para denotar cambios en la distribución de carga en un grupo muscular redundante durante un protocolo experimental de fatiga en condiciones isométricas. Además de los estudios previamente mencionados, otro aspecto biomecánico del músculo que ha generado interés, es el de investigar cómo están correlacionados el cambio en la amplitud de las señales electromiográficas

conforme el cambio en el módulo elástico del músculo. Conocer bien esta relación es de suma importancia en el campo de la biomecánica, para dilucidar aspectos concernientes al comportamiento mecano-eléctrico del músculo que no se han abordado en profundidad hasta el momento. De esta manera, en los últimos años se han realizado estudios a este respecto, combinando la utilización de la EMGs, los métodos elastográficos ultrasonoros y la dinamometría isoquinética. Así, estudios recientes utilizando tanto ET 1D como SSI, encontraron una correlación lineal entre ambas variables para rampas de torque isométricas medidas en bíceps braquial (Gennisson et al., 2005; Nordez y Hug 2010; Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015).

Dada la reciente descripción de los métodos elastográficos de baja frecuencia, al presente no se ha llevado a cabo ningún trabajo que brinde mayor información respecto a la performance de los mismos en comparación con los datos de activación mioeléctrica derivados de la EMGs. Debido a la trascendencia de la EMGs como método de investigación en el campo de la biomecánica muscular, es relevante saber cómo las estimaciones de ambos métodos se correlacionan entre sí. Por lo tanto, el objetivo del presente capítulo es llevar a cabo una prueba de concepto, a fines de evaluar la capacidad de la NU-SWE para cuantificar la relación entre la elasticidad muscular y la actividad mioeléctrica obtenida mediante EMGs. En tal sentido, una serie de voluntarios sanos realizaron un protocolo experimental en un dinamómetro isocinético, durante el cual se registraron ambas variables musculares a través de la aplicación simultánea de los dos métodos sobre el bíceps braquial (BB). De esta manera, el contenido de este capítulo apunta a aportar más información sobre la performance de la NU-SWE como método de investigación en biomecánica muscular, su comparación con respecto a los métodos clásicos utilizados en dicho campo, así como con respecto a la elastografía ultrasonora.

2 – FUNDAMENTOS DE LA EMGs

2.1 Origen de la señal electromiográfica

La electromiografía superficial es una técnica ampliamente utilizada para diversas aplicaciones, tanto en el ámbito científico como en el clínico. Dicha técnica permite el estudio de la función muscular a través del registro de su actividad eléctrica durante la contracción.

Las unidades motoras son las entidades funcionales del sistema neuromuscular. Cada unidad motora comprende una sola motoneurona- α y las fibras musculares inervadas por sus ramas axonales (Burke y Tsairis, 1973). Cada una de estas últimas activan la placa motora de una fibra muscular, lo que induce dos ondas de despolarización que viajan hacia cada extremo de la misma (Fig. 23) (Hof, 1984). Así, la señal de EMGs es generada por la actividad eléctrica de las fibras musculares activas, a nivel de las zonas despolarizadas de las mismas (Merletti y Parker, 2004). La suma de estos potenciales se denomina *potenciales de acción de la unidad motora*, y es responsable de la contracción muscular (Garcia y Vieira, 2011). Existen asimismo técnicas para descomponer las señales de EMGs en los potenciales de acción de las unidades motoras individuales (Fig. 24) (De Luca et al., 1982; De Luca et al., 2006).

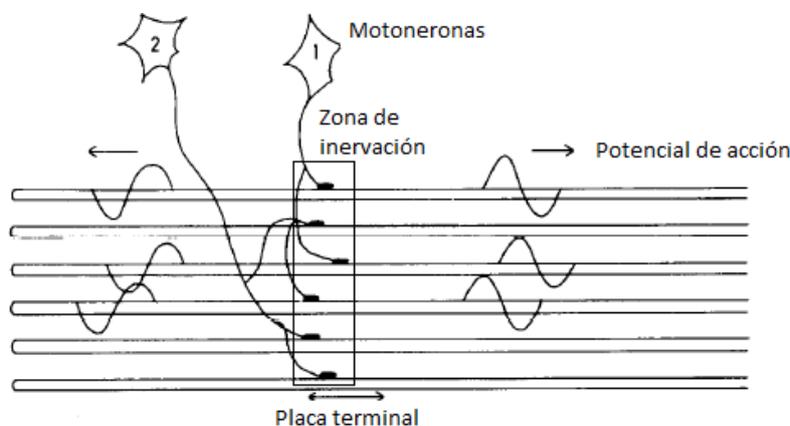


Figura 23. Diagrama esquemático de dos unidades motoras. Notar que la unidad N°1 se encuentra disparando un potencial de acción. Adaptado de Hof, A. L., 1984. EMG and muscle force: an introduction. Hum. Mov. Sci. 3(1-2), 119-153.

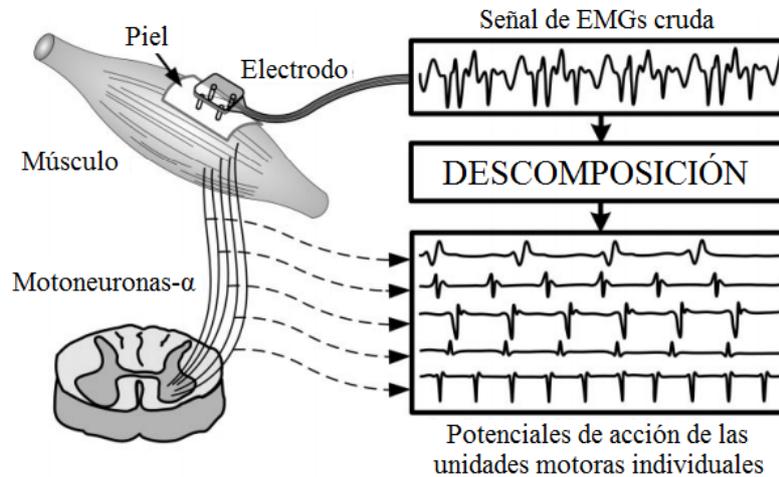


Figura 24. Esquema de la inervación de un músculo por cinco motoneuronas- α , el registro electromiográfico correspondiente, y su descomposición en los trenes de potenciales de acción de las cinco unidades motoras individuales. Adaptado de De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., Nawab, S. H., 2006. Decomposition of surface EMG signals. *J. Neurophysiol.* 96(3), 1646-1657.

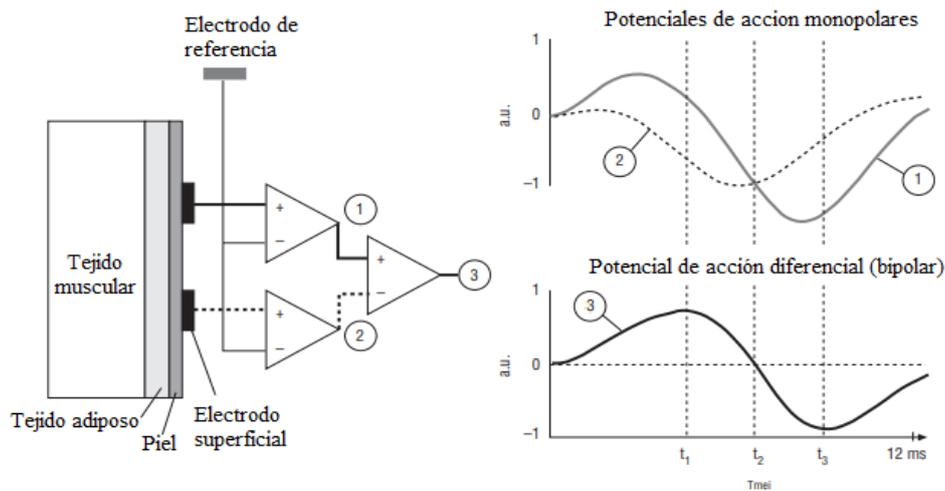
2.2 Registro de los EMGs

Las diferencias de potencial generadas por los músculos, pueden ser registradas mediante electrodos ubicados sobre la piel, a una cierta distancia de las zonas despolarizadas (zonas de inervación). Estas zonas generadoras de la señal electromiográfica, están separadas de los electrodos de registro por tejidos biológicos, que actúan como un filtro pasa bajos en la distribución espacial del potencial (Basmajian y De Luca, 1985). Este efecto de filtrado es especialmente importante en lo respectivo a los registros superficiales de la señal de EMG (Merletti y Parker, 2004).

Tradicionalmente, en biomecánica se utiliza un solo par de electrodos (*electromiografía bipolar*) para el registro de los EMGs en músculos individuales (Hof, 1984; De Luca, 1997; Garcia y Vieira, 2011). Aquí, se colocan dos electrodos en ubicaciones de la piel inmediatamente por encima del tejido muscular, mientras que un electrodo de referencia se ubica cerca de las regiones óseas de la piel (ej. codo) (Fig.

25). Sin embargo, la reciente posibilidad de muestrear la actividad mioeléctrica en diferentes ubicaciones del mismo músculo mediante *electromiografía superficial de alta densidad* (HD-EMGs, de *high density-surface electromyography*, en inglés), está atrayendo progresivamente el interés de los investigadores. Esta nueva modalidad de EMGs resulta muy ventajosa, ya que disponiendo una matriz o un vector con múltiples (más que dos) electrodos cercanamente espaciados entre sí sobre la superficie del músculo, es posible obtener una gran resolución espacial respecto a la actividad eléctrica del mismo (Fig. 26) (Drost et al., 2006; Merletti et al., 2008; Merletti et al., 2010; Garcia y Vieira, 2011). Asimismo, permite identificar las zonas de inervación muscular con gran precisión.

A



B

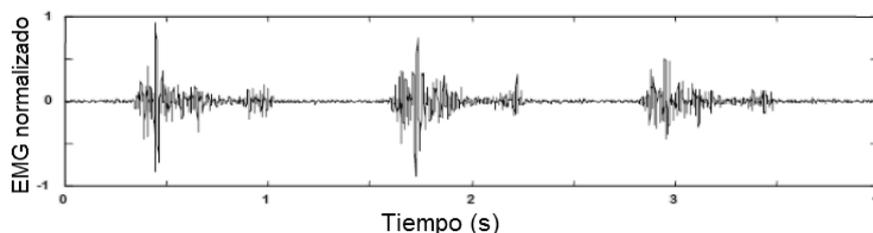


Figura 25. A: Esquema de EMGs bipolar convencional. Los EMG monopolar (líneas 1 y 2) corresponden a la diferencia entre los potenciales eléctricos detectados por cada electrodo de superficie y los detectados por el electrodo de referencia. El EMG bipolar habitual (línea 3) se obtiene al diferenciar los dos EMG monopolar entre sí. B: Ejemplo de señal registrada mediante EMGs bipolar, producida por la contracción del bíceps braquial. Adaptado de Garcia, M. C., Vieira, T. M. M., 2011. Surface electromyography: Why, when and how to use it. Rev. Andal. Med. Deport. 4(1), 17-28.

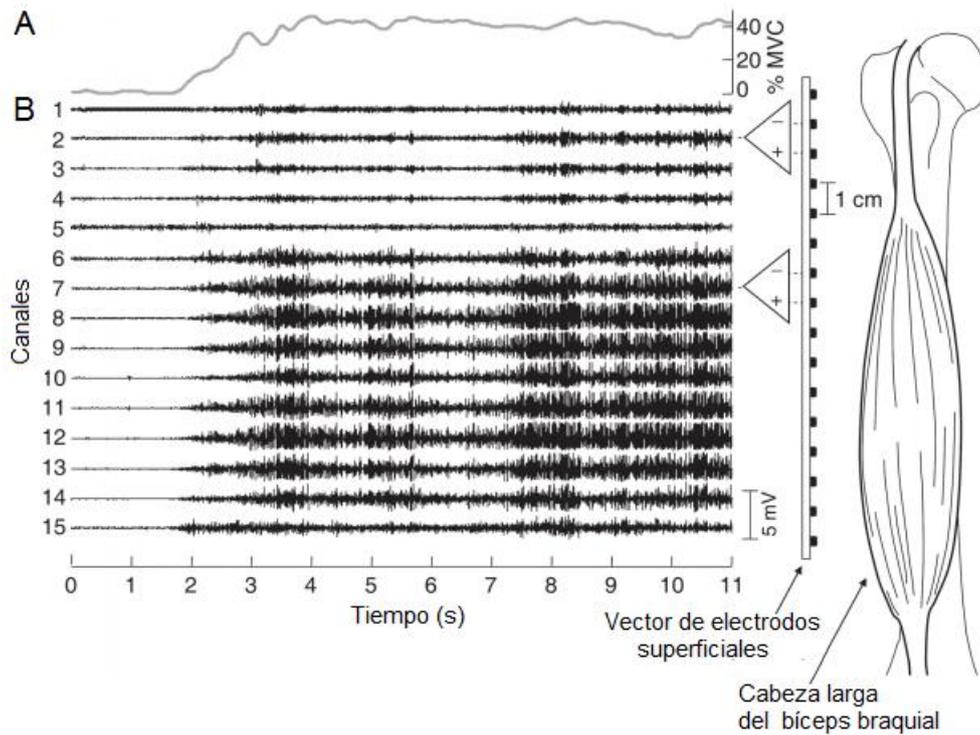


Figura 26. EMGs de alta densidad sobre el bíceps braquial (cabeza larga). A: perfil de torque desarrollado durante la flexión del codo. B: Señales registradas por cada uno de los 15 electrodos superficiales que componen el vector, cuya disposición respecto al músculo se muestra a un lado. Adaptado de Garcia, M. C., Vieira, T. M. M., 2011. Surface electromyography: Why, when and how to use it. Rev. Andal. Med. Deport. 4(1), 17-28.

2.3 Tratamiento y análisis de las señales

Como se desprende de las figuras 24, 25B y 26, la señal cruda de EMGs contiene ruido. Las fuentes de dicho ruido son diversas e inevitables. Estas pueden consistir en ruido propio del equipamiento de medida, inestabilidad inherente de la señal, ruido ambiente generado por radiación electromagnética, o artefactos causados por el movimiento de los electrodos sobre la piel y/o de los cables (De Luca, 2002; Reaz et al., 2006). El ruido generado por dichas fuentes está en el rango de los 0 – 20 Hz, siendo la forma más simple de eliminarlo la aplicación de una filtro pasa alto con una frecuencia de corte de 20 Hz (De Luca et al., 2010). Por su parte, otra fuente de ruido muy importante en las señales de EMGs, es el ruido de 50 o 60 Hz, derivado de la red eléctrica. Para eliminar este ruido, usualmente suele utilizarse un filtro *notch*.

En este contexto, el abordaje típico para el tratamiento de las señales crudas de EMGs, es realizar una *rectificación y suavizado* de la señal antes de analizar la misma. Como se observa en la figura 27, la rectificación de la señal de EMGs consiste en tomar el valor absoluto de la misma. Una vez realizado lo anterior, la señal rectificada es entonces filtrada de acuerdo a lo comentado más arriba, para producir una señal suavizada, de acuerdo a los propósitos del análisis (Enoka, 2004).

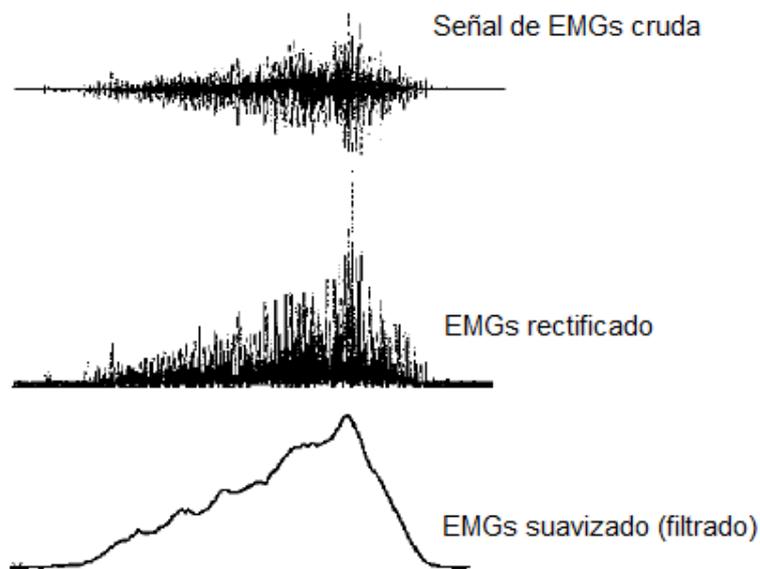


Figura 27. Rectificación y suavizado de las señales crudas de EMGs para su posterior análisis. Adaptado de Enoka, R. M. “Neuromechanics of human movement”. Human kinetics, USA, 2004, 560pp.

De esta forma, existen diferentes índices para estimar la amplitud de los EMGs. Tales descriptores de amplitud consisten básicamente en promediar las muestras, rectificadas o suavizadas, sobre el tiempo de duración de una tarea motora específica (Enoka, 2004). Así, uno de los índices más empleados en la literatura para este propósito, que será el utilizado en esta tesis, es el cálculo de la *raíz media cuadrada* (RMS, de *root mean square*, en inglés). Esta se define como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (14)$$

donde N es el número de muestras a ser promediadas (Garcia y Vieira, 2011). A partir de esta ecuación, se obtiene un valor de amplitud estimado a partir de las N muestras de EMGs obtenidas durante la totalidad de la acción motora en cuestión. Sin embargo, la investigación de las variaciones temporales en la amplitud de los EMGs es frecuentemente útil, por ejemplo, cuando la fuerza aplicada cambia conforme el tiempo. En este caso, la amplitud de los EMGs se estima según ventanas temporales cortas, de entre 250 y 500 ms, durante toda la duración del registro de las señales. De esta forma, la Ec. (14) puede reescribirse como:

$$RMS [d] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1+N(d-1)}^{Nd} EMG[n]^2} \quad (15)$$

donde d corresponde a la ventana de tiempo sobre la cual se calcula la amplitud (Garcia y Vieira, 2011). Los lectores interesados en profundizar acerca de otros enfoques para la estimación de la amplitud de los EMGs, podrán encontrar abordajes alternativos en Clancy et al., (2002), Enoka (2004), Borg et al., (2007) y Garcia y Vieira (2011).

Dado que la señal de EMGs es el resultado de muchos factores fisiológicos, anatómicos y técnicos, un aspecto importante que debe tomarse en cuenta a la hora de procesar señales de EMGs según los procedimientos descritos anteriormente, son los factores que pueden afectar las mismas. Los efectos de algunos de estos factores pueden manejarse mediante métodos de detección adecuados, pero en el caso de otros, el efecto potencial sobre la señal solo puede suponerse y considerarse (De Luca, 1997). En un esfuerzo por intentar describir y clasificar los diferentes factores que pueden afectar las

señales de EMGs, De Luca (1997) agrupó los mismos en tres principales categorías: *factores causativos* (ej. configuración de los electrodos y su ubicación sobre la superficie muscular); *factores determinísticos* (ej. número de unidades motoras activas y su frecuencia de disparo); y *factores intermedios*. Entre éstos últimos, se encuentra el efecto conocido como *crossstalk*. El mismo consiste en la contaminación de la señal debido a la actividad mioeléctrica de músculos cercanos. Esto puede inducir a errores en la interpretación de la información de las señales, como sugerir que un músculo está activo cuando en realidad no es así, siendo un problema particularmente relevante en estudios de análisis del movimiento y coactivación de músculos antagonistas. Dicho fenómeno está presente exclusivamente en los registros superficiales, y es una de las fuentes de error más importantes al interpretar las señales de EMGs (Merletti, y Parker, 2013). En tal sentido, se han propuesto diversas estrategias para reducir su influencia en el análisis de las mismas (Van Vugt y Van Dijk, 2001; Mesin et al., 2009; De Luca et al., 2012).

2.4 Relación entre el EMGs y la fuerza en contracciones isométricas cuasi-estáticas

Hay dos formas de controlar la fuerza muscular: cambiando el número de unidades motoras activas (*reclutamiento*) y cambiando la frecuencia de disparo de las unidades activas. Cuando un sujeto aumenta la fuerza de un músculo, las unidades motoras se reclutan progresivamente siguiendo el principio del tamaño de Hanneman (capítulo 1, sección 2.1.2). Después del reclutamiento, la velocidad de disparo de cada unidad motora aumenta constantemente con la fuerza ejercida (Hof, 1984). Dado el mecanismo de generación de las señales de EMGs visto previamente, lo anterior sugiere que la relación EMGs-fuerza debería ser constante. En tal sentido, en el caso más simple, cuando el músculo se contrae isométricamente aumentando la fuerza lentamente

(de forma cuasi-estática), se puede demostrar experimentalmente que el EMGs rectificado promedio (E) es linealmente proporcional a la fuerza contráctil del músculo (F) (Hof, 1984):

$$F = gE + \text{const.} \quad (16)$$

donde g es un factor de ganancia constante. Cabe destacar que la Ec. (16) es una relación experimental que se ha confirmado con mucha frecuencia desde Bayer y Flechtenmacher (1950) y Lippold (1952), pero sobre la cual aún existe cierta controversia respecto a aspectos instrumentales concernientes al registro y procesamiento de las señales, así como al tipo de músculo considerado (Hof y Van den Berg 1977; Perry y Bekey 1981; Lawrence y De Luca, 1983; Nordez y Hug, 2010).

3 – MEDICIONES DE EMGs VS. ELASTICIDAD MUSCULAR

3.1 Materiales y métodos

En esta sección detallaremos los materiales utilizados así como los protocolos experimentales diseñados, para llevar a cabo el estudio de correlación entre la activación electromiográfica del músculo y su módulo elástico de corte a diferentes niveles de torque. Asimismo, describiremos al análisis de datos correspondiente, a efectos de evaluar la correlación entre las variables de interés, así como el grado de repetitividad y confiabilidad de las estimaciones.

A diferencia del capítulo anterior, en donde las experiencias de medida comprendieron el registro simultáneo de dos variables (torque articular y elasticidad muscular), los ensayos aquí realizados implicaron la medida simultánea de tres variables musculares (torque articular, elasticidad muscular y actividad mioeléctrica del músculo). Por lo tanto, el protocolo experimental diseñado para estas experiencias fue un poco más complejo, a efectos de instrumentar adecuadamente la medida sincronizada

de las diferentes variables, y evitar algunos efectos indeseados en las señales que pudieran afectar los resultados.

3.1.1 Características de la población analizada

Seis voluntarios sanos participaron en el estudio (4 hombres, 2 mujeres, edad $27,3 \pm 3,2$ años, altura $168,2 \pm 9,9$ cm, peso $69,4 \pm 14,5$ kg). Estos fueron informados en detalle sobre el propósito del estudio, así como las características de los métodos utilizados antes de dar su consentimiento. El diseño experimental del estudio se realizó de acuerdo con la declaración de Helsinki (última modificación en 2004) y fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina (UdelaR).

3.1.2 Instrumentación

Electromiografía superficial:

En primer lugar, se utilizó electromiografía superficial de alta densidad para determinar la zona de innervación (IZ, de *inervation zone*, en inglés) a nivel del vientre muscular del BB. Para ello, se dispuso sobre la superficie de dicho músculo, un vector compuesto por dieciséis electrodos, longitudinalmente en el sentido de las fibras musculares, de forma que la mitad del mismo estuviera a 60% de la longitud del brazo distalmente desde el acromion (longitud de referencia). Se solicitó a los voluntarios que realizaran una contracción isométrica submáxima, y en función de las señales recogidas por cada electrodo a nivel del vientre muscular, se determinó la localización de la zona de innervación según la inversión de la fase de la señal electromiográfica. En función de la ubicación de la IZ, se determinó la ubicación de los electrodos bipolares (Fig. 28).

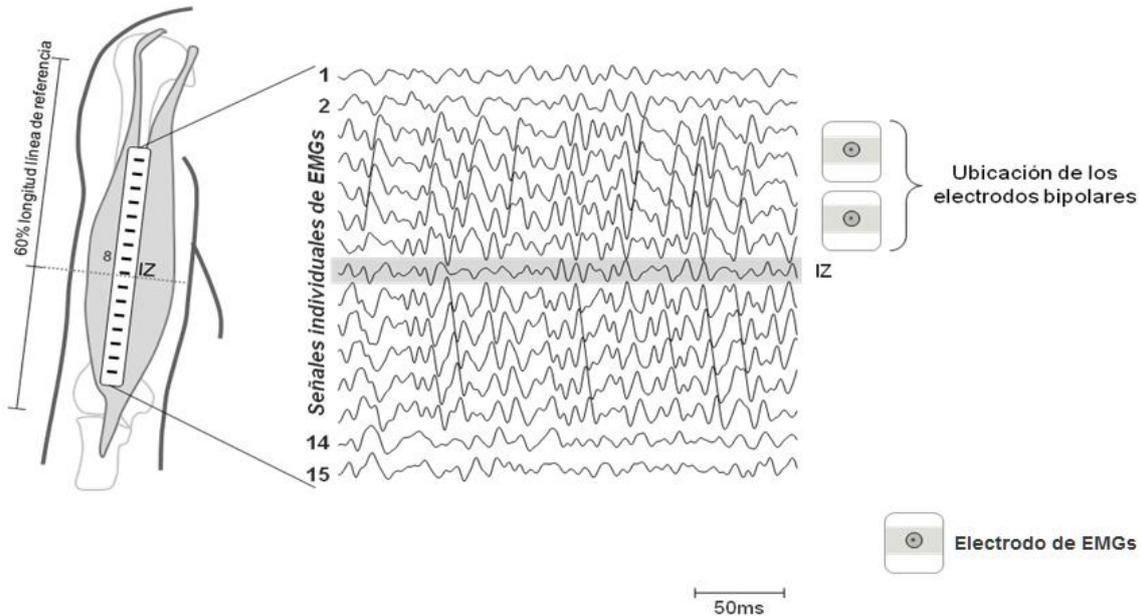


Figura 28. Determinación de la ubicación de la zona de innervación (IZ) en el bíceps braquial con HD-sEMG, y la consecuente ubicación de los electrodos bipolares.

La actividad electromiográfica superficial (EMGs) se midió realizando un registro bipolar con electrodos de superficie (distancia interelectrodo de 2 cm). Dichos electrodos se colocaron sobre la superficie del BB, longitudinalmente con respecto a la disposición de fibras musculares subyacentes, proximalmente respecto a la IZ (Fig. 28 y Fig. 29). El electrodo de referencia se colocó a nivel del codo. Por su parte, las señales de EMG fueron amplificadas (por un factor de ganancia variable de entre 2000 y 5000) y digitalizadas (ancho de banda de 10–500 Hz). Asimismo, las señales electromiográficas se registraron sincrónicamente con las señales de torque a 2048 Hz.

Elastografía:

Para medir la elasticidad muscular del BB en relación a la activación electromiográfica del mismo producida frente a diferentes niveles de torque, se utilizó el mismo prototipo experimental de NU-SWE que se utilizó para las medidas del capítulo 2 (Benech et al., 2017; Benech et al. 2019). De la misma manera, el arreglo lineal de sensores se dispuso a nivel de la línea media del vientre muscular en la dirección de las

fibras musculares. Más específicamente, se colocó de tal forma que el mismo quedara posicionado al lado del par de electrodos bipolares de superficie, a 60% de la longitud del brazo distalmente desde el acromion (Fig. 30).



Figura 29. Electrodos bipolares de superficie dispuestos sobre el vientre muscular del bíceps braquial. Su disposición es tal que se encuentran levemente desplazados hacia un lado de la línea media del mismo (línea vertical azul). La línea horizontal azul marca el 60% de la longitud del brazo en dirección distal desde el acromion.

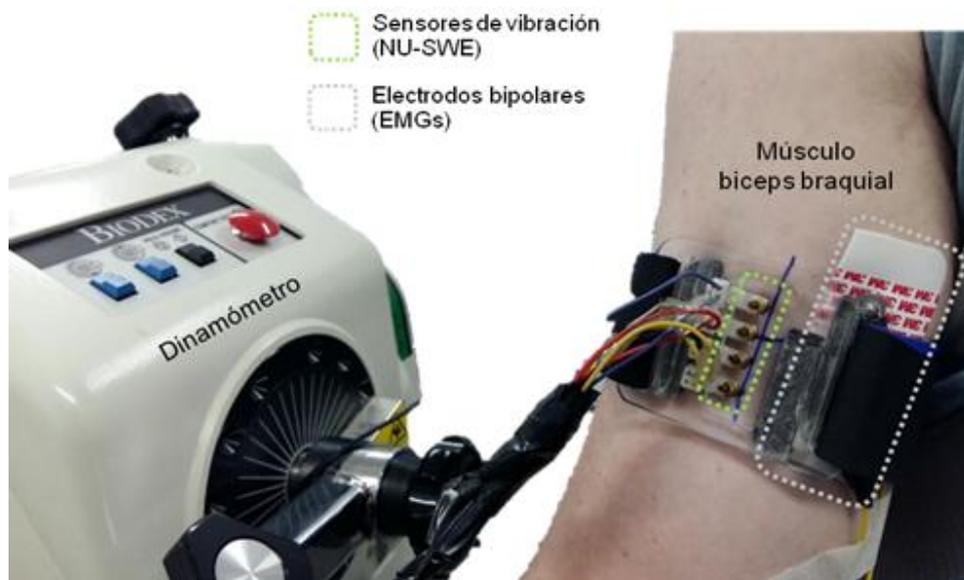


Figura 30. Posicionamiento relativo del arreglo lineal de sensores de vibración de la NU-SWE y del par de electrodos bipolares de la EMGs, sobre la superficie del vientre muscular del bíceps braquial.

Ergometría:

Para medir el ángulo y el torque de la articulación de codo, se utilizó el mismo dinamómetro isocinético de investigación que en el capítulo 2 (Biodex System 4, Biodex, Shirley, Nueva York). De la misma manera, la posición de los sujetos en el dinamómetro fue tal, que los mismos se sentaron con su antebrazo y brazo derecho colocados a 90°, con el codo flexionado y la muñeca en posición supinada (Fig. 31).



Figura 31. Voluntario sentado en el dinamómetro isocinético en la configuración indicada para la realización del protocolo experimental.

3.1.3 Protocolo experimental

Al igual que en las medidas del capítulo 2, el primer paso del protocolo experimental fue determinar el espesor del BB tanto en reposo como en condiciones de flexión isométrica del codo (antebrazo dispuesto a 90° respecto al brazo, muñeca supinada). Dichas medidas se tomaron con un escáner ultrasónico portátil (Hitachi EUB-405), a 60% de la longitud del brazo distalmente desde el acromion. Como ya ha sido mencionado, dichas medidas contribuyen a obtener un valor preciso de V_T^{\parallel} según los algoritmos de inversión de Benech et al. (2017) y Benech et al. (2019). A

continuación, los sujetos se dispusieron en el dinamómetro según la posición indicada anteriormente, y se les colocó el vector de electrodos para determinar la IZ a nivel del BB. Una vez determinada la misma, se procedió a colocar el par de electrodos bipolares y el arreglo lineal de sensores de vibración de la NU-SWE según la disposición mostrada en las figuras 30 y 31.

El siguiente paso del protocolo experimental consistió en la realización por parte de los voluntarios, de dos flexiones isométricas voluntarias máximas de la articulación del codo de 5 s de duración (90 s de descanso entre ellas), para determinar la contracción voluntaria máxima (MVC). De ambas contracciones, el valor más alto se asumió como el MVC, utilizándose en las mediciones subsiguientes para normalizar las contracciones submáximas. Así entonces, a continuación se les solicitó a los voluntarios que realizaran cuatro rampas trapezoidales de contracción isométrica de 45 s de duración cada una (120 s de descanso entre ellas), utilizando retroalimentación visual directa de la señal de torque. Previamente al inicio del ensayo, los voluntarios realizaron una o dos rampas trapezoidales de familiarización con la actividad. Dichas rampas consistieron en una primera *fase ascendente* durante la cual los voluntarios debían aumentar progresivamente el torque aplicado de 0 a 40% de MVC en 20 s, una segunda *fase de plateau* en la cual debían mantener ese nivel de torque durante 5 s, y finalmente una *fase descendente* en la que debían disminuir progresivamente el torque aplicado de 40 a 0% de MVC en 20 s (Fig. 32). Para evitar que las vibraciones superficiales inducidas por la NU-SWE contaminaran las señales de EMGs, se midieron dos rampas con cada método de manera alternada (Fig. 33).

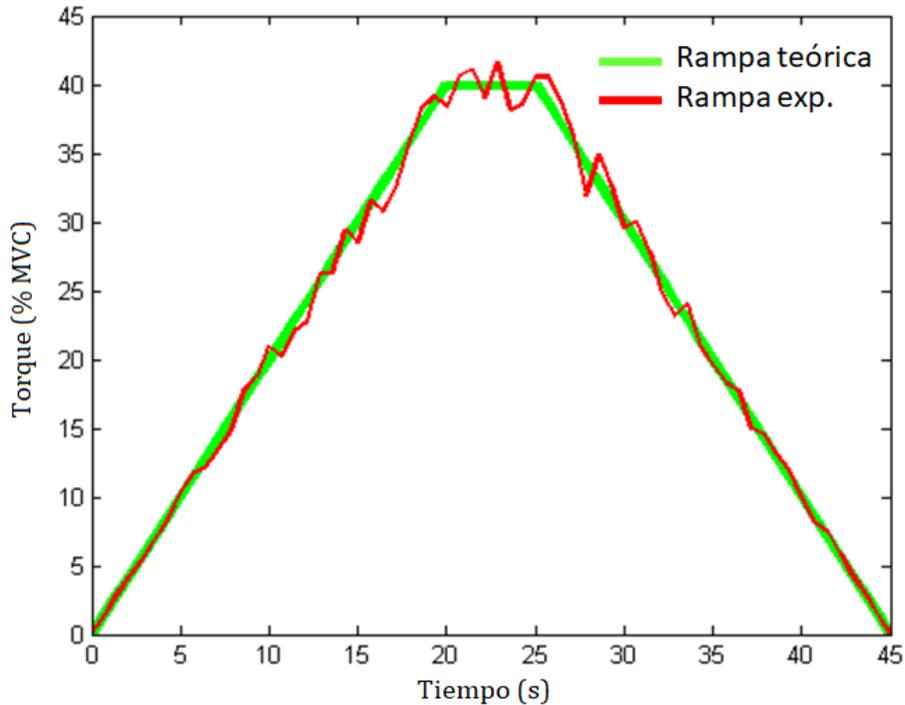


Figura 32. Rampa trapezoidal de contracción isométrica del protocolo experimental. Línea verde: rampa de torque teórica. Línea roja: interfaz visual que muestra en tiempo real el torque experimental registrado por el dinamómetro isocinético conforme la ejecución de la rampa.

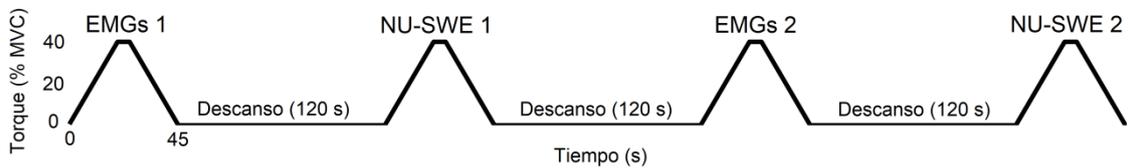


Figura 33. Sucesión alternada de rampas trapezoidales de flexión isométrica, durante las cuales se registraron los correspondientes valores de actividad electromiográfica y módulo elástico de corte del BB.

3.1.4 Análisis de datos

Las señales crudas adquiridas durante la ejecución de las rampas, fueron en primera instancia rectificadas y filtradas mediante un filtro digital (ancho de banda 15-350 Hz). Luego, se subdividieron en 65 ventanas temporales de 0.69 s, según las cuales se calculó su correspondiente valor de RMS a través de la Ec. (15). Asimismo, dichos valores de RMS EMG se normalizaron con respecto al valor máximo alcanzado durante la rampa. Por su parte, en lo que concierne a la NU-SWE, la frecuencia de muestreo se

configuró para obtener 65 valores de c_{55} durante la realización de las rampas, de forma de coincidir temporalmente con la adquisición de los respectivos RMS EMG.

3.1.5 Análisis estadístico

Se realizaron regresiones lineales entre los valores de RMS EMG y el módulo elástico de corte registrados para cada voluntario durante la ejecución de las respectivas rampas. De este modo, se obtuvieron dos regresiones lineales por cada voluntario, correspondientes a la correlación entre la primera y la segunda rampa caracterizada con cada método (NU-SWE 1 vs. EMGs 1; NU-SWE 2 vs. EMGs 2). Para evaluar la calidad de los ajustes lineales, se calcularon los correspondientes coeficientes de determinación (R^2). Asimismo, la correlación global entre ambas variables se analizó mediante la realización de un análisis de grupo, considerando el conjunto completo de los datos obtenidos.

Para evaluar la repetitividad de las mediciones, se utilizaron los coeficientes de regresión obtenidos de los respectivos ajustes lineales realizados previamente, a efectos de estimar los correspondientes valores de c_{55} en dos niveles de intensidad de contracción isométrica, establecidos en 0,3 y 0,7 respecto de la actividad máxima de RMS EMG registrada durante las rampas. Así, para los dos valores de c_{55} obtenidos de esta forma, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC), el error estándar en la medida (SEM) y el coeficiente de variación (CV) (Hopkins, 2000). Por su parte, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas, para comparar los valores de c_{55} entre las dos rampas, en los dos niveles de intensidad de contracción isométrica descritos más arriba. El nivel crítico de significancia se estableció en $P < 0,05$.

3.2 Resultados

La figura 34 muestra los resultados de elasticidad muscular y nivel de actividad electromiográfica normalizada del BB, obtenidos para cada uno de los sujetos estudiados durante la realización de las dos rampas trapezoidales de contracción isométrica. Tomando el comienzo de la rampa (tiempo ~ 0 s) como referencia del músculo en reposo, el módulo elástico de corte medido en dicho estado fue de $12,83 \pm 7,14$ kPa (rango de variación entre 3,89 y 22,81 kPa) y $11,77 \pm 6,44$ kPa (rango de variación entre 2,98 y 18,66 kPa), para la primera y segunda rampa, respectivamente. Por su parte, los valores correspondientes a la fase de plateau (tiempo entre 20 y 25 s) fueron de $113,35 \pm 44,06$ kPa (rango de variación entre 65,72 y 187,04 kPa) para la primera rampa, y de $98,87 \pm 32,20$ kPa (rango de variación entre 65,99 y 192,21 kPa) para la segunda. Claramente, al tratarse de una prueba de concepto y la muestra ser de tamaño reducido ($N = 6$), se observa que la incidencia de las variaciones individuales sobre el desvío estándar de las mediciones es grande.

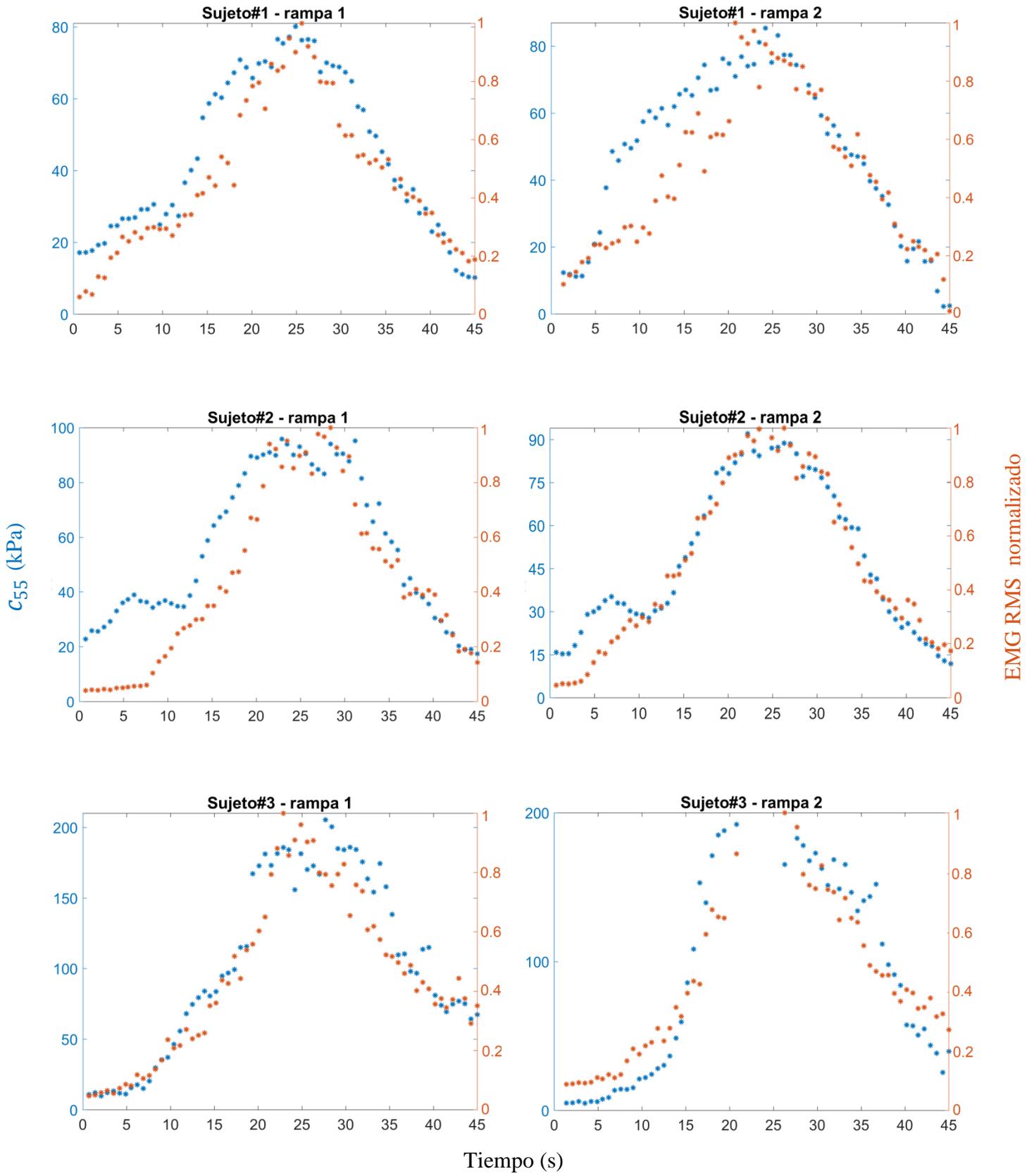
Más allá de ciertos desajustes puntuales entre la forma de las rampas trapezoidales descritas por la NU-SWE y la EMGs (Fig. 34), en general puede notarse un muy buen acuerdo entre las mismas. De esta forma, los resultados reflejan la capacidad de la NU-SWE para caracterizar la concordancia en cuanto al comportamiento mecánico y eléctrico del BB, durante la realización de dicha actividad motora. Esto se ve confirmado por los ajustes lineales realizados entre el módulo elástico de corte y los valores de RMS EMG normalizados, que se muestran en la figura 35. De los mismos se desprende que a nivel individual, se verificó una relación lineal significativa entre ambas variables ($P < 0,001$) para todos los sujetos en las dos rampas realizadas ($R^2 = 0,82 \pm 0,08$, rango de variación entre 0,71 y 0,93). Dicha relación lineal

se puede extender a todo el conjunto de los datos analizados, según se muestra en el análisis de grupo de la figura 36.

Por su parte, en lo que refiere a los indicadores de repetitividad de las medidas, la tabla 4 muestra los resultados del análisis estadístico para las estimaciones del módulo elástico del BB, según los dos niveles de intensidad de contracción isométrica establecidos. Los altos valores de ICC y los bajos valores de SEM obtenidos en cada condición, indican un alto nivel de reproducibilidad en cuanto a dichas estimaciones. Asimismo, los CV obtenidos para 0,3 y 0,7 de la actividad electromiográfica máxima, también denotan una buena repetitividad de las estimaciones. Con respecto a la comparación del módulo elástico de corte estimado entre las dos rampas, se encontró un efecto principal significativo de la intensidad de contracción ($P = 0.000$). Lo anterior implica que el módulo elástico de corte estimado a 0,7 de la actividad electromiográfica máxima, fue significativamente mayor al estimado a 0,3. Por otro lado, este efecto principal no se encontró al comparar los resultados del módulo elástico de corte entre las dos rampas, indicando que dicha variable no fue significativamente diferente ($P > 0,05$) entre las mismas.

Tabla 4. Valores promedio de c_{55} estimados a partir de las regresiones lineales de la figura 35 para las rampas 1 y 2. El desvío estándar sobre las seis estimaciones realizadas para cada voluntario se muestra entre paréntesis. También se muestran los resultados del análisis estadístico de repetitividad correspondiente.

	RMS EMG (% máx)	
	0,3	0,7
c_{55} estimado (kPa) Rampa 1	47,57 (21,78)	94,20 (41,76)
c_{55} estimado (kPa) Rampa 2	43,00 (21,01)	89,67 (43,11)
ICC	0,91	0,99
SEM	6,17	4,05
CV (%)	13,60	4,41



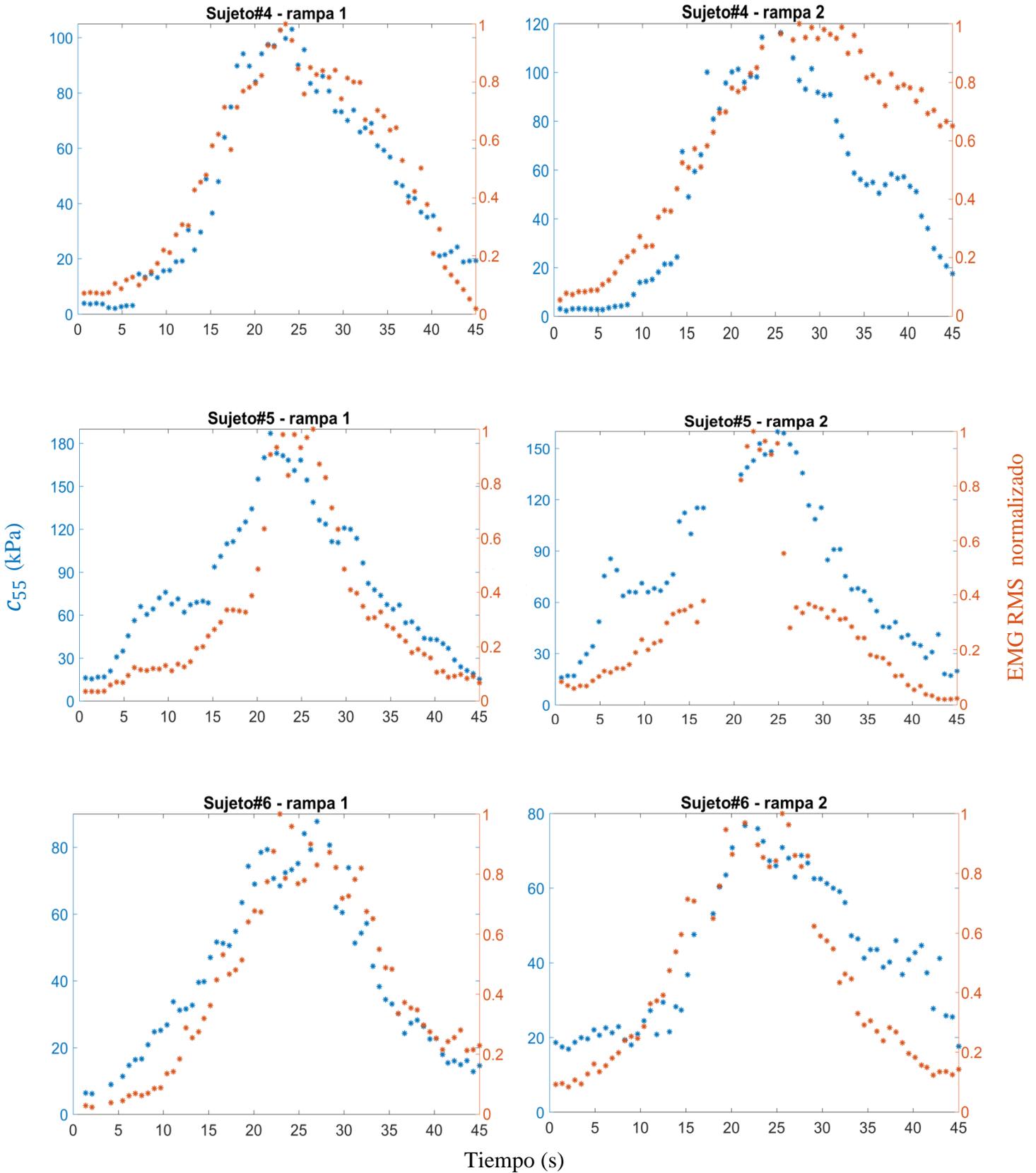
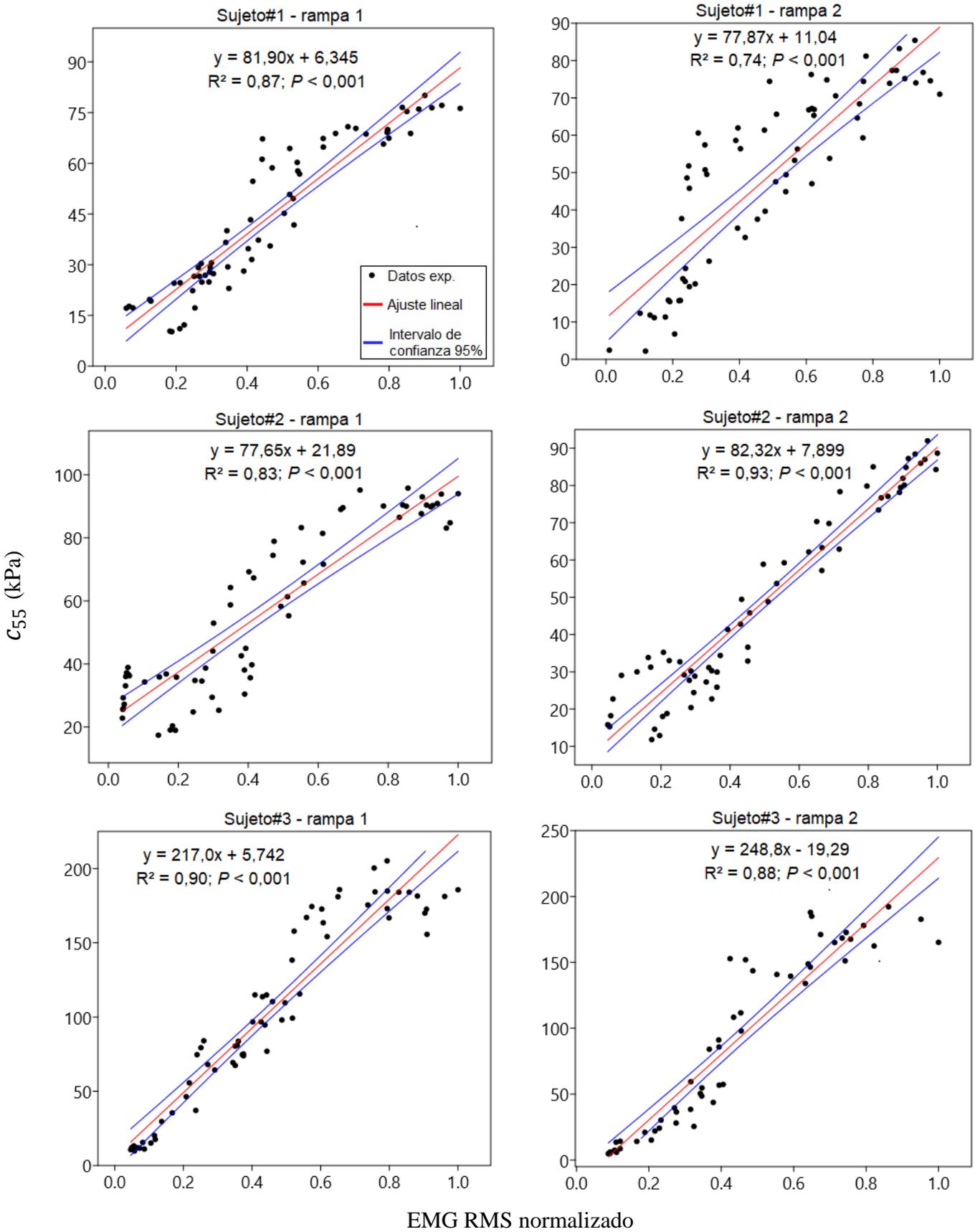


Figura 34. Valores del módulo elástico de corte y actividad electromiográfica normalizada del BB, registrados en cada sujeto con NU-SWE y EMGs durante la realización de las rampas trapezoidales de contracción isométrica.



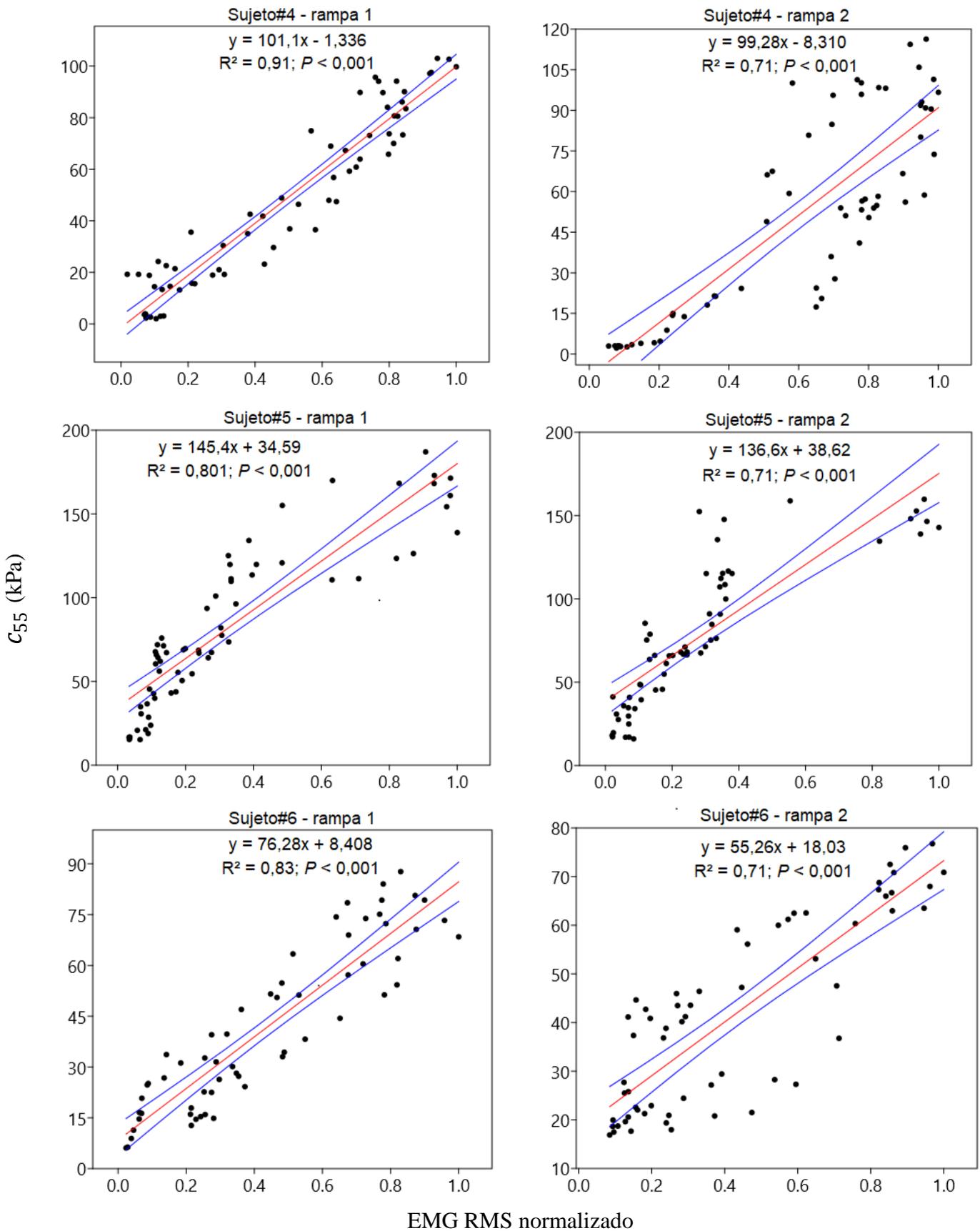


Figura 35. Regresiones lineales obtenidas a partir de los datos de las rampas trapezoidales de la figura 34. Los respectivos intervalos de confianza dan cuenta de la fiabilidad de los parámetros de ajuste estimados en cada caso.

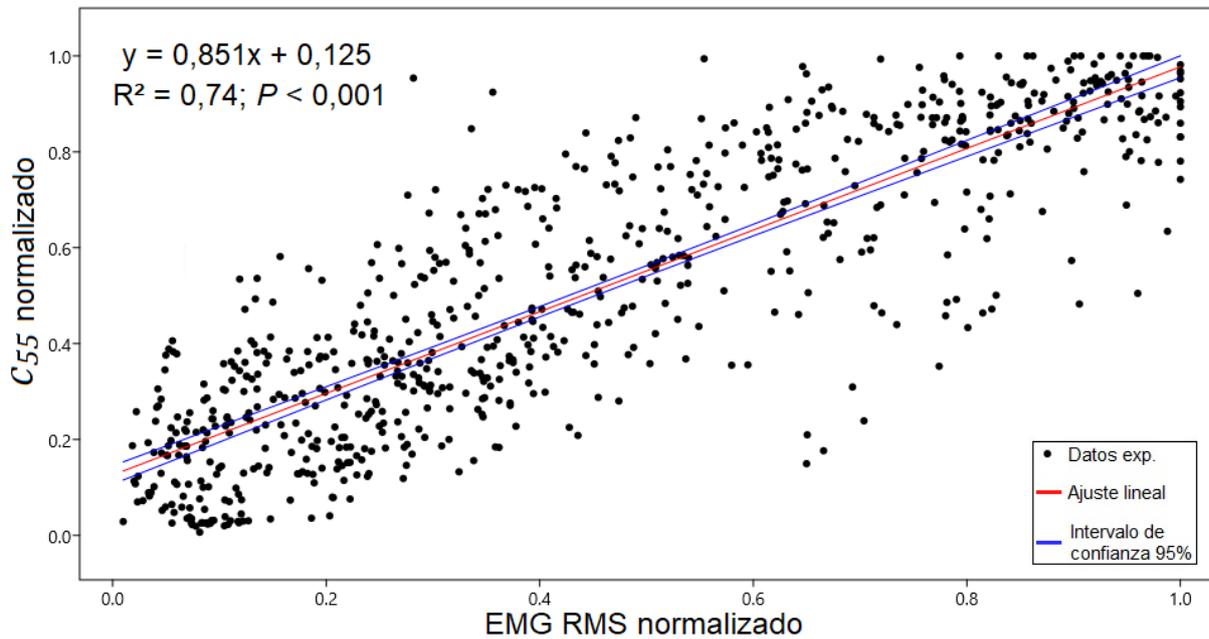


Figura 36. Análisis de grupo realizado a partir del conjunto completo de los datos normalizados del módulo elástico de corte y EMG RMS, registrados en el BB durante la realización de las rampas trapezoidales de contracción isométrica. Globalmente, ambas variables muestran una relación lineal significativa, cuyos parámetros de ajuste son suficientemente fiables en función del nivel de confianza establecido.

3.3 Discusión

El objetivo fundamental del trabajo llevado a cabo en este capítulo, fue analizar la performance de la NU-SWE para correlacionar la elasticidad de un músculo con su respectiva actividad electromiográfica. En tal sentido, los resultados obtenidos denotan que la NU-SWE, utilizada en forma conjunta con la EMGs, permitieron evaluar de una manera eficaz los cambios fisiológicos intrínsecos producidos en ambas variables como resultado del aumento del torque articular.

De esta forma, los resultados de las experiencias llevadas a cabo en BB, refuerzan las evidencias experimentales de estudios previos, que sugieren la existencia de una relación lineal entre el nivel de actividad electromiográfica y el módulo elástico de corte en éste músculo. Este tipo de relación ha sido encontrada tanto para rangos de intensidad de contracción análogos a los del presente estudio (Nordez y Hug, 2010), así

como para rangos más amplios (Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015). Asimismo, en el BB entre 0-50% de la máxima contracción voluntaria (MVC), Gennisson et al. (2005) encontraron también una relación lineal significativa entre la actividad electromiográfica y el módulo elástico de corte, este último estimado según la polarización perpendicular de la velocidad de la onda de corte respecto a las fibras musculares. En lo que respecta a la calidad de los ajustes lineales y los niveles de confiabilidad de las estimaciones, los resultados brindados por la NU-SWE están en completo acuerdo respecto a los de los trabajos mencionados anteriormente utilizando los métodos de elastografía ultrasonora. En tal sentido, al igual que dichos métodos, la NU-SWE demostró una alta fiabilidad para cuantificar indirectamente el nivel de actividad muscular.

Un aspecto a destacar de los resultados, es que la caracterización de la variación de la elasticidad durante la ejecución de las rampas, no se vio interrumpida por límites de saturación del equipo de medida. Este es un factor que condicionó los resultados de elasticidad muscular vs. actividad electromiográfica en Nordez y Hug (2010), no así en trabajos más recientes como los de Yoshitake et al. (2014) y Lapole et al. (2015). De esta manera, fue posible estimar la elasticidad del BB y su respectiva actividad electromiográfica hasta el máximo nivel de intensidad de contracción propuesto en el protocolo experimental (40% de MVC). En tal sentido, los resultados obtenidos entre 0 y 40% MVC, resultaron análogos a los de los trabajos referidos previamente. Además de lo anterior, atendiendo a lo sugerido por Nordez y Hug (2010) respecto a que la comparación más certera es la realizada en condiciones de reposo (ya que la intensidad de la intensidad de contracción puede variar entre los diferentes estudios), nuestros resultados también son comparables respecto a los de trabajos previos. A este respecto, para el BB en reposo medido con elastografía ultrasonora, en la literatura se reportan

valores de elasticidad desde $3,1 \pm 0,4$ kPa (Lacourpaille et al., 2012; Creze et al., 2018). Esto está en completo acuerdo con respecto a los valores de reposo más bajos registrados mediante NU-SWE al comienzo ($t \sim 0$ s) de las rampas 1 y 2 (3,89 y 2,98 kPa, respectivamente). Por su parte, tanto los valores promedio así como los rangos de variación de la elasticidad del BB en reposo obtenidos con NU-SWE en las rampas 1 y 2, también resultaron comparables respecto a los correspondientes valores reportados en trabajos previos. Estos últimos refieren tanto a trabajos llevados a cabo *in vivo* con elastografía por resonancia magnética y SSI (Nordez y Hug, 2010; Jenkyn et al., 2003, Uffmann et al., 2004; Bouillard et al., 2012b; Lapole et al.; 2015; Yoshitake et al., 2014), así como *in vitro* mediante el relevamiento de la curva esfuerzo-deformación (Lieber, 2002). Por lo tanto, los resultados de elasticidad obtenidos en el marco de estas experiencias, refuerzan los resultados previos al respecto de la certeza de las estimaciones brindadas por la NU-SWE. También enfatizan su capacidad de ser utilizada conjuntamente con otros métodos de medida, para estudiar diferentes aspectos de la biomecánica muscular.

Como se sugirió en la discusión del capítulo 2, estimar la elasticidad muscular con una mayor resolución entre los diferentes niveles de torque, permitió obtener información más precisa sobre a la relación entre ambas variables. En tal sentido, los datos obtenidos durante la fase ascendente de las rampas de contracción isométrica ($t = [0, 20]$ s), complementan los resultados de dicho capítulo. A este respecto, como se muestra en la figura 34, se pudo caracterizar la relación curvilínea entre la elasticidad del BB y el torque articular, reportada por Bouillard et al. (2012b) y Nordez y Hug (2010) utilizando SSI. El mismo patrón de comportamiento pudo observarse en lo que respecta a la asociación entre la actividad electromiográfica del BB y el torque (figura 34), estando esto de acuerdo con estudios previos (Bigland-Ritchie, 1981; Lawrence y

De Luca, 1983; Doheny et al., 2008; Nordez y Hug, 2010). Así, como ha sido indicado previamente en esta tesis, dicho patrón de comportamiento curvilíneo está signado por un incremento lento de dichas variables musculares dentro de los niveles de intensidad de contracción bajos determinados al inicio de la rampa (~ 0 – 10% MVC), aumentando más linealmente conforme el aumento del torque. No obstante, en función de los resultados de esta tesis y los de otros estudios recientes relacionados (Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015), el modelo lineal persiste como una buena opción a efectos de simplificar futuras investigaciones que impliquen examinar los cambios en estas variables musculares en relación a la intensidad de la contracción (Yoshitake et al., 2014). En lo que refiere a la actividad eléctrica del músculo, el filtrado pasa alto de las señales antes de la rectificación, puede ser una opción útil para aumentar la correlación lineal entre la amplitud de los electromiogramas y el torque (Potvin et al., 2004; Yoshitake y Shinohara, 2013, citados en Yoshitake et al., 2014).

A diferencia de otros trabajos cuyos protocolos experimentales implicaron la obtención de medidas en el BB a través de la realización exclusiva de rampas ascendentes de torque (Nordez y Hug, 2010; Bouillard et al., 2012b; Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015), nuestro protocolo experimental comprendió la realización de rampas trapezoidales. Esto nos permitió caracterizar de manera más completa el comportamiento del músculo como sólido blando. Así, en algunos sujetos se pudo verificar el comportamiento histerético del BB (ej., sujeto 3, figura 34), el cual no siempre se manifestó de la misma manera para el módulo elástico de corte que para la actividad electromiográfica de dicho músculo (ej., sujeto 4 rampa 2, figura 34). En tal sentido, esto puede explicar la obtención de valores no tan altos de R^2 (~ 0,7), aunque igualmente significativos ($P < 0,001$), en algunos casos puntuales. Estos resultados muestran la importancia de considerar los efectos viscoelásticos del músculo, tanto para

interpretar de una manera precisa los resultados derivados de la aplicación de los métodos elastográficos, así como para diseñar protocolos experimentales adecuados en función de los objetivos del estudio.

Por su parte, la obtención de valores similares del coeficiente de determinación en otros casos, se debió a ciertos desajustes entre las rampas descritas por la EMGs y por la NU-SWE (ej., sujeto 1 rampa 2, figura 34). Más allá de que dichos desajustes puedan deberse, o no, a errores experimentales de los métodos de medida, éstos enfatizan la necesidad de nuevos estudios para comprender mejor la naturaleza de la relación entre las propiedades mecano-eléctricas del músculo esquelético. En tal sentido, en Dowling (1993) y Dowling (1997), se sugiere que es importante separar la equivalencia eléctrica de la mecánica. Específicamente, para los tres principales músculos flexores del codo (bíceps braquial, braquial y braquioradial), los autores citados encontraron que si bien éstos presentan patrones de activación similares durante la flexión y extensión (especialmente en condiciones isométricas), es necesario tener precaución respecto a la consideración de las similitudes mecánicas (sobre todo en condiciones dinámicas). No obstante, debemos señalar que tales afirmaciones están basadas en el abordaje tradicional a estos problemas, que ha consistido en analizar la asociación entre la actividad electromiográfica y la fuerza muscular, esta última medida como el torque o la cantidad de unidades motoras reclutadas durante la contracción (Inman et al., 1952; Henneman et al., 1965; Gottlieb y Agarwal, 1971; Milner-Brown y Stein, 1975; Hof, 1984; Dowling, 1997, De Luca, 1997).

En relación a lo anterior, más allá del trabajo realizado en este capítulo con NU-SWE y otros estudios previos utilizando elastografía ultrasonora (Nordez et al., 2010; Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015), la relación entre el módulo elástico del músculo y su correspondiente actividad electromiográfica, ha sido muy poco estudiada.

Según lo visto en la sección 2.4 del presente capítulo y los propios resultados de los trabajos citados previamente, es razonable asumir la proporcionalidad en cuanto a dichas propiedades mecano-eléctricas del músculo esquelético, para las condiciones experimentales en que se realizaron dichos estudios. Así entonces, este es un tema abierto en la actualidad en el contexto de los estudios en biomecánica muscular. En tal sentido, proponemos que las características ventajosas de la NU-SWE (método portable, vestible, de bajo costo, medida certera y en tiempo real), hacen de ella una buena opción para ampliar y profundizar estas investigaciones en diferentes condiciones experimentales a las ya estudiadas. Por ejemplo, una aplicación relevante en dicha dirección, consiste en investigar al respecto de la ocurrencia de cambios regionales de elasticidad muscular. La existencia de estas variaciones espaciales de actividad muscular ya ha sido estudiada para diversas condiciones experimentales (ej. fatiga muscular) en diferentes músculos mediante HD-EMG (Holtermann et al., 2005; Gallina et al., 2013; Watanabe et al., 2013). Sin embargo, este es un tópico que prácticamente no se ha abordado desde el punto de vista elastográfico, a excepción del trabajo de Lacourpaille et al. (2014) con elastografía ultrasonora. Por tanto, los resultados de este capítulo sugieren que la NU-SWE podría aplicarse para investigar con mayor profundidad la ocurrencia de dichas variaciones regionales de elasticidad muscular, y establecer su eventual correlación con respecto al correspondiente patrón de actividad mioeléctrica.

Desde el punto de vista técnico, los resultados del presente capítulo marcan un paso importante en el sentido de tender a otro tipo de aplicaciones, en los que la NU-SWE podría resultar de mucha utilidad en estudios biomecánicos. Así, esta fue la primera vez que se constató que dicho método es capaz de estimar en tiempo real, cambios de elasticidad muscular en condiciones isométricas con carga dinámica. Esta

característica no ha sido exhibida por ningún otro método elastográfico de baja frecuencia a la hora de estimar la elasticidad muscular, ya que siempre han sido utilizados en condiciones isométricas con carga estática (Kazarov et al., 1989; Popovic et al., 1992; Courage, 2003; Sabra et al., 2007; Benech et al., 2012; Salman et al., 2013). De esta forma, lo anterior apoya lo dicho en el capítulo 2 al respecto de que con algunas mejoras a nivel del software y hardware, la NU-SWE podría ser capaz caracterizar cambios de elasticidad muscular en condiciones dinámicas. Es decir, se podrían estudiar las modificaciones en esta variable, no solamente en condiciones de contracción isométrica, sino también durante la realización de ciertas actividades que impliquen contracciones excéntricas y/o concéntricas (ej. marcha, carrera, saltos). Como ya fuera comentado en la discusión del capítulo 2, este sería un insumo muy importante ante la falta de metodologías certeras para estimar fuerzas musculares individuales *in vivo*. Lo anterior representa un problema de suma importancia, en lo que refiere a los estudios en biomecánica muscular y sus aplicaciones a la medicina rehabilitatoria y ciencias del deporte. Si bien se han propuesto numerosos modelos basados en medidas electromiográficas (Disselhorst-Klug et al., 2009), ninguno de ellos ha podido ser completamente validado. Esto debido a la susceptibilidad de la señal de EMG a factores fisiológicos y no fisiológicos, así como por la falta de métodos experimentales (Nordez y Hug., 2010). En tal sentido, la naturaleza mecánica y no eléctrica de las estimaciones obtenidas mediante los métodos elastográficos puede brindar soluciones a este problema (Hug et al., 2015a; Hug et al., 2015b), siendo la NU-SWE una alternativa válida para ello.

4 – CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En este capítulo se desarrolló una prueba de concepto a efectos de evaluar la capacidad de utilizar la NU-SWE, para cuantificar la asociación existente entre los cambios eléctricos y mecánicos del músculo esquelético. A diferencia de estudios previos con elastografía ultrasonora, en los que se relevaron rampas ascendentes de torque, el protocolo experimental del presente estudio implicó la realización de rampas trapezoidales. Así, los resultados obtenidos durante la ejecución de las mismas, permitieron evidenciar la sensibilidad de la NU-SWE para caracterizar la asociación existente entre los cambios sucedidos a nivel de la elasticidad del BB y su correspondiente actividad electromiográfica medida con EMGs. En tal sentido, los análisis de correlación realizados tanto a nivel individual como sobre todo el conjunto de los datos obtenidos, denotó una relación lineal significativa entre las mencionadas variables del BB. Por su parte, el análisis estadístico realizado a partir de las regresiones lineales de las medidas individuales, mostró un alto nivel de reproducibilidad en las estimaciones. Todos estos resultados estuvieron en muy buen acuerdo con los de estudios previos utilizando elastografía ultrasonora. Esto da cuenta de la confiabilidad de la NU-SWE para caracterizar indirectamente cambios en la actividad electromiográfica del músculo, mediante la medida del módulo elástico de corte.

Por su parte, la realización de las rampas trapezoidales de torque, permitió dar cuenta del comportamiento viscoelástico del BB en algunos sujetos de la población estudiada, al verificarse la histéresis de músculo al cabo de las rampas. Dicho comportamiento se observó tanto para los resultados de elasticidad así como para los de actividad mioeléctrica, aunque no siempre de la misma manera. Dado lo reducido de la población estudiada, lo anterior son meramente observaciones empíricas de las cuales no se pueden sacar mayores conclusiones al respecto. Sin embargo, reflejan la necesidad

de llevar a cabo estudios adicionales, para profundizar la comprensión acerca de la relación entre las propiedades mecano-eléctricas del músculo, en diferentes tipos de condiciones experimentales.

Las experiencias llevadas a cabo en este capítulo permitieron asimismo dar cuenta de otro aspecto ventajoso de la versión actual de la NU-SWE. Este consiste en su capacidad de brindar estimaciones de elasticidad en condiciones isométricas con carga dinámica. Este es un hecho relevante en lo que respecta al desarrollo futuro del método y sus potenciales aplicaciones biomecánicas, a efectos de que el mismo pueda ser utilizado para estimar la elasticidad muscular en condiciones de contracción concéntrica y/o excéntrica. En el contexto del presente capítulo, dicha característica permitió caracterizar con una mayor resolución, la relación entre el módulo elástico del BB y el torque articular respecto al capítulo 2. De esta forma, se pudo relevar la relación curvilínea entre ambas variables descrita en trabajos previos con elastografía ultrasonora. El mismo patrón de comportamiento se observó para la relación correspondiente entre la actividad mioeléctrica del BB y el torque. Dicha similitud en cuanto al comportamiento exhibido por el módulo elástico y la actividad mioeléctrica en el BB, es un elemento más a favor de la relación lineal entre ambas variables, descrita para las condiciones experimentales consideradas en el presente capítulo.

CAPITULO 4

CONCLUSIONES GENERALES Y PERSPECTIVAS PARA NUEVOS TRABAJOS

1 – CONCLUSIONES GENERALES DE LA TESIS

A diferencia de otros tejidos blandos, el músculo esquelético presenta ciertas particularidades a la hora de la estimación de sus propiedades mecánicas con elastografía. En tal sentido, como se discutió en el capítulo 1 de esta tesis, en elastografía el músculo esquelético es modelado como un sólido blando lineal isotrópicamente transverso (Dresner et al., 2001; Heers et al., 2003; Jenkyn et al., 2003; Gennisson et al., 2003; Uffmann et al., 2004; Bercoff et al., 2004a; Catheline et al., 2004; Gennisson et al., 2005; Nordez et al., 2008b; Tanter et al., 2008; Deffieux et al., 2009; Benech et al., 2019). Como todo modelo, esta conceptualización del músculo esquelético logra capturar algunos elementos esenciales del comportamiento mecánico del mismo, mientras que otros aspectos son dejados de lado. Más allá de estas consideraciones, debemos señalar que la introducción de los métodos elastográficos en biomecánica muscular, ha permitido superar ciertas barreras metodológicas, en lo concerniente a la posibilidad de caracterizar las propiedades mecánicas del músculo esquelético *in vivo*, de un modo no invasivo y en tiempo real. Así, esto ha significado el inicio de nuevas líneas de investigación en este campo, tanto básicas como aplicadas.

De esta manera, los métodos elastográficos ultrasonoros (Catheline et al., 1999; Bercoff et al., 2004a) son actualmente los métodos de referencia para la medida de la elasticidad muscular *in vivo*. La alta resolución espacial y el alto contraste que caracteriza a los mismos, permite mapear localmente la elasticidad del músculo esquelético, trátase de músculos superficiales o músculos profundos. Sin embargo, su

relativo alto costo sumado a ciertas limitaciones asociadas con la capacidad de utilizar esta tecnología fuera del laboratorio, limitan actualmente el espectro de aplicaciones posibles de la elastografía en biomecánica y otros campos afines (Creze et al., 2018; Benech et al., 2019). Así, en los últimos años se han comenzado a desarrollar métodos elastográficos basados exclusivamente en la propagación de ondas de baja frecuencia. Éstos últimos han mostrado ser una alternativa viable a los métodos ultrasonoros para la medida de la elasticidad muscular, especialmente en aquellas áreas donde éstos últimos no son aplicables (Benech et al., 2019). Sin embargo, la mayoría de los métodos elastográficos de baja frecuencia descritos en la literatura, no son capaces de brindar estimaciones de elasticidad certeras, en el sentido de su dependencia respecto a la influencia de los efectos de difracción, ondas guiadas y campo cercano. En tal sentido, la NU-SWE desarrollada en el LAU de la Facultad de Ciencias, considera la incidencia de tales efectos y los corrige de manera conjunta, gracias a los algoritmos de inversión en los cuales se basa el método (Grinspan et al., 2016; Benech et al., 2017; Benech et al., 2019). Así entonces, la NU-SWE es en la actualidad el único método elastográfico de baja frecuencia, cuyas estimaciones de elasticidad no se ven sesgadas por los efectos físicos derivados del uso exclusivo de bajas frecuencias. Sin embargo, hasta el momento su aplicación biomecánica no había sido testeada.

En este contexto, el propósito fundamental de esta tesis, fue poner a prueba la performance de la NU-SWE para su aplicación en biomecánica. De esta manera, se llevaron a cabo dos estudios biomecánicos, avocados a estudiar la relación entre la elasticidad muscular con respecto al torque articular y al nivel de actividad electromiográfica. Para ello, la NU-SWE fue utilizada conjuntamente con dos métodos clásicos de la literatura para el relevamiento de éstas dos últimas variables musculares, a saber, la dinamometría isocinética y la EMGs, respectivamente. Los resultados

obtenidos de tales estudios a nivel de la población de voluntarios analizada, permitieron constatar la bondad de la NU-SWE a efectos de ser utilizada en estudios biomecánicos, para brindar información complementaria a la de otros métodos sobre el estado mecánico del músculo. Así, en una primera instancia, la NU-SWE permitió constatar la existencia de una relación lineal entre el nivel de torque articular y la elasticidad del bíceps braquial, durante la flexión isométrica de la articulación del codo en el rango de 0-30% MVC. Por su parte, no se detectaron cambios significativos a nivel de la elasticidad muscular del tríceps braquial en dicho rango de torque, lo que está de acuerdo con el rol anátomo-funcional de dicho músculo (músculo extensor de la articulación del codo) en las condiciones del estudio. En relación a las mediciones realizadas con NU-SWE y EMGs durante la ejecución de las rampas trapezoidales isométricas en el rango de 0-40% MVC, los resultados obtenidos también permitieron constatar una relación del tipo lineal entre la actividad mioeléctrica del bíceps braquial y su correspondiente módulo elástico de corte. Asimismo, este estudio permitió revelar la capacidad de la NU-SWE para caracterizar la elasticidad muscular en condiciones isométricas con carga dinámica en el tiempo, algo desconocido hasta entonces y novedoso tratándose de un método elastográfico de baja frecuencia.

Desde el punto de vista estadístico, los resultados obtenidos en los estudios realizados en esta tesis mostraron altos índices de reproducibilidad (ICC), así como bajos niveles de error estándar en la medida (SEM) y de coeficiente de variación (CV). A la hora de la comparación de los resultados con respecto a los correspondientes obtenidos en trabajos previos utilizando los métodos ultrasonoros de referencia en condiciones experimentales similares, los mismos son comparables tanto cualitativa como cuantitativamente (Nordez y Hug, 2010; Bouillard et al., 2012b; Lacourpaille et al., 2012; Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015). Así, por todo lo antedicho, esta

tesis muestra que la NU-SWE es un método que permite medir la elasticidad muscular de una manera confiable y robusta. En tal sentido, dadas sus características ventajosas con respecto a los métodos ultrasonoros (bajo costo, fácil manejo, equipo vestible, pequeño tamaño, transportabilidad y capacidad de uso en campo), la NU-SWE puede ser muy útil para ampliar las aplicaciones actuales de la elastografía en biomecánica, y abrir nuevas líneas de investigación en otros campos afines como las ciencias médicas y las ciencias del deporte. No obstante, es importante mencionar que el método aún presenta ciertas limitaciones, en las cuales es necesario hacer hincapié en futuros trabajos para continuar avanzando en esta dirección.

2 – LIMITACIONES

La NU-SWE ha mostrado la capacidad de medir la elasticidad muscular de manera confiable y objetiva, en las condiciones experimentales planteadas en los trabajos que componen esta tesis. Como hemos mencionado en diferentes secciones de la misma, la versión actual del método presenta aún ciertas limitaciones, cuyo conocimiento es importante tanto para continuar avanzando en lo que respecta a su desarrollo, así como para reconocer el tipo de aplicaciones que actualmente son posibles de llevarse a cabo con la NU-SWE.

Asumir al músculo esquelético como un sólido blando puramente lineal, despreciando así sus propiedades viscoelásticas, es una limitación usual de los métodos elastográficos en general, entre ellos la NU-SWE. Sin embargo, como se ha discutido en la sección 3.1 del capítulo 1, esto se fundamenta sobre la base de estudios previos, que han demostrado que la estimación del módulo elástico de corte en el músculo esquelético se ve poco afectada por la viscosidad del medio. Por su parte, otra limitación de la NU-SWE relacionada con la consideración acerca de la naturaleza material del

músculo, es la asunción respecto a su isotropía transversal. En tal sentido, el modelo de propagación de ondas en el que se basa actualmente el método, considera que las fibras musculares se orientan paralelamente según un eje de simetría. Este es un buen modelo para el caso de músculos con arquitectura paralela como el bíceps braquial, donde se ha visto que la NU-SWE es capaz de estimar la elasticidad de manera confiable. Más en general, este modelo es útil siempre cuando el arreglo lineal de sensores superficiales pueda mantenerse alineado con respecto al eje de orientación de las fibras durante la realización de la medida. Sin embargo, es importante tener en cuenta que en muchos tipos de músculos, la orientación de las fibras varía conforme el desarrollo de la fuerza, o que dicha orientación no es uniforme en todo el volumen del músculo. Existen asimismo músculos con arquitecturas más complejas, como por ejemplo músculos unipenados o bipenados, donde la asunción de tal modelo puede no ser suficiente para obtener valores confiables de elasticidad. De esta forma, la estimación de la elasticidad muscular con NU-SWE, está actualmente limitada en función de la arquitectura muscular y las condiciones de medida requeridas para asegurar la certeza de las estimaciones.

Por otro lado, también hemos señalado en esta tesis que la NU-SWE presenta una baja resolución espacial. En tal sentido, a diferencia de los métodos elastográficos ultrasonoros, la NU-SWE no es capaz de mapear localmente la elasticidad del medio. En cambio, esta brinda un valor promedio de la elasticidad del músculo, desde la superficie libre del mismo al interior del medio. La baja frecuencia (~ 100 Hz) de las ondas superficiales en cuya propagación se basa el método, determina que la profundidad de exploración sea del orden de unos pocos centímetros (~ 5 cm). A este respecto, debemos señalar también que la cantidad de tejido adiposo subcutáneo es un aspecto que debe tenerse en cuenta. Dependiendo de la cantidad de este tejido, las

estimaciones podrían verse potencialmente afectadas, ya que el medio se vuelve más atenuante y la relación señal/ruido podría ser menor. Además, en personas con un mayor depósito de este tejido, el medio se vuelve, en promedio, más blando. Por lo tanto, los valores de elasticidad muscular brindados por la NU-SWE, así como las relaciones de dicha variable con el torque articular y/o la actividad mioeléctrica, pueden ser no representativos del estado mecánico real del músculo. De esta manera, se necesitan estudios adicionales a efectos de desarrollar mecanismos de corrección apropiados para aplicar en tales situaciones.

Finalmente, de la misma forma que ocurre con los métodos ultrasonoros de referencia, la NU-SWE no es actualmente capaz de medir la elasticidad muscular en condiciones dinámicas (ej. marcha, saltos, carrera). La estimación de elasticidad en tales condiciones con la versión actual de este método podría conducir a resultados erróneos, debido a la interferencia de distintos tipos de ondas con la onda de corte, cuya corrección no está contemplada en los algoritmos de corrección de la presente versión. Por su parte, análogamente a los métodos ultrasonoros, la NU-SWE no contempla la posibilidad de medir la elasticidad en más de un músculo simultáneamente. Por lo tanto, si bien muchas de las características ventajosas de la NU-SWE permitirían extender las aplicaciones actuales de la elastografía en biomecánica muscular, en la actual versión aún persisten ciertas limitaciones comunes a los métodos ultrasonoros, que impiden su utilización en ciertos estudios biomecánicos de índole funcional.

3 – PERSPECTIVAS PARA FUTUROS TRABAJOS

Mejoras técnicas y de los modelos de propagación de ondas

Las conclusiones generales que se desprenden de los resultados de la tesis, así como las limitaciones actuales de la NU-SWE comentadas previamente, dejan abiertas

potenciales líneas de acción para trabajos futuros. En tal sentido, a fines de extender los límites de aplicación de la elastografía en músculos con arquitectura más compleja y comportamiento viscoelástico, una de estas líneas de acción será estudiar la propagación de ondas en diferentes tipos musculares. Esto tendrá el fin de identificar los parámetros relevantes que indiquen el estado mecánico de los mismos, y mejorar los modelos físicos de propagación de ondas en medios anisotrópicos y viscoelásticos. Por su parte, a nivel técnico, se buscará implementar las mejoras a nivel de los algoritmos de tratamiento de señales y del diseño del equipo, que permitan realizar mediciones de elasticidad muscular en condiciones dinámicas y en más de un músculo simultáneamente. Todo lo anterior permitirá convertir a la NU-SWE en un método elastográfico mucho más versátil, con el cual se podrán abordar nuevos problemas de investigación en biomecánica muscular y otras áreas íntimamente relacionadas.

Aplicaciones a la medicina rehabilitatoria

En el plano médico, se buscará incorporar a la NU-SWE en la rutina asistencial en lo que refiere a las lesiones del sistema musculo-esquelético. A este respecto, varios autores han demostrado que las lesiones más comunes en dicho sistema derivan de la actividad deportiva, siendo los grupos musculares típicamente más afectados los isquiosurales, aductores, cuádriceps y tríceps sural. (Waldén et al., 2005; Abrams et al., 2012; Salces et al., 2014). En todos ellos, la disposición anatómica de las fibras determina una arquitectura muscular compleja, por lo que la elastografía no ha sido utilizada aún para fines diagnósticos en medicina rehabilitatoria. En tal sentido, la valoración de las patologías músculo-tendinosas, se realiza clínicamente mediante valoraciones subjetivas y cualitativas. Por su parte, las pautas de tratamiento, recuperación y rehabilitación de las mismas no son únicas, y la evaluación del proceso

de recuperación se realiza clínicamente mediante estudios imagenológicos estructurales llevados a cabo con ecografía o resonancia magnética. No obstante, existen patologías que no conllevan cambios estructurales y son difícilmente detectables por estos métodos. Es así que la NU-SWE podría aportar información objetiva y cuantitativa sobre el estado mecánico del músculo sano, con sobrecarga, contracturas, desgarros, así como también en otras afecciones musculares de origen no deportivo. Esto permitiría complementar las herramientas diagnósticas ya existentes y ayudar a guiar el proceso de rehabilitación. De esta manera, se lograría una mejor prevención, detección precoz y valoración de la respuesta al tratamiento, permitiendo brindar el alta deportiva con mayores garantías y disminuir el grado de recurrencia de lesiones.

Profundización sobre las propiedades mecano-eléctricas del músculo

Otros aspectos a abordar en trabajos futuros con NU-SWE, tenderán a profundizar acerca de la relación entre las propiedades mecánicas y eléctricas del músculo esquelético. En tal sentido, utilizando NU-SWE, EMGs y estrategias específicas de procesamiento de señales como la transformada de Fourier en tiempo corto (STFT, el *short time Fourier transform*, en inglés), interesa estudiar aspectos relacionados con el principio del tamaño de Hanneman (capítulo 1, sección 2.1.2). Particularmente, pretenderemos analizar en diferentes músculos con distinta composición de fibras, cómo se relaciona la activación secuencial de los diferentes tipos de unidades motoras, con el aumento de la elasticidad muscular producido conforme el aumento del torque.

Asimismo, otra línea de trabajo enmarcada en los estudios de correlación entre las propiedades mecánicas y eléctricas musculares, es investigar si la elasticidad muscular cambia de manera no uniforme durante la fatiga muscular, como ocurre con la

activación eléctrica muscular. En tal sentido, es sabido que como producto de la fatiga muscular surgen alteraciones electrofisiológicas en la amplitud y la forma de los potenciales de acción de las unidades motoras, revelando lo que se conoce como “manifestaciones mioeléctricas de la fatiga” (Merletti et al., 1990). Más recientemente, la posibilidad de recolectar EMGs de múltiples regiones a nivel de la superficie del músculo de interés mediante electromiografía superficial de alta densidad (HD-EMGs) (Holtermann et al., 2005; Wickham y Brown, 2011), ha permitido revelar que los EMGs detectados en una sola región muscular no reflejan realmente los cambios neurales en todo el volumen muscular (Gallina et al., 2013). Esto puede observarse tanto en músculos no fatigados durante el mantenimiento de la contracción sostenida (Wickham y Brown, 2011; Farina et al., 2008), pero también es muy característico del músculo fatigado. A este último respecto, la evidencia actual sugiere entonces que la fatiga afecta a los músculos más localmente que a nivel global (Watanabe et al., 2013; Gazzoni et al., 2017). En lo que concierne a la relación entre la fatiga muscular y el módulo elástico del músculo esquelético, no se ha realizado ningún estudio en tales condiciones, para estudiar si también existen diferencias regionales en cuanto a la elasticidad muscular. En tal sentido, y en función de los resultados del capítulo 3, creemos interesante investigar a este respecto utilizando NU-SWE, y analizar si las eventuales diferencias regionales en cuanto a la elasticidad del músculo, se correlacionan con las diferencias regionales observadas a nivel de la activación mioeléctrica del mismo. Este trabajo aportaría datos novedosos que contribuirían a comprender cómo la fatiga muscular se relaciona con los cambios a nivel de las propiedades mecánicas del músculo esquelético, así como a profundizar sobre la relación electro-mecánica del mismo en diferentes condiciones.

Estudios sobre modelización muscular y estimación de fuerzas musculares

Un problema muy relevante y de larga data en el campo de la biomecánica muscular, el cual también pretenderemos abordar en futuros trabajos con NU-SWE, es la imposibilidad de estimar fuerzas musculares individuales. Este se presenta como uno de los desafíos actuales más importantes en dicho campo. La obtención de estas fuerzas de manera analítica es una dificultad frecuentemente encontrada, a la que se le atribuye el nombre del *problema de indeterminación*, ya que con frecuencia el problema es indeterminado. Es decir, que el número de variables desconocidas excede el número de ecuaciones, por lo cual no se puede obtener una única solución (An et al., 1984).

Muchos enfoques se han desarrollado para resolver este problema. Uno de los métodos más utilizados consiste en reducir el exceso de variables desconocidas, ya sea agrupando músculos funcionalmente similares, o eliminándolas mediante la realización de mediciones electromiográficas (Messier et al., 1971; Cnockaert et al., 1975). Para aplicar este enfoque, es necesario asumir que la actividad eléctrica del músculo se relaciona linealmente con la fuerza ejercida por el mismo. Esto es razonable para determinadas condiciones, según se desprende de lo mencionado en la sección 2.4 del capítulo 3, de los resultados experimentales obtenidos en los capítulos 2 y 3, así como de lo sugerido al respecto por otros autores en trabajos previos (Bayer y Flechtenmacher, 1950; Lippold, 1952; Vredendregt y Koster, 1966; Kuroda et al., 1970; Messier et al., 1971; Cnockaert et al., 1975; De Luca, 1997; Yoshitake et al., 2014; Lapole et al., 2015). Otro abordaje que ha sido muy utilizado en la literatura para la estimación de fuerzas musculares, ha sido la utilización de modelos *EMG driven* (Lloyd y Besier, 2003; Buchanan et al., 2004; Langenderfer et al., 2005; Menegaldo y Oliveira, 2011; Menegaldo et al., 2014). Brevemente, estos modelos se basan en la estructura matemática de los modelos musculares tipo Hill (Hill, 1938; Zajac, 1989), y utilizan

datos experimentales derivados de la actividad electromiográfica del músculo, para brindar como salida una estimación de la fuerza muscular. Asimismo, otras aproximaciones tradicionales para la estimación de fuerzas musculares basadas en la modelización del sistema musculo-esquelético, son la *dinámica inversa* (*inverse dynamics*, en inglés) y la *dinámica directa* (*forwad dynamics*, en inglés) (Pandy, 2001; Erdemir et al., 2007; Buchanan et al., 2004; Buchanan et al., 2005). De manera resumida, en la dinámica directa se parte de la medida o estimación de algún comando neural, y mediante ecuaciones que describen la dinámica de la activación así como de la contracción muscular, se puede obtener una estimación de la actividad mioeléctrica y de las fuerzas musculares, respectivamente. Asimismo, considerando las ecuaciones de movimiento correspondientes, se pueden obtener los movimientos articulares en cuestión. Por su parte, el abordaje de la dinámica inversa es totalmente opuesto al anterior. En tal sentido, aquí se parte de la medida de la posición y de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo durante un cierto movimiento. Así, mediante ecuaciones de *optimización estática* y de la dinámica de la activación muscular, se pueden estimar las fuerzas musculares así como su correspondiente nivel de activación mioeléctrica, respectivamente.

A partir de la reciente incorporación de los métodos elastográficos en el campo de la biomecánica, se ha sugerido que las estimaciones de fuerzas basadas en valores de elasticidad muscular, podrían ser más certeras que las basadas en EMG. Esto dada la naturaleza mecánica y no eléctrica de la medida (Hug et al., 2015b). Existen algunos esfuerzos iniciales en este sentido que, utilizando métodos elastográficos, han intentado estimar torques e índices de fuerza musculares (Bouillard et al., 2011; Bouillard et al., 2012a). Asimismo, se ha intentado estudiar la distribución de la carga (*load sharing*) entre músculos sinergistas, así como la transmisión de fuerzas de músculos a tendones

mediante la medida de la elasticidad de éstos últimos, incluso en condiciones dinámicas (Bouillard et al., 2012b; Martin et al., 2018). Sin embargo, más allá de estos avances incipientes, aún no se ha logrado estimar fuerzas musculares propiamente dichas, empleando valores de elasticidad muscular como entradas de un modelo biomecánico.

En tal sentido, nuestros trabajos futuros tratarán de lograr lo anterior, utilizando valores de elasticidad muscular medidos con NU-SWE en lugar de EMG. Para ello, una vez se cuente con las respectivas estimaciones de elasticidad, modelaremos la situación de carga sobre el/los músculos de interés, basándonos en algunos de los diferentes tipos de abordajes para la estimación de fuerzas musculares descritos más arriba. Así, además de estimar fuerzas musculares individuales y analizar la distribución de la carga entre músculos sinergistas, esperamos que dichas aproximaciones permitan también estimar parámetros relevantes para la modelización mecánica del músculo. En particular, interesa poder estimar parámetros tales como la histéresis y la compliance, así como áreas y volúmenes musculares. Por tanto, si bien este campo de aplicaciones de la elastografía es aún muy incipiente, nuestras perspectivas de trabajos futuros con NU-SWE en esta dirección, apuntará a realizar nuevas contribuciones a uno de los grandes desafíos actuales de la biomecánica muscular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Abrams, G. D., Renstrom, P. A., Safran, M. R., 2012. Epidemiology of musculoskeletal injury in the tennis player. *Br. J. Sports. Med.* 46, 492-498.
- [2] An, K. N., Kwak, B. M., Chao, E. Y., Morrey, B. F., 1984. Determination of muscle and joint forces: a new technique to solve the indeterminate problem. *J. Biomech. Eng.* 106, 364-367.
- [3] Ateş, F., Hug, F., Bouillard, K., Jubeau, M., Frappart, T., Couade, M., Bercoff, J., Nordez, A., 2015. Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 25, 703-708.
- [4] Akagi, R., Chino, K., Dohi, M., Takahashi, H., 2012. Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men. *Acta Radiol.* 53, 307-311.
- [5] Akagi, R., Takahashi, H., 2014. Effect of a 5-week static stretching program on hardness of the gastrocnemius muscle. *Scand J Med Sci Sports.* 24, 950-957.
- [6] Balzopoulos V, Brodie DA., 1989. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sport Med.* 8, 101-116.
- [7] Basmajian, J. V., De Luca, C. J. "Muscles alive". Williams and Wilkins. Baltimore, USA, 1985, 561pp.
- [8] Bayer, H., Flechtenmacher, R.C., 1950. Ermüdung und Aktionstromspannung bei der isometrischen Muskelkontraktion des Menschen. *Arbeitsphysiologie.* 14, 261-270.
- [9] Benech, N. "Elastografía ultrasonora de medios viscoelásticos con ondas de cizalla de baja frecuencia," Tesis de Maestría, Laboratorio de Acústica Ultrasonora, Univ. De la República-PEDECIBA, Montevideo, Uruguay, 2004
- [10] Benech, N. "Elastografía Ultrasonora en sólidos blandos. Análisis del proceso de retorno temporal y aplicación al monitoreo de temperatura." Tesis de Doctorado, Laboratorio de Acústica Ultrasonora, Univ. De la República-PEDECIBA, Montevideo, Uruguay, 2008.
- [11] Benech, N., Negreira, C. A., 2010. Monitoring heat-induced changes in soft tissues with 1D transient elastography. *Phys. Med. Biol.* 55, 1753.
- [12] Benech, N., Aguiar, S., Grinspan, G.A., Brum, J., Negreira, C., 2012. In vivo Assessment of Muscle Mechanical Properties Using a Low-cost Surface Wave Method. *IEEE Int. Ultrason. Symp.* 2012, 2571-2574.

- [13] Benech, N., Grinspan, G., Aguiar, S., Brum, J., Negreira, C., Gennisson, J. L., 2015. Analysis of Rayleigh-Lamb modes in soft-solids with application to surface wave elastography. *Phys. Procedia*. 70, 175-178.
- [14] Benech, N., Brum, J., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A., 2017. Analysis of the transient surface wave propagation in soft-solid elastic plates. *J. Acoust. Soc. Am.* 142, 2919-2932.
- [15] Benech, N., Grinspan, G.A., Aguiar, S., Negreira, C.A., 2019. Surface wave elastography: device and method. *Meas. Sci. Technol.* 30, 035701.
- [16] Bercoff, J., Chaffai, S., Tanter, M., Sandrin, L., Catheline, S., Fink, M., Gennisson, J. L., Meunier, M., 2003. In vivo breast tumor detection using transient elastography. *Ultrasound Med. Biol.* 29, 1387-1396.
- [17] Bercoff, J., Tanter, M., Fink, M., 2004a. M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 51, 396–409.
- [18] Bercoff J. L'imagerie échographique ultrafaste et son application à l'étude de la viscoélasticité du corps humain. Tesis de la Universidad Denis-Diderot Paris VII, 2004b.
- [19] Bercoff J, Tanter M, Fink M., 2004c. Sonic boom in soft materials: the elastic cerenkov effect. *Appl Phys Lett.* 84, 2202—4.
- [20] Bigland-Ritchie, B., 1981. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Sci Rev.* 9, 75-118.
- [21] Borg, F., Finell, M., Hakala, I., Herrala, M., 2007. Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing. *J Electromyogr Kinesiol.* 17, 622-634.
- [22] Bouillard, K., Nordez, A., Hug, F., 2011. Estimation of individual muscle force using elastography. *PloS one.* 6, e29261.
- [23] Bouillard, K., Hug, F., Guével, A., Nordez, A., 2012a. Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *J Appl Physiol.* 113, 1353-1361.
- [24] Bouillard, K., Nordez, A., Hodges, P.W., Cornu, C., Hug, F., 2012b. Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech.* 45, 1424-1429.
- [25] Binder, M.D., Mendell, L.M. "The segmental motor system," Oxford University Press, New York, 1990, 416pp.
- [26] Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G. "Musculoskeletal Biomechanics," Thieme, New York, 2002, 256pp.

- [27] Brooke, M. H., Kaiser, K. K., 1970. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol.* 23, 369-379.
- [28] Bronez, M. A., Shung, K. K., Heidary, H., Hurwitz, D., 1985. Measurement of ultrasound velocity in tissues utilizing a microcomputer-based system. *IEEE Trans Biomed Eng.* 9, 723-726.
- [29] Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., Besier, T. F., 2004. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech.* 20, 367-395.
- [30] Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., Besier, T. F., 2005. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Med Sci Sports Exerc.* 37, 1911.
- [31] Burke, R. E., Tsairis, P., 1973. Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. *J Physiol.* 234, 749-765.
- [32] Carcione, J. M., Kosloff, D., Kosloff, R., 1988. Wave-propagation simulation in an elastic anisotropic (transversely isotropic) solid. *Q J Mech Appl Math.* 41. 319-346.
- [33] Carrascal, C. A., Chen, S., Urban, M. W., Greenleaf, J. F., 2018. Acoustic Radiation Force-Induced Creep-Recovery (ARFICR): A Noninvasive Method to Characterize Tissue Viscoelasticity. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 65, 3-13.
- [34] Castera, L., Forns, X., Alberti, A., 2008. Non-invasive evaluation of liver fibrosis using transient elastography. *J Hepatol.* 48, 835-847.
- [35] Catheline S. Interférométrie-speckle ultrasonore : application à la mesure d'élasticité. Thesis de doctorado. Université Paris VII, 1998.
- [36] Catheline S, Thomas J, Wu F, Fink M., 1999. Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 46,1013-1019.
- [37] Catheline, S., Gennisson, J.L., Delon, G., Fink, M., Sinkus, R., Abouelkaram, S., Culioli, J., 2004. Measuring of viscoelastic properties of homogeneous soft solid using transient elastography: an inverse problem approach. *J Acoust Soc Am.* 116, 3734-3741.
- [38] Catheline, S., Bencech, N., 2015. Longitudinal shear wave and transverse dilatational wave in solids. *J Acoust Soc Am.* 137, EL200-EL205.
- [39] Clancy, E. A., Morin, E. L., Merletti, R., 2002. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 12, 1-16.

- [40] Cnockaert, J. C., Lenseleers, G., Pertuzon, E., 1975. Relative contribution of individual muscles to the isometric contraction of a muscular group. *J Biomech.* 8, 191-197.
- [41] Courage, W., 2003. Measuring device for measuring the elastic properties of a surface structure. U.S. Patent No. 6,619,423. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [42] Creze, M., Nordez, A., Soubeyrand, M., Rocher, L., Maître, X., Bellin, M. F., 2018. Shear wave sonoelastography of skeletal muscle: basic principles, biomechanical concepts, clinical applications, and future perspectives. *Skeletal Radiol.* 47, 457-471.
- [43] De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., Xenakis, A. P., 1982. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol.* 329, 113-128.
- [44] De Luca, C. J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 13, 135-163.
- [45] De Luca, C. J., 2002. Surface electromyography: Detection and recording. *Delsys Inc.* 10, 1-10.
- [46] De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., Nawab, S. H., 2006. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol.* 96, 1646-1657.
- [47] De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., Roy, S. H., 2010. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech.* 43, 1573-1579.
- [48] De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., Roy, S. H., 2012. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *J Biomech.* 45, 555-561.
- [49] Deffieux, T., Gennisson, J. L., Tanter, M., Fink, M., 2008. Assessment of the mechanical properties of the musculoskeletal system using 2-D and 3-D very high frame rate ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 55, 2177-2190.
- [50] Deffieux, T., Montaldo, G., Tanter, M., Fink, M., 2009. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE Trans Med Imaging.* 28, 313-22.
- [51] Dickinson RJ, Hill CR., 1982. Measurement of soft tissue motion using correlation between A-Scans. *Ultrasound Med Biol.* 8, 263-271.
- [52] Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., Rau, G., 2009. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech.* 24, 225-235.

- [53] Doheny, E. P., Lowery, M. M., FitzPatrick, D. P., O'Malley, M. J., 2008. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 18, 760-770.
- [54] Dowling, J. J., 1993. Electrical and mechanical equivalence of human elbow flexors. *J Biomech.* 26, 311.
- [55] Dowling, J. J., 1997. The use of electromyography for the noninvasive prediction of muscle forces. *Sports Med.* 24, 82-96
- [56] Dresner, M.A., Rose, G.H., Rossman, P.J., Muthupillai, R., Manduca, A., Ehman, R.L., 2001. Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging.* 13, 269-276.
- [57] Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G., Zwarts, M. J., 2006. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 16, 586-602.
- [58] Dvir Z. Physiological and biomechanical aspects of isokinetics. En: Dvir Z, editor. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications.* Singapore: Churchill Livingstone, 1996, p. 1-22.
- [59] Enoka, R. M. "Neuromechanics of human movement". Human kinetics, USA, 2004, 560pp.
- [60] Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A. J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech.* 22, 131-154.
- [61] Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., Madeleine, P., 2008. The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol.* 18, 16-25.
- [62] Fink, M., Tanter, M., 2010. Multiwave imaging and super resolution. *Phys. Today.* 63, 28-33.
- [63] Friedrich-Rust, M., Ong, M. F., Martens, S., Sarrazin, C., Bojunga, J., Zeuzem, S., Herrmann, E., 2008. Performance of transient elastography for the staging of liver fibrosis: a meta-analysis. *Gastroenterology.* 134, 960-974.
- [64] Fung, Y. "Biomechanics: mechanical properties of living tissues," Springer-Verlag, New York, 1993, 568pp.
- [65] Gajdosik, R.L., 2001. Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech.* 16, 87-101.
- [66] Gallina, A., Merletti, R., Gazzoni, M., 2013. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? *Eur J Appl Physiol.* 113, 887-894.

- [67] Garcia, M. C., Vieira, T. M. M., 2011. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev Andal Med Deport.* 4, 17-28.
- [68] Gazzoni, M., Botter, A., Vieira, T., Surface EMG for Human-Machine Interfaces: New Knowledge and Open Issues. En *International Conference on Robotics. Alpe-Adria Danube Region: Springer, 2017, p. 911-918.*
- [69] Gennisson, J. L., Catheline, S., Chaffai, S., Fink, M., 2003. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am.* 114, 536-541.
- [70] Gennisson, J. L., Cornu, C., Catheline, S., Fink, M., Portero, P., 2005. Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech.* 38, 1543-1550.
- [71] Gennisson, J. L., Deffieux, T., Macé, E., Montaldo, G., Fink, M., Tanter, M., 2010. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 36, 789-801.
- [72] Gennisson, J. L., Deffieux, T., Fink, M., Tanter, M., 2013. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging.* 94, 487-495.
- [73] Gleeson, N. P., Mercer, T. H., 1996. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Med.* 21, 18-34.
- [74] Goddi, A., Bonardi, M., Alessi, S., 2012. Breast elastography: a literature review. *J. Ultrasound.* 15, 192-198.
- [75] Gottlieb, G. L., Agarwal, G. C., 1971. Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man. *J Appl Physiol.* 30, 345-351.
- [76] Greenleaf, JF, Alizad, A., 2017. Viscoelastic tissue characteristics measured by ultrasound. En *Optical Elastography and Tissue Biomechanics IV. SPIE, 2017, p. 1006705.*
- [77] Grinspan, G. A., Aguiar, S., Benech, N., 2016. Optimization of a surface wave elastography method through diffraction and guided waves effects characterization. *J Phys Conf Ser.* 705, 012014.
- [78] Guyton, A. C., Hall, J. E. "Tratado de Fisiología Médica". Elsevier, Madrid, 2006, 1152pp.
- [79] Hammer, Ø., Harper, D.A.T., Ryan, P.D., 2001. PAST: Paleontological statistics software package for education and data analysis. *Palaeontol. Electronica* 4, 9.
- [80] Heers, G., Jenkyn, T., Dresner, M.A., Klein, M.O., Basford J.R., Kaufman K.R., Ehman R.L., An K.N., 2003. Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography. *Clin Biomech.* 18, 537-542.

- [81] Henneman, E., Somjen, G., Carpenter, D. O., 1965. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol.* 28, 560-580.
- [82] Herzog, W., 1988. The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *J Biomech.* 21, 5-12.
- [83] Heymsfield, S.B., Lohman, T., Wang, Z., Going, S. B. "Human body composition." *Human Kinetics, Champaign, 2005, 536pp.*
- [84] Hill, A. V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc Lond [Biol].* 126, 136-195.
- [85] Hof, A. L., Van Den Berg, J. W., 1977. Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. *J Biomech.* 10, 529-539.
- [86] Hof, A. L., 1984. EMG and muscle force: an introduction. *Hum Mov Sci.* 3, 119-153.
- [87] Holtermann, A., Roeleveld, K., Karlsson, J. S., 2005. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol.* 15, 131-137.
- [88] Hopkins, W. G., 2000. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 30, 1-15.
- [89] Hug, F., Tucker, K., Gennisson, J. L., Tanter, M., Nordez, A., 2015a. Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force. *Exerc Sport Sci Rev.* 43, 125-133.
- [90] Hug, F., Hodges, P. W., Tucker, K., 2015b. Muscle force cannot be directly inferred from muscle activation: illustrated by the proposed imbalance of force between the vastus medialis and vastus lateralis in people with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 45, 360-365.
- [91] Huijing, P.A., 1999. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: A review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech.* 32, 329-345.
- [92] Inman, V. T., Ralston, H. J., Saunders, J. D. C., Feinstein, M. B., Wright Jr, E. W., 1952. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 4, 187-194.
- [93] Jenkyn, T.R., Ehman, R.L., An, K.N., 2003. Noninvasive muscle tension measurement using the novel technique of magnetic resonance elastography (MRE). *J Biomech.* 36, 1917-1921.
- [94] Jiménez, F. H. Medición de fuerza. Bosquejo histórico. Aparatos isocinéticos en el mercado. En: Huesa Jiménez F, Carabias Aguilar A, editores. *Isocinéticos: metodología y utilización.* Madrid: Mapfre, 2000a, p. 35-42.

- [95] Jiménez F. H. Método isocinético. En: Huesa Jiménez F. H., Aguilar C.A., editores. *Isocinéticos: metodología y utilización*. Madrid: Mapfre, 2000b, p. 43-7.
- [96] Jiménez, F. H., Díaz, J. G., Montes, J. V., 2005. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación*, 39, 288-296.
- [97] Johnson, M., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D., 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *J Neurol Sci*. 18, 111-129.
- [98] Joynt R.L., Findley T.W., Boda W., Daum M.C. Therapeutic exercise. En: DeLisa JA, editor. *Rehabilitation medicine. Principles and practice*. Philadelphia: Lippincott, 1993, p. 526-54.
- [99] Kamen, G., Gabriel, D. "Essentials of electromyography," Human Kinetics, Champaign, 2010, 265pp.
- [100] Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukunaga, T., 1998. Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol*. 85, 398-404.
- [101] Kazarov, V.V., Klochkov, B.N., 1989. Low frequency mechanical properties of the soft tissue of the human arm. *Biophysics*. 34, 742-747.
- [102] Kernel, D., 1986. Organization and properties of spinal motoneurons and motor units. *Prog Brain Res*. 64, 21-30.
- [103] Kijanka, P., Qiang, B., Song, P., Carrascal, C. A., Chen, S., Urban, M. W., 2018. Robust phase velocity dispersion estimation of viscoelastic materials used for medical applications based on the multiple signal classification method. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 65, 423-439.
- [104] Koo, T. K., Guo, J. Y., Cohen, J. H., Parker, K. J., 2013. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force: an ex-vivo study. *J Biomech*. 46, 2053-2059.
- [105] Koo, T. K., Guo, J. Y., Cohen, J. H., Parker, K. J., 2014. Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clin Biomech*. 29, 33-39.
- [106] Kuroda, E., Klissouras V., Milsum J. H., 1970. Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. *J Appl Physiol*. 29, 358-367.
- [107] Lamb, H., 1917. On waves in an elastic plate. *Proc R Soc London Ser A*. 93, 114-128.
- [108] Lacourpaille, L., Hug, F., Bouillard, K., Hogrel, J. Y., Nordez, A., 2012. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*. 33, N19.

- [109] Lacourpaille, L., Nordez, A., Hug, F., Couturier, A., Dibie, C., Guilhem, G., 2014. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol.* 211, 135-146.
- [110] Landau, L., Lifshitz, E. "Theory of elasticity," Pergamon Press, New York, 1970, 165pp.
- [111] Langenderfer, J., LaScalza, S., Mell, A., Carpenter, J. E., Kuhn, J. E., Hughes, R. E., 2005. An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Comput biol med.* 35, 25-39.
- [112] Lanzeta, A. "Biomeccanica del movimento". Mondadori, Milano, 1982.
- [113] Lapole, T., Tindel, J., Galy, R., Nordez, A., 2015. Contracting biceps brachii elastic properties can be reliably characterized using supersonic shear imaging. *Eur J appl physiol.* 115, 497-505.
- [114] Lawrence, J. H., De Luca, C. J., 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol.* 54, 1653-1659.
- [115] Le, P., Best, T. M., Khan, S. N., Mendel, E., Marras, W. S., 2017. A review of methods to assess coactivation in the spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 32, 51-60.
- [116] Lexell, J., Downham, D., Sjöström, M., 1984. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles: A statistical and computational study of the fibre type arrangement in m. vastus lateralis of young, healthy males. *J Neurol Sci.* 65, 353-365.
- [117] Lexell, J., Downham, D., Sjöström, M., 1986. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles: fibre type arrangement in m. vastus lateralis from three groups of healthy men between 15 and 83 years. *J Neurol Sci.* 72, 211-222.
- [118] Lieber, R. L., Fazeli, B. M., Botte, M. J., 1990. Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *J Hand Surg.* 15, 244-250.
- [119] Lippold, O. C. J., 1952. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol.* 117, 492-499.
- [120] Lloyd, D. G., Besier, T. F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech.* 36, 765-776.
- [121] Magnusson, S.P., 1998. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scand J Med Sci Sports.* 8, 65-77.
- [122] Maïsetti, O., Hug, F., Bouillard, K., Nordez, A., 2012. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech.* 45, 978-984.

- [123] Martin, J. A., Brandon, S. C. E., Keuler, E. M., Hermus, J. R., Ehlers, A. C., Segalman, D. J., 2018. Gauging force by tapping tendons. *Nat Commun.* 9, 1592.
- [124] Menegaldo, L. L., Oliveira, L. F., 2011. An EMG-driven model to evaluate quadriceps strengthening after an isokinetic training. *Procedia IUTAM.* 2, 131-141.
- [125] Menegaldo, L. L., de Oliveira, L. F., Minato, K. K., 2014. EMGD-FE: an open source graphical user interface for estimating isometric muscle forces in the lower limb using an EMG-driven model. *Biomed Eng Online.* 13, 37.
- [126] Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C. J., 1990. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 69, 1810-1820.
- [127] Merletti, R., Parker, P. A. "Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications," John Wiley & Sons, New Jersey, 2004, 494pp.
- [128] Merletti, R., Holobar, A., Farina, D., 2008. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 18, 879-890.
- [129] Merletti, R., Avenaggiato, M., Botter, A., Holobar, A., Marateb, H., Vieira, T. M., 2010. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng.* 38:305-45.
- [130] Mesin, L., Smith, S., Hugo, S., Viljoen, S., Hanekom, T., 2009. Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface EMG recordings. *Med Eng Phys.* 31, 374-383.
- [131] Messier, R. H., Duffy, J. A., Litchman, H. M., Paslay, P. R., Soechting, J. F., Stewart, P. A., 1971. The electromyogram as a measure of tension in the human biceps and triceps muscles. *Int J Mech Sci.* 13, 585-598.
- [132] Miller, G., Pursey, H., 1954. The field and radiation impedance of mechanical radiators on the free surface of a semi-infinite isotropic solid. *Proc R Soc London Ser A.* 223, 521-541.
- [133] Milner-Brown, H. S., Stein, R. B., 1975. The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J Physiol.* 246, 549-569.
- [134] Nordez, A., Casari, P., Cornu, C., 2008a. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee-musculo-articular complex: Contributions of frictional and viscoelastic behaviours, *Eur J Appl Physiol.* 103, 243-250.
- [135] Nordez, A., Gennisson J.L., Casari P., Catheline S., Cornu C., 2008b. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech.* 41, 2305-2311.
- [136] Nordez, A., Guével, A., Casari, P., Catheline, S., Cornu, C., 2009. Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 19, 484-491.

- [137] Nordez, A., Hug, F., 2010. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol.* 108, 1389-1394.
- [138] Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., Li, X., 1991. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason. Imaging.* 13, 111-134.
- [139] Pandy, M. G., 2001. Computer modeling and simulation of human movement. *Annu Rev Biomed Eng.* 3, 245-273.
- [140] Perrine D.H. "Isocinética. Ejercicios y evaluación," Bellaterra, Barcelona, 1994. p. 16-26.
- [141] Perry, J., Bekey, G. A., 1981. EMG-force relationships in skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng.* 7, 1-22.
- [142] Popovic, G., Sarvazyan, A., Ponomarjev, V., Vucelic, D., 1992. Method and device for noninvasive acoustic testing of elasticity of soft biological tissues. U.S. Patent No 5,115,808. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [143] Potvin, J. R., Brown, S. H. M., 2004. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *J Electromyogr Kinesiol.* 14, 389-399.
- [144] Punkt, K. "Fibre types in skeletal muscles," Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 2002, 112pp.
- [145] Qiang, B., Brigham, J. C., Aristizabal, S., Greenleaf, J. F., Zhang, X., Urban, M. W., 2015. Modeling transversely isotropic, viscoelastic, incompressible tissue-like materials with application in ultrasound shear wave elastography. *Phys Med Biol.* 60, 1289-1306.
- [146] Rayleigh, L., 1888. On the free vibrations of an infinite plate of homogeneous isotropic elastic matter. *P Lond Math Soc.* 1, 225-237.
- [147] Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., Mohd-Yasin, F., 2006. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online.* 8, 11.
- [148] Riemann, B. L., Lephart, S. M., 2002. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train.* 37, 80.
- [149] Royer, D., Deulesaint, E. "Elastic waves in solids I: Free and guided propagation," Springer Verlag, Berlin, 2000, 374pp.
- [150] Royer, D., Gennisson, J. L., Defieux, T., Tanter, M., 2011. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am.* 129, 2757-2760.

- [151] Ruiz M, A., Nagy, P. B., 2002. Diffraction correction for precision surface acoustic wave velocity measurements. *J Acoust Soc Am.* 112, 835-842.
- [152] Ryu, J., Jeong, W. K., 2017. Current status of musculoskeletal application of shear wave elastography. *Ultrasonography.* 36, 185-197.
- [153] Sabra, K.G., Conti, S., Roux, P., Kuperman, W.A., 2007. Passive in vivo elastography from skeletal muscle noise. *Appl Phys Lett.* 90, 194101-194101-3.
- [154] Salces, J.N., Gomez-Carmona, P.M., Moliner-Urdiales, D., Gracia-Marco, L., Sillero-Quintana, M., 2014. An examination of injuries in Spanish professional soccer league. *J Sports Med Phys Fitness.* 54, 765-71.
- [155] Sandrin, L., Tanter, M., Gennisson, J. L., Catheline, S., Fink, M., 2002a. Shear elasticity probe for soft tissue with 1D transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 49, 436-446.
- [156] Sandrin L, Tanter M, Catheline S, Fink M., 2002b. Shear modulus imaging with 2-d transient elastography. *Ultrasonics.* 49, 426-35.
- [157] Sandrin, L., Cassereau, D., Fink, M., 2004. The role of the coupling term in transient elastography. *J Acoust Soc Am.* 115, 73-83.
- [158] Salman, M., Sabra, K.G., 2013. Surface wave measurements using a single continuously scanning laser Doppler vibrometer: Application to elastography. *J Acoust Soc Am.* 133, 1245-1254.
- [159] Sasaki, K., Toyama, S., Ishii, N., 2014. Length-force characteristics of in vivo human muscle reflected by supersonic shear imaging. *J Appl Physiol.* 117, 153-162.
- [160] Solomonow, M., Baratta, R., Bernardi, M., Zhou, B., Lu, Y., Zhu, M., Acierno, S., 1994. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 4, 131-142.
- [161] Stegeman, D., Hermens, H., 2007. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Enschede: Roessingh Research and Development*, 108-112.
- [162] Tanter, M., Bercoff, J., Athanasiou, A., Deffieux, T., Gennisson, J.L., Montaldo, G., Muller, M., Tardivon, A., Fink, M., 2008. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol.* 34, 1373-1386.
- [163] Uffmann, K., Maderwald, S., Ajaj, W., Galban, C.G., Mateiescu, S., Quick, H.H., Ladd, M.E., 2004. In vivo elasticity measurements of extremity skeletal muscle with MR elastography. *NMR Biomed.* 17, 181-190.

- [164] Van Vugt, J. P. P., Van Dijk, J. G., 2001. A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG. *Clin Neurophysiol.* 112, 583-592.
- [165] Vinyard, C. J., Fiszman, S., 2016. Using electromyography as a research tool in food science. *Curr Opin Food Sci.* 9, 50-55.
- [166] Vredenburg, J., Koster, W. G., 1966. Some aspects of muscle mechanics in vivo. *IPO Annual Progress Report.* 1, 94-100.
- [167] Waldén, M., Hägglund, M., Ekstrand, J., 2005. UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001–2002 season. *Br J Sports Med.* 39, 542-546.
- [168] Watanabe, K., Kouzaki, M., Moritani, T., 2013. Region-specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle. *Muscle Nerve.* 48, 226-234.
- [169] Wickham, J. B., Brown, J. M. M., 2011. The function of neuromuscular compartments in human shoulder muscles. *J Neurophysiol.* 107, 336-345.
- [170] Yoon, S., Rix, G. J., 2009. Near-field effects on array-based surface wave methods with active sources. *J Geotech Geoenviron.* 135, 399-406.
- [171] Yoshitake, Y., Shinohara, M., 2013. Low-frequency component of rectified EMG is temporally correlated with force and instantaneous rate of force fluctuations during steady contractions. *Muscle Nerve.* 47, 577-584.
- [172] Yoshitake, Y., Takai, Y., Kanehisa, H., Shinohara, M., 2014. Muscle shear modulus measured with ultrasound shear wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle nerve.* 50, 103-113.
- [173] Zatsiorsky, V.M., Prilutsky, B.I. “Biomechanics of Skeletal Muscles,” Human Kinetics, Champaign, 2012, 536pp.
- [174] Zajac, F. E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng.* 17, 359-411.
- [175] Zhang, X., Greenleaf, J. F., 2007. Estimation of tissue’s elasticity with surface wave speed. *J Acoust Soc Am.* 122, 2522-2525.
- [176] Zhang, X., Qiang, B., Greenleaf, J., 2011a. Comparison of the surface wave method and the indentation method for measuring the elasticity of gelatin phantoms of different concentrations. *Ultrasonics.* 51, 157-164.
- [177] Zhang, X., Qiang, B., Hubmayr, R. D., Urban, M. W., Kinnick, R., Greenleaf, J. F., 2011b. Noninvasive ultrasound image guided surface wave method for measuring the wave speed and estimating the elasticity of lungs: a feasibility study. *Ultrasonics.* 51, 289-295.

[178] Zhang, X., 2016. Identification of the Rayleigh surface waves for estimation of viscoelasticity using the surface wave elastography technique. *J Acoust Soc Am.* 140, 3619-3622.

[179] Zhang, X., Osborn, T., Zhou, B., Meixner, D., Kinnick, R. R., Bartholmai, B., Greenleaf, J. F., Kalra, S., 2017. Lung ultrasound surface wave elastography: a pilot clinical study. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 64, 1298-1304.

APÉNDICE 1

DATOS EXPERIMENTALES DEL CAPÍTULO 2

En este apéndice se incluyen la totalidad de los datos experimentales correspondientes a los resultados del capítulo 2 (tablas 5 y 6), concerniente a la aplicación de la NU-SWE para el estudio de la relación entre la elasticidad y el torque articular a nivel del bíceps y el tríceps braquial. También se incluyen las gráficas que vinculan ambas variables, en los sujetos que no fueron mostrados en la figura 23 dicho capítulo (figura 37).

Tabla 5. Datos experimentales correspondientes a las dos series de medidas realizadas en bíceps braquial, para evaluar la relación entre la elasticidad muscular y el torque articular durante la flexión isométrica del codo. SD; desvío estándar sobre diez medidas.

Bíceps braquial			1° Serie		2° Serie	
# Sujeto	Sexo	% MVC	c_{55} (kPa)	SD	c_{55} (kPa)	SD
1	F	0	10,91	0,92	11,23	1,49
		10	24,25	1,09	27,01	2,8
		20	46,02	8,39	52,03	8,85
		30	76,61	5,64	77,04	5,35
2	M	0	7,63	0,82	7,44	0,76
		10	30,75	3,35	26,6	0,98
		20	45,95	6,74	40,93	5,46
		30	64,2	5,14	57,19	2,03
3	M	0	11,71	0,95	10,4	0,64
		10	38,09	3,95	30,93	3,45
		20	58,09	5,33	48,79	3,21
		30	81,55	8,67	77,82	6,7
4	M	0	6,06	0,73	5,46	0,61
		10	26,32	2,09	25,42	2,04
		20	51,99	4,45	47,16	2,73
		30	109,24	8,18	101,66	9,39
5	M	0	8,25	0,49	8,86	0,63
		10	30,7	2,36	31,87	3,78
		20	38,12	2,1	43,2	5,24
		30	49,66	3,68	54,97	5,14

6	F	0	5,28	0,54	5,06	0,25
		10	37,66	1,69	37,13	4,16
		20	49,9	3,46	46,42	1,72
		30	68,31	6,75	65,28	5,04
7	M	0	5,19	0,7	4,7	0,34
		10	41,14	2,03	37,79	2,66
		20	75,17	0,89	73,96	4,37
		30	88,07	4,7	86,48	3,24
8	M	0	8,23	0,8	8,62	1,22
		10	37,47	2,73	40	2,3
		20	51,34	4,03	54,34	3,76
		30	68,8	4,84	69,6	4,51
9	F	0	12,9	1,33	13,46	1,07
		10	38,93	4,07	43,71	5,2
		20	48,15	3,51	52,2	3,27
		30	74,1	6,93	75,17	6,41
10	M	0	9,4	1,0	8,52	1,05
		10	51,37	0,88	48,45	2,37
		20	59,97	4,44	58,93	4,6
		30	91,95	3,56	83,06	7,68
11	F	0	13,05	1,05	13,11	1,44
		10	31,51	2,16	34,16	2,08
		20	40,87	4,6	53,72	4,1
		30	73,09	4,64	74,36	5,12
12	M	0	4,57	1,05	4,74	0,73
		10	25,59	5,51	26,2	1,7
		20	39,18	1,7	40,46	2,5
		30	53,94	2,25	65,0	4,35
13	F	0	13,16	0,84	14,22	0,6
		10	24,63	1,16	27,07	3,5
		20	39,77	3,48	42,63	4,89
		30	54,09	7,19	57,94	3,98
14	F	0	12,6	1,18	9,11	1,35
		10	26,43	1,93	25,04	2,56
		20	47,89	5,67	46,13	3,27
		30	60,37	6,84	55,8	5,98
15	F	0	14,53	1,65	11,69	1,44
		10	37,07	3,63	37,76	3,35
		20	49,9	5,53	52,62	4,1
		30	62,77	4,59	65,56	8,78

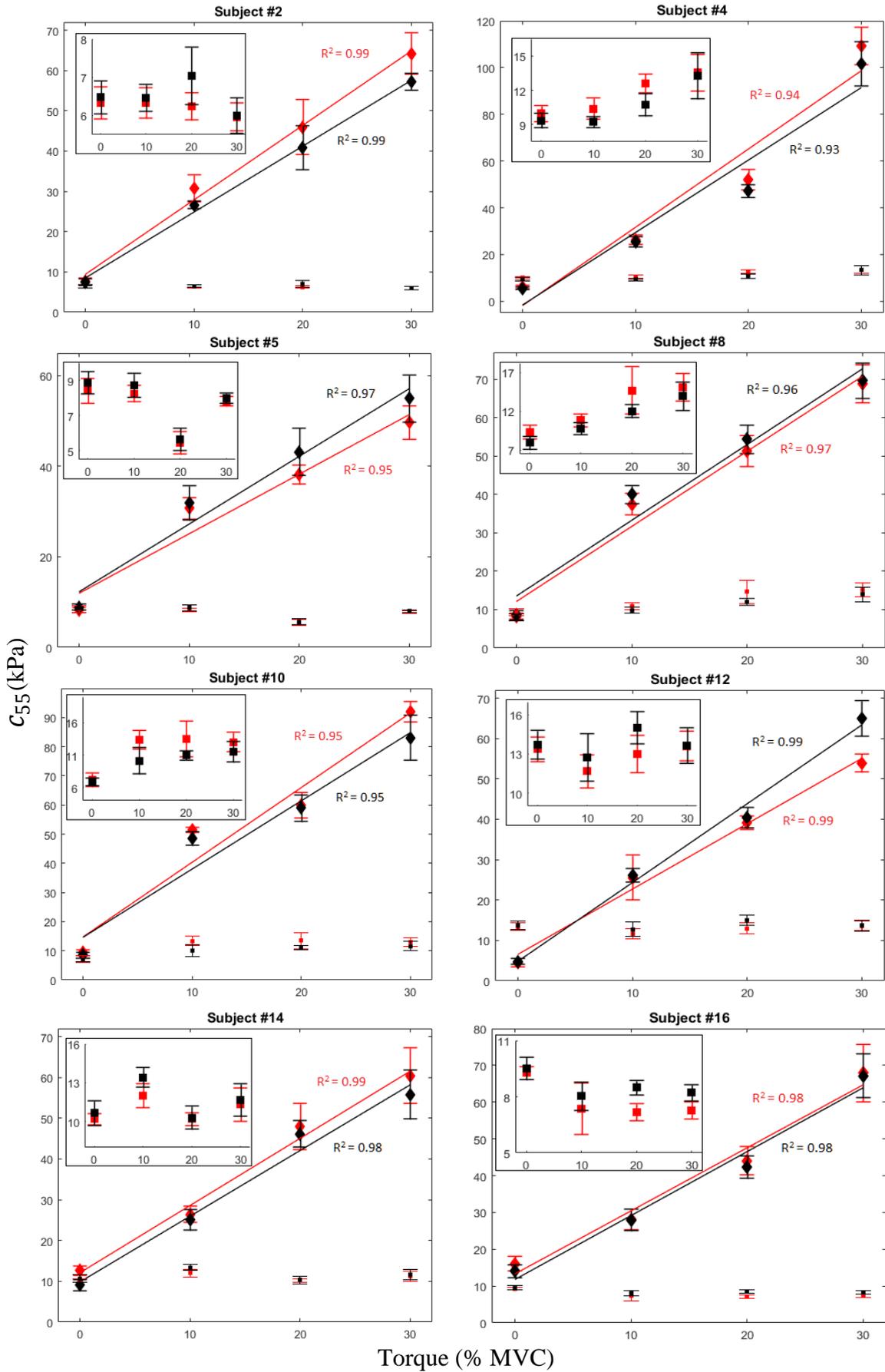
16	F	0	16,06	1,97	14,02	1,68
		10	28,08	2,8	27,92	2,95
		20	44,0	3,88	42,27	3,0
		30	67,89	7,79	67,17	5,92
17	M	0	5,01	0,18	4,61	0,47
		10	23,88	1,0	22,26	0,98
		20	42,5	1,32	40,99	1,2
		30	45,09	1,68	45,09	2,38
18	M	0	8,75	0,64	9,74	0,65
		10	29,63	2,51	30,11	3,5
		20	57,74	2,78	61,51	4,15
		30	72,65	3,78	80,57	5,19

Tabla 6. Datos experimentales correspondientes a las dos series de medidas realizadas en tríceps braquial, para evaluar la relación entre la elasticidad muscular y el torque articular durante la flexión isométrica del codo. SD; desvío estándar sobre diez medidas.

Tríceps braquial			1° Serie		2° Serie	
# Sujeto	Sexo	% MVC	c_{55} (kPa)	SD	c_{55} (kPa)	SD
1	F	0	6,67	0,46	6,26	0,42
		10	7,49	0,52	7,41	0,96
		20	6,15	0,42	5,79	0,92
		30	6,66	1,05	6,11	0,55
2	M	0	6,34	0,42	6,48	0,43
		10	6,33	0,4	6,46	0,35
		20	6,24	0,36	7,03	0,75
		30	5,96	0,37	6,0	0,47
3	M	0	7,56	0,44	7,39	0,68
		10	9,13	0,68	7,68	0,65
		20	7,22	0,78	5,9	0,31
		30	6,77	1,01	6,12	0,28
4	M	0	9,96	0,68	9,34	0,64
		10	10,38	0,94	9,22	0,48
		20	12,6	0,82	10,73	0,98
		30	13,54	1,58	13,26	2,01
5	M	0	8,41	0,7	8,86	0,63
		10	8,23	0,46	8,72	0,67
		20	5,45	0,65	5,64	0,64
		30	7,8	0,26	7,98	0,28

6	F	0	5,01	0,23	4,81	0,29
		10	5,06	0,18	4,74	0,11
		20	4,9	0,28	4,65	0,3
		30	5,16	0,24	4,96	0,09
7	M	0	10,12	1,29	12,62	1,22
		10	8,7	0,5	10,35	1,12
		20	9,68	1,01	11,46	0,95
		30	13,84	1,44	15,97	1,87
8	M	0	9,36	0,87	7,95	0,86
		10	10,84	0,86	9,79	0,79
		20	14,67	3,05	12,03	0,84
		30	15,06	1,8	13,93	1,84
9	F	0	4,42	0,27	4,46	0,27
		10	3,92	0,34	4,51	0,33
		20	4,65	0,43	4,77	0,66
		30	4,3	0,38	4,6	0,74
10	M	0	7,18	1,06	6,88	0,58
		10	13,39	1,49	10,13	2,05
		20	13,49	2,79	11,01	0,72
		30	13,00	1,51	11,56	1,6
11	F	0	8,22	0,52	8,19	0,64
		10	7,78	0,71	8,31	0,84
		20	7,33	0,31	7,58	0,48
		30	7,66	0,75	7,64	0,73
12	M	0	13,37	0,94	13,72	1,1
		10	11,68	1,26	12,77	1,82
		20	13,00	1,42	15,03	1,25
		30	13,61	1,12	13,65	1,34
13	F	0	9,17	0,77	9,86	0,69
		10	7,2	0,52	8,48	0,49
		20	9,47	0,48	9,96	1,5
		30	9,97	0,78	9,93	1,73
14	F	0	10,19	0,42	10,65	0,95
		10	12,0	0,91	13,42	0,79
		20	10,19	0,49	10,3	0,89
		30	11,31	1,27	11,65	1,25
15	F	0	4,67	0,35	4,61	0,47
		10	4,31	0,76	4,22	0,31
		20	4,96	0,76	4,98	0,46
		30	5,44	0,9	4,15	0,66

16	F	0	9,26	0,36	9,51	0,61
		10	7,36	1,37	8,04	0,75
		20	7,18	0,45	8,49	0,38
		30	7,28	0,46	8,21	0,43
17	M	0	8,54	0,92	8,36	0,97
		10	6,97	0,41	6,3	0,81
		20	7,78	1,26	7,28	1,42
		30	10,04	2,13	8,35	1,08
18	M	0	9,6	0,97	10,86	0,44
		10	12,73	0,97	15,37	1,08
		20	10,66	0,6	12,57	2,97
		30	10,56	0,79	12,58	1,19



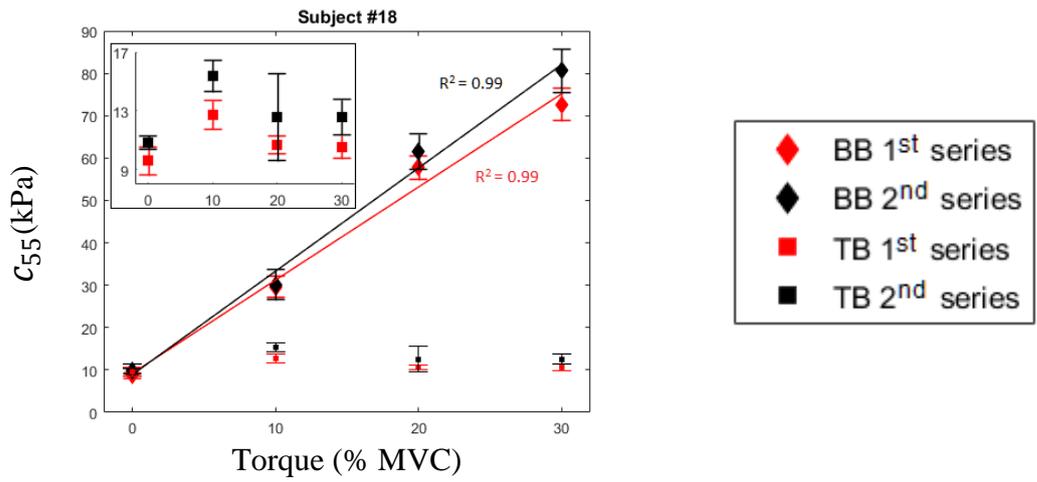


Figura 37. Resultados individuales de la relación entre el módulo elástico de corte y el torque articular, en la otra mitad de los sujetos analizados que no se muestran en la figura 23. El recuadro en cada figura es un aumento de los resultados en tríceps braquial, agregado para una mejor visualización.

APÉNDICE 2

DATOS EXPERIMENTALES DEL CAPÍTULO 3

En este apéndice se incluye el conjunto completo de los datos experimentales obtenidos en el marco del trabajo desarrollado en el capítulo 3. De esta forma, se muestran los valores absolutos y normalizados de elasticidad y actividad electromiográfica del bíceps braquial, registrados en cada uno de los voluntarios durante la ejecución de las dos series de rampas trapezoidales de contracción isométrica (tablas 7 a 14).

Tabla 7. Valores absolutos de la actividad electromiográfica registrada en el bíceps braquial de cada sujeto durante la primera serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (EMGs 1, ver figura 33).

Serie #1	EMG RMS (mV)					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	17,35	21,79	43,48	93,97	20,01	15,96
1,38	22,84	23,25	46,35	96,49	19,67	14,19
2,08	19,7	22,43	53,87	94,45	19,2	11,66
2,77	37,57	24,63	60,74	91,06	20,55	12,63
3,46	36,52	23,0	51,96	97,33	33,11	16,51
4,15	56,65	26,58	67,78	136,79	39,42	19,41
4,85	61,6	27,0	80,72	114,4	38,5	18,66
5,54	77,47	28,52	76,44	153,5	53,62	22,7
6,23	73,17	30,4	110,49	166,09	70,13	31,02
6,92	82,25	30,77	98,51	130,18	65,14	34,46
7,62	76,61	32,6	108,32	160,14	63,84	31,37
8,31	86,41	56,37	128,03	191,32	67,79	34,91
9,0	87,36	79,12	156,91	228,1	66,92	42,84
9,69	85,33	89,76	221,28	287,24	74,03	44,24
10,38	85,89	105,61	195,09	276,2	63,4	67,67
11,08	78,94	134,32	203,39	356,62	77,17	70,93
11,77	89,02	145,0	254,0	402,48	71,57	92,09
12,46	99,21	150,78	224,75	397,72	82,14	144,11
13,15	100,1	162,13	235,31	558,62	110,46	127,42
13,85	119,54	163,25	243,07	593,96	113,8	137,41
14,54	121,43	189,37	328,85	625,71	135,89	159,94
15,23	137,33	189,45	337,59	757,15	150,2	181,14
15,92	129,05	225,39	409,92	809,71	164,77	224,19

16,62	157,95	218,16	399,43	931,0	190,69	265,77
17,31	151,8	255,4	485,18	740,69	190,65	233,54
18,0	129,41	257,09	414,66	931,14	188,77	240,72
18,69	199,68	299,27	505,04	1003,26	186,08	257,02
19,38	214,54	363,91	523,64	1020,1	220,61	320,52
20,08	228,89	360,63	565,21	1038,14	276,78	338,73
20,77	232,36	426,74	609,52	1073,73	361,09	337,13
21,46	206,15	510,38	743,85	1208,78	517,53	387,69
22,15	251,22	500,24	826,35	1203,03	532,21	438,22
22,85	244,42	464,8	937,47	1277,89	559,36	500,67
23,54	248,15	516,59	804,08	1306,03	473,19	393,64
24,23	276,89	462,2	852,73	1232,42	558,94	479,82
24,92	262,95	486,95	900,9	1104,17	531,89	384,45
25,62	292,01	493,61	847,04	990,6	552,91	389,75
26,31	268,72	451,43	851,33	1109,61	570,79	450,49
27,0	257,97	530,13	748,81	1077,99	497,04	415,42
27,69	233,38	524,37	743,81	1095,07	468,54	362,89
28,38	232,38	542,76	708,3	1064,61	405,1	436,64
29,08	231,92	503,16	744,68	1097,89	360,32	411,39
29,77	189,48	456,85	775,82	968,33	276,35	360,06
30,46	179,31	485,61	613,75	1062,03	233,21	363,88
31,15	179,38	390,35	710,71	1044,65	226,05	391,47
31,85	158,4	332,42	691,19	1042,13	198,71	409,93
32,54	159,92	333,54	569,22	874,01	173,51	338,15
33,23	151,71	303,43	579,91	816,93	175,02	326,14
33,92	154,61	302,01	538,04	916,13	186,64	274,88
34,62	147,24	277,87	489,79	889,66	157,78	244,28
35,31	155,33	267,65	484,32	828,13	152,29	241,77
36,0	126,01	279,77	465,09	839,06	136,58	168,2
36,69	135,63	206,26	430,81	691,22	125,1	186,41
37,38	120,57	213,1	456,42	502,75	101,37	177,2
38,08	117,65	222,62	376,88	552,23	108,32	173,98
38,77	114,01	211,15	403,31	657,24	97,95	148,69
39,46	100,83	220,21	382,77	493,49	89,93	137,36
40,15	101,73	211,52	334,21	272,53	60,38	126,44
40,85	79,49	160,92	351,51	381,69	62,37	107,45
41,54	71,91	171,36	322,58	210,05	49,69	121,34
42,23	73,75	131,51	348,26	175,73	52,04	127,9
42,92	64,94	99,51	415,46	144,7	55,59	140,41
43,62	61,39	103,98	351,49	109,98	47,2	106,28
44,31	53,27	96,08	273,01	68,17	51,28	107,61
45,0	54,74	77,58	328,99	24,22	37,71	114,42

Tabla 8. Valores absolutos del módulo elástico de corte registrados en el bíceps braquial de cada sujeto durante la primera serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (NU-SWE 1, ver figura 33).

Serie #1	c_{55} (kPa)					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	17,14	22,81	10,71	3,89	16,1	--
1,38	17,22	25,88	12,15	3,6	15,35	6,35
2,08	17,7	25,59	9,84	3,85	16,64	6,11
2,77	19,26	27,21	12,09	3,64	16,81	--
3,46	19,71	29,27	13,23	2,31	20,82	--
4,15	24,55	33,07	11,77	2,07	30,68	8,91
4,85	24,68	36,02	11,15	2,68	34,89	--
5,54	26,6	37,23	15,61	3,01	45,42	11,36
6,23	26,56	38,88	17,63	3,13	56,13	14,67
6,92	26,89	36,7	15,14	14,47	65,95	16,34
7,62	29,17	36,26	20,26	13,38	60,49	16,59
8,31	29,21	34,29	29,69	14,58	64,26	20,79
9,0	30,55	35,87	35,51	13,22	71,95	24,73
9,69	24,91	36,84	37,13	15,63	75,92	25,15
10,38	27,84	35,79	46,41	15,8	67,72	26,78
11,08	30,37	34,77	55,71	18,95	71,3	33,69
11,77	27,36	34,58	68,07	19,22	62,05	31,2
12,46	36,6	38,7	74,68	30,45	67,18	31,52
13,15	40,08	44,08	79,39	23,21	68,85	32,68
13,85	43,31	52,94	84,03	29,65	69,64	39,54
14,54	54,69	58,74	80,51	48,89	68,6	39,74
15,23	58,67	64,24	83,76	36,56	93,62	47,01
15,92	61,22	67,31	94,69	47,96	100,98	51,59
16,62	60,28	69,25	96,83	63,94	109,76	51,25
17,31	64,41	74,45	99,31	74,91	111,29	50,54
18,0	67,23	78,9	114,92	89,78	119,81	54,8
18,69	70,83	83,25	115,59	94,13	125,13	63,41
19,38	68,67	89,57	167,06	89,73	134,16	74,32
20,08	65,72	89,02	172,75	84,06	155,08	68,99
20,77	69,79	90,12	181,05	94,17	170,00	78,5
21,46	70,34	90,91	173,08	97,54	187,04	79,28
22,15	68,85	89,86	181,52	97,15	173,00	70,67
22,85	76,55	95,79	185,73	102,68	171,4	68,46
23,54	75,35	93,88	184,08	99,76	168,28	72,35
24,23	77,16	90,05	155,71	103,01	160,98	73,3
24,92	80,09	93,02	181,24	90,09	168,19	75,12
25,62	76,26	90,42	170,02	95,66	154,33	84,05
26,31	76,44	86,52	172,66	83,49	138,88	79,29

27,0	76,06	84,78	166,8	80,58	126,36	87,71
27,69	67,43	83,11	205,23	86,09	123,46	--
28,38	69,96	94,03	200,35	80,7	111,39	80,66
29,08	69,17	90,28	184,89	73,36	110,64	62,05
29,77	68,85	90,43	184,09	73,15	120,79	60,45
30,46	67,34	87,7	185,85	70,03	119,85	73,87
31,15	64,81	95,17	184,31	73,76	113,59	51,32
31,85	57,75	81,43	175,52	65,83	96,31	54,28
32,54	56,86	71,63	163,5	67,32	82,04	57,19
33,23	50,79	65,66	154,17	68,97	77,56	44,4
33,92	49,58	72,29	174,44	60,86	73,61	38,23
34,62	45,21	61,32	157,85	59,27	67,3	34,38
35,31	41,77	58,26	138,36	56,81	64,12	33,07
36,0	37,29	55,29	109,61	47,46	66,91	30,14
36,69	35,56	42,59	110,41	46,41	54,59	24,22
37,38	31,55	44,96	98,07	42,58	55,36	27,3
38,08	34,75	39,72	96,77	41,83	50,52	28,17
38,77	28,13	38,08	113,71	36,9	43,8	26,35
39,46	29,36	35,62	114,94	35,04	43,13	22,51
40,15	23,01	30,44	81,01	35,6	42,75	22,67
40,85	24,86	29,43	73,97	21,04	39,95	17,91
41,54	22,33	25,3	69,39	21,45	36,65	15,38
42,23	17,22	24,79	74,73	22,62	28,63	15,98
42,92	12,19	20,34	76,98	24,25	23,84	14,86
43,62	11,09	18,94	75,16	18,86	21,19	16,05
44,31	10,36	19,04	64,34	19,24	18,94	12,76
45,0	10,2	17,4	67,41	19,27	15,27	14,58

Tabla 9. Valores absolutos de la actividad electromiográfica registrada en el bíceps braquial de cada sujeto durante la segunda serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (EMGs 2, ver figura 33).

Serie #2	EMG RMS (mV)					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	31,21	24,17	91,65	84,29	48,30	51,17
1,38	33,03	27,12	98,72	118,26	40,52	52,97
2,08	42,74	26,81	100,16	111,63	34,35	46,68
2,77	46,77	28,80	104,10	126,92	39,93	59,05
3,46	57,56	32,11	102,73	126,25	39,46	51,75
4,15	61,86	45,08	106,46	134,05	50,39	70,24
4,85	76,81	68,86	123,97	135,23	59,13	88,74
5,54	77,10	89,73	118,25	163,91	70,70	74,59
6,23	73,37	86,00	135,25	185,18	67,91	85,80
6,92	78,52	109,27	122,78	223,94	76,27	99,39
7,62	80,91	118,19	135,64	282,12	75,58	109,46
8,31	96,16	134,41	186,90	308,03	84,37	131,98
9,0	97,75	151,21	232,09	336,86	109,20	139,62
9,69	80,26	140,90	211,99	412,37	136,11	135,94
10,38	95,98	157,15	243,34	361,52	115,12	158,09
11,08	89,48	148,78	256,96	363,53	128,78	199,85
11,77	125,87	182,95	309,06	512,20	133,16	204,94
12,46	153,62	178,57	262,05	548,19	171,06	215,62
13,15	130,43	238,09	309,80	543,14	189,58	260,96
13,85	128,01	238,14	388,53	660,18	195,78	295,50
14,54	165,38	241,09	354,68	794,67	197,60	327,48
15,23	202,02	269,15	442,14	770,12	205,88	392,52
15,92	201,71	282,13	487,39	867,30	172,50	388,95
16,62	222,81	351,23	476,47	772,49	216,68	395,95
17,31	158,66	351,56	664,61	881,77	255,67	424,74
18,0	196,77	362,16	757,40	952,26	302,62	357,14
18,69	199,70	378,88	729,87	1053,12	365,66	416,98
19,38	199,11	420,14	725,89	1058,25	511,95	520,70
20,08	214,22	469,83	918,46	1180,71	474,83	475,15
20,77	323,78	475,06	968,26	1163,09	468,90	534,90
21,46	307,70	479,72	873,46	1181,06	538,92	533,18
22,15	300,64	512,66	907,44	1256,15	570,51	477,05
22,85	314,68	502,20	965,81	1286,37	531,86	492,56
23,54	252,21	525,51	1088,28	1392,59	549,94	469,39
24,23	299,72	548,59	1113,95	1412,74	522,20	452,28
24,92	289,93	508,68	1056,13	1494,04	545,34	463,06
25,62	284,58	483,36	1121,70	1462,17	315,99	550,48

26,31	281,79	527,76	1123,35	1474,44	160,68	529,58
27,0	277,53	493,62	959,70	1431,02	203,08	472,93
27,69	249,82	429,63	1068,59	1514,97	191,72	452,95
28,38	275,17	452,07	890,97	1442,71	210,10	471,88
29,08	245,92	477,20	850,39	1494,46	204,54	342,72
29,77	243,90	471,44	836,70	1437,74	200,51	324,68
30,46	249,26	441,96	923,25	1483,70	182,17	315,69
31,15	216,98	437,79	833,46	1459,24	196,38	300,91
31,85	185,69	343,34	824,11	1438,26	178,09	238,86
32,54	182,93	377,77	718,81	1496,57	180,21	254,54
33,23	174,64	331,28	800,99	1360,61	163,04	245,79
33,92	164,61	293,72	725,43	1454,31	139,80	181,83
34,62	199,67	261,82	709,90	1371,63	139,57	160,76
35,31	174,38	228,62	621,52	1234,48	104,15	168,51
36,0	154,36	226,94	547,17	1247,42	100,47	149,04
36,69	146,87	207,23	524,53	1213,34	97,52	131,59
37,38	127,64	196,05	509,67	1091,22	85,84	155,68
38,08	135,00	191,16	510,88	1253,45	60,21	147,52
38,77	100,02	174,56	441,12	1183,58	61,23	127,78
39,46	86,49	155,61	412,06	1197,10	41,20	107,88
40,15	72,12	190,95	454,91	1181,78	31,23	101,04
40,85	80,89	183,09	442,76	1112,55	39,29	86,40
41,54	74,57	151,36	384,25	1172,64	22,03	82,59
42,23	70,84	114,64	389,16	1049,71	18,93	68,28
42,92	60,44	108,10	424,27	1066,01	12,64	74,46
43,62	66,59	95,73	353,91	985,45	11,47	74,82
44,31	38,29	103,47	364,44	1008,63	12,13	69,11
45,0	3,20	91,39	303,91	984,56	13,63	78,82

Tabla 10. Valores absolutos del módulo elástico de corte registrados en el bíceps braquial de cada sujeto durante la segunda serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (NU-SWE 2, ver figura 33).

Serie #2	c_{55} (kPa)					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	--	15,81	--	2,98	16,01	18,66
1,38	12,34	15,3	4,83	2,22	17,04	17,49
2,08	11,85	15,36	5,02	3,04	16,98	16,9
2,77	11,16	18,21	5,98	3,09	24,93	18,73
3,46	11,34	22,72	4,8	2,99	29,7	19,96
4,15	15,46	29,05	6,00	2,85	34,15	19,63
4,85	20,87	29,99	5,84	2,77	48,67	22,04
5,54	24,35	31,25	7,5	2,66	75,35	20,58
6,23	37,67	33,83	8,6	3,46	85,41	22,57
6,92	48,57	35,23	13,53	3,98	78,79	21,28
7,62	45,8	33,00	14,27	4,17	63,67	22,92
8,31	50,76	32,69	14,13	4,74	66,1	19,37
9,0	49,54	30,22	15,14	8,82	65,89	17,97
9,69	51,79	29,18	21,04	13,81	71,14	20,93
10,38	57,42	28,84	22,05	14,31	66,03	24,44
11,08	60,61	27,71	24,21	15,00	68,06	27,17
11,77	58,62	30,29	28,09	18,13	66,83	20,8
12,46	61,38	31,15	30,29	21,34	71,34	29,43
13,15	56,4	32,89	36,47	21,46	76,32	21,51
13,85	61,97	36,6	48,58	24,24	107,2	28,26
14,54	65,62	45,81	59,47	67,5	112,29	27,31
15,23	66,91	48,81	85,77	48,93	99,94	36,77
15,92	65,31	53,69	108,38	59,32	115,2	47,55
16,62	70,55	57,18	152,86	66,2	115,23	--
17,31	74,42	63,31	139,52	100,07	--	--
18,0	66,8	69,8	171,14	80,83	--	53,11
18,69	67,18	78,34	185,04	84,82	--	60,34
19,38	76,26	79,85	187,96	95,58	--	63,51
20,08	74,82	78,15	--	100,16	--	70,82
20,77	70,98	81,92	192,21	101,3	134,63	--
21,46	76,83	84,85	--	95,9	138,94	76,77
22,15	74,03	92,00	--	98,41	142,83	--
22,85	74,58	85,98	--	98,16	152,76	75,93
23,54	81,18	84,29	--	114,36	146,49	72,51
24,23	85,41	--	--	--	148,13	67,31
24,92	75,17	86,99	--	--	159,79	65,99
25,62	83,2	87,24	--	116,3	158,84	70,87
26,31	77,37	88,68	165,23	--	152,39	67,99
27,0	77,36	88,43	--	105,91	147,69	62,96
27,69	74,41	85,02	182,73	96,66	135,54	68,76

28,38	73,89	77,1	178,03	93,09	116,69	66,7
29,08	68,41	80,09	167,61	101,44	108,54	62,53
29,77	64,63	79,47	172,76	91,86	115,32	62,48
30,46	59,3	76,69	162,47	90,49	84,71	61,22
31,15	53,81	73,44	151,18	90,89	90,85	60,00
31,85	56,29	70,32	168,48	80,12	91,01	59,06
32,54	53,28	62,93	148,84	73,76	75,26	56,13
33,23	49,44	62,17	165,11	66,66	67,56	47,22
33,92	47,55	59,26	146,46	58,71	68,08	46,42
34,62	47,03	58,87	134,05	56,13	66,41	41,21
35,31	44,9	49,45	140,84	53,95	61,25	43,55
36,0	39,65	42,81	143,66	54,89	54,88	43,5
36,69	37,52	41,37	151,99	50,41	45,74	38,82
37,38	35,13	34,37	111,71	53,97	45,33	40,18
38,08	32,64	29,95	97,94	58,25	48,35	45,96
38,77	26,29	27,27	91,13	56,53	39,48	36,84
39,46	20,22	24,44	84,1	57,23	40,88	40,85
40,15	15,76	25,88	57,41	53,26	35,86	42,72
40,85	19,46	22,72	56,84	51,12	34,68	44,65
41,54	21,6	20,4	50,49	41,02	27,62	37,35
42,23	15,71	18,8	54,77	35,98	30,89	27,7
42,92	15,85	18,02	43,74	27,78	41,22	41,15
43,62	6,8	14,6	38,47	24,4	18,08	25,8
44,31	2,23	12,89	25,48	20,54	17,2	25,5
45,0	2,46	11,82	39,6	17,39	19,72	17,68

Tabla 11. Valores de la actividad electromiográfica normalizada registrada en el bíceps braquial de cada sujeto durante la primera serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (EMGs 1, ver figura 33). La normalización se realizó respecto al valor máximo alcanzado durante la rampa.

Serie #1	EMG RMS normalizado					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	0,06	0,04	0,05	0,07	0,04	--
1,38	0,08	0,04	0,05	0,07	0,03	0,03
2,08	0,07	0,04	0,06	0,07	0,03	0,02
2,77	0,13	0,05	0,06	0,07	0,04	--
3,46	0,13	0,04	0,06	0,07	0,06	--
4,15	0,19	0,05	0,07	0,10	0,07	0,04
4,85	0,21	0,05	0,09	0,09	0,07	--
5,54	0,27	0,05	0,08	0,12	0,09	0,05
6,23	0,25	0,06	0,12	0,13	0,12	0,06
6,92	0,28	0,06	0,11	0,10	0,11	0,07
7,62	0,26	0,06	0,12	0,12	0,11	0,06
8,31	0,30	0,10	0,14	0,15	0,12	0,07
9,0	0,30	0,15	0,17	0,17	0,12	0,09
9,69	0,29	0,17	0,24	0,22	0,13	0,09
10,38	0,29	0,19	0,21	0,21	0,11	0,14
11,08	0,27	0,25	0,22	0,27	0,14	0,14
11,77	0,30	0,27	0,27	0,31	0,13	0,18
12,46	0,34	0,28	0,24	0,30	0,14	0,29
13,15	0,34	0,30	0,25	0,43	0,19	0,25
13,85	0,41	0,30	0,26	0,45	0,20	0,27
14,54	0,42	0,35	0,35	0,48	0,24	0,32
15,23	0,47	0,35	0,36	0,58	0,26	0,36
15,92	0,44	0,42	0,44	0,62	0,29	0,45
16,62	0,54	0,40	0,43	0,71	0,33	0,53
17,31	0,52	0,47	0,52	0,57	0,33	0,47
18,0	0,44	0,47	0,44	0,71	0,33	0,48
18,69	0,68	0,55	0,54	0,77	0,33	0,51
19,38	0,73	0,67	0,56	0,78	0,39	0,64
20,08	0,78	0,66	0,60	0,79	0,48	0,68
20,77	0,80	0,79	0,65	0,82	0,63	0,67
21,46	0,71	0,94	0,79	0,93	0,91	0,77
22,15	0,86	0,92	0,88	0,92	0,93	0,88
22,85	0,84	0,86	1,00	0,98	0,98	1,00
23,54	0,85	0,95	0,86	1,00	0,83	0,79
24,23	0,95	0,85	0,91	0,94	0,98	0,96
24,92	0,90	0,90	0,96	0,85	0,93	0,77

25,62	1,00	0,91	0,90	0,76	0,97	0,78
26,31	0,92	0,83	0,91	0,85	1,00	0,90
27,0	0,88	0,98	0,80	0,83	0,87	0,83
27,69	0,80	0,97	0,79	0,84	0,82	--
28,38	0,80	1,00	0,76	0,82	0,71	0,87
29,08	0,79	0,93	0,79	0,84	0,63	0,82
29,77	0,65	0,84	0,83	0,74	0,48	0,72
30,46	0,61	0,89	0,65	0,81	0,41	0,73
31,15	0,61	0,72	0,76	0,80	0,40	0,78
31,85	0,54	0,61	0,74	0,80	0,35	0,82
32,54	0,55	0,61	0,61	0,67	0,30	0,68
33,23	0,52	0,56	0,62	0,63	0,31	0,65
33,92	0,53	0,56	0,57	0,70	0,33	0,55
34,62	0,50	0,51	0,52	0,68	0,28	0,49
35,31	0,53	0,49	0,52	0,63	0,27	0,48
36,0	0,43	0,52	0,50	0,64	0,24	0,34
36,69	0,46	0,38	0,46	0,53	0,22	0,37
37,38	0,41	0,39	0,49	0,38	0,18	0,35
38,08	0,40	0,41	0,40	0,42	0,19	0,35
38,77	0,39	0,39	0,43	0,50	0,17	0,30
39,46	0,35	0,41	0,41	0,38	0,16	0,27
40,15	0,35	0,39	0,36	0,21	0,11	0,25
40,85	0,27	0,30	0,37	0,29	0,11	0,21
41,54	0,25	0,32	0,34	0,16	0,09	0,24
42,23	0,25	0,24	0,37	0,13	0,09	0,26
42,92	0,22	0,18	0,44	0,11	0,10	0,28
43,62	0,21	0,19	0,37	0,08	0,08	0,21
44,31	0,18	0,18	0,29	0,05	0,09	0,21
45,0	0,19	0,14	0,35	0,02	0,07	0,23

Tabla 12. Valores del módulo elástico de corte normalizados registrados en el bíceps braquial de cada sujeto durante la primera serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (NU-SWE 1, ver figura 33). La normalización se realizó respecto al valor máximo alcanzado durante la rampa.

Serie #1	c_{55} normalizado					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	0,21	0,24	0,05	0,04	0,09	--
1,38	0,22	0,27	0,06	0,03	0,08	0,07
2,08	0,22	0,27	0,05	0,04	0,09	0,07
2,77	0,24	0,28	0,06	0,04	0,09	--
3,46	0,25	0,31	0,06	0,02	0,11	--
4,15	0,31	0,35	0,06	0,02	0,16	0,10
4,85	0,31	0,38	0,05	0,03	0,19	--
5,54	0,33	0,39	0,08	0,03	0,24	0,13
6,23	0,33	0,41	0,09	0,03	0,30	0,17
6,92	0,34	0,38	0,07	0,14	0,35	0,19
7,62	0,36	0,38	0,10	0,13	0,32	0,19
8,31	0,36	0,36	0,14	0,14	0,34	0,24
9,0	0,38	0,37	0,17	0,13	0,38	0,28
9,69	0,31	0,38	0,18	0,15	0,41	0,29
10,38	0,35	0,37	0,23	0,15	0,36	0,31
11,08	0,38	0,36	0,27	0,18	0,38	0,38
11,77	0,34	0,36	0,33	0,19	0,33	0,36
12,46	0,46	0,40	0,36	0,30	0,36	0,36
13,15	0,50	0,46	0,39	0,23	0,37	0,37
13,85	0,54	0,55	0,41	0,29	0,37	0,45
14,54	0,68	0,61	0,39	0,47	0,37	0,45
15,23	0,73	0,67	0,41	0,35	0,50	0,54
15,92	0,76	0,70	0,46	0,47	0,54	0,59
16,62	0,75	0,72	0,47	0,62	0,59	0,58
17,31	0,80	0,78	0,48	0,73	0,60	0,58
18,0	0,84	0,82	0,56	0,87	0,64	0,62
18,69	0,88	0,87	0,56	0,91	0,67	0,72
19,38	0,86	0,94	0,81	0,87	0,72	0,85
20,08	0,82	0,93	0,84	0,82	0,83	0,79
20,77	0,87	0,94	0,88	0,91	0,91	0,89
21,46	0,88	0,95	0,84	0,95	1,00	0,90
22,15	0,86	0,94	0,88	0,94	0,92	0,81
22,85	0,96	1,00	0,90	1,00	0,92	0,78
23,54	0,94	0,98	0,90	0,97	0,90	0,82
24,23	0,96	0,94	0,76	1,00	0,86	0,84
24,92	1,00	0,97	0,88	0,87	0,90	0,86

25,62	0,95	0,94	0,83	0,93	0,83	0,96
26,31	0,95	0,90	0,84	0,81	0,74	0,90
27,0	0,95	0,89	0,81	0,78	0,68	1,00
27,69	0,84	0,87	1,00	0,84	0,66	--
28,38	0,87	0,98	0,98	0,78	0,60	0,92
29,08	0,86	0,94	0,90	0,71	0,59	0,71
29,77	0,86	0,94	0,90	0,71	0,65	0,69
30,46	0,84	0,92	0,91	0,68	0,64	0,84
31,15	0,81	0,99	0,90	0,72	0,61	0,59
31,85	0,72	0,85	0,86	0,64	0,51	0,62
32,54	0,71	0,75	0,80	0,65	0,44	0,65
33,23	0,63	0,69	0,75	0,67	0,41	0,51
33,92	0,62	0,75	0,85	0,59	0,39	0,44
34,62	0,56	0,64	0,77	0,58	0,36	0,39
35,31	0,52	0,61	0,67	0,55	0,34	0,38
36,0	0,47	0,58	0,53	0,46	0,36	0,34
36,69	0,44	0,44	0,54	0,45	0,29	0,28
37,38	0,39	0,47	0,48	0,41	0,30	0,31
38,08	0,43	0,41	0,47	0,41	0,27	0,32
38,77	0,35	0,40	0,55	0,36	0,23	0,30
39,46	0,37	0,37	0,56	0,34	0,23	0,26
40,15	0,29	0,32	0,39	0,35	0,23	0,26
40,85	0,31	0,31	0,36	0,20	0,21	0,20
41,54	0,28	0,26	0,34	0,21	0,20	0,18
42,23	0,22	0,26	0,36	0,22	0,15	0,18
42,92	0,15	0,21	0,38	0,24	0,13	0,17
43,62	0,14	0,20	0,37	0,18	0,11	0,18
44,31	0,13	0,20	0,31	0,19	0,10	0,15
45,0	0,13	0,18	0,33	0,19	0,08	0,17

Tabla 13. Valores de la actividad electromiográfica normalizada registrada en el bíceps braquial de cada sujeto durante la segunda serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (EMGs 2, ver figura 33). La normalización se realizó respecto al valor máximo alcanzado durante la rampa.

Serie #2	EMG RMS normalizado					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	--	0,05	0,08	0,06	0,08	0,09
1,38	0,10	0,05	0,09	0,08	0,07	0,10
2,08	0,13	0,05	0,09	0,07	0,06	0,08
2,77	0,14	0,05	0,09	0,08	0,07	0,11
3,46	0,18	0,06	0,09	0,08	0,07	0,09
4,15	0,19	0,09	0,09	0,09	0,09	0,13
4,85	0,24	0,13	0,11	0,09	0,10	0,16
5,54	0,24	0,17	0,11	0,11	0,12	0,14
6,23	0,23	0,16	0,12	0,12	0,12	0,16
6,92	0,24	0,21	0,11	0,15	0,13	0,18
7,62	0,25	0,22	0,12	0,19	0,13	0,20
8,31	0,30	0,25	0,17	0,20	0,15	0,24
9,0	0,30	0,29	0,21	0,22	0,19	0,25
9,69	0,25	0,27	0,19	0,27	0,24	0,25
10,38	0,30	0,30	0,22	0,24	0,20	0,29
11,08	0,28	0,28	0,23	0,24	0,23	0,36
11,77	0,39	0,35	0,28	0,34	0,23	0,37
12,46	0,47	0,34	0,23	0,36	0,30	0,39
13,15	0,40	0,45	0,28	0,36	0,33	0,47
13,85	0,40	0,45	0,35	0,44	0,34	0,54
14,54	0,51	0,46	0,32	0,52	0,35	0,59
15,23	0,62	0,51	0,39	0,51	0,36	0,71
15,92	0,62	0,53	0,43	0,57	0,30	0,71
16,62	0,69	0,67	0,42	0,51	0,38	--
17,31	0,49	0,67	0,59	0,58	--	--
18,0	0,61	0,69	0,67	0,63	--	0,65
18,69	0,62	0,72	0,65	0,70	--	0,76
19,38	0,61	0,80	0,65	0,70	--	0,95
20,08	0,66	0,89	--	0,78	--	0,86
20,77	1,00	0,90	0,86	0,77	0,82	--
21,46	0,95	0,91	--	0,78	0,94	0,97
22,15	0,93	0,97	--	0,83	1,00	--
22,85	0,97	0,95	--	0,85	0,93	0,89
23,54	0,78	1,00	--	0,92	0,96	0,85
24,23	0,93	--	--	--	0,92	0,82
24,92	0,90	0,96	--	--	0,96	0,84

25,62	0,88	0,92	--	0,97	0,55	1,00
26,31	0,87	1,00	1,00	--	0,28	0,96
27,0	0,86	0,94	--	0,94	0,36	0,86
27,69	0,77	0,81	0,95	1,00	0,34	0,82
28,38	0,85	0,86	0,79	0,95	0,37	0,86
29,08	0,76	0,90	0,76	0,99	0,36	0,62
29,77	0,75	0,89	0,74	0,95	0,35	0,59
30,46	0,77	0,84	0,82	0,98	0,32	0,57
31,15	0,67	0,83	0,74	0,96	0,34	0,55
31,85	0,57	0,65	0,73	0,95	0,31	0,43
32,54	0,56	0,72	0,64	0,99	0,32	0,46
33,23	0,54	0,63	0,71	0,90	0,29	0,45
33,92	0,51	0,56	0,65	0,96	0,25	0,33
34,62	0,62	0,50	0,63	0,91	0,24	0,29
35,31	0,54	0,43	0,55	0,81	0,18	0,31
36,0	0,48	0,43	0,49	0,82	0,18	0,27
36,69	0,45	0,39	0,47	0,80	0,17	0,24
37,38	0,39	0,37	0,45	0,72	0,15	0,28
38,08	0,42	0,36	0,45	0,83	0,11	0,27
38,77	0,31	0,33	0,39	0,78	0,11	0,23
39,46	0,27	0,29	0,37	0,79	0,07	0,20
40,15	0,22	0,36	0,40	0,78	0,05	0,18
40,85	0,25	0,35	0,39	0,73	0,07	0,16
41,54	0,23	0,29	0,34	0,77	0,04	0,15
42,23	0,22	0,22	0,35	0,69	0,03	0,12
42,92	0,19	0,20	0,38	0,70	0,02	0,14
43,62	0,21	0,18	0,32	0,65	0,02	0,14
44,31	0,12	0,20	0,32	0,67	0,02	0,13
45,0	0,01	0,17	0,27	0,65	0,02	0,14

Tabla 14. Valores del módulo elástico de corte normalizados registrados en el bíceps braquial de cada sujeto durante la segunda serie de rampas trapezoidales de contracción isométrica (NU-SWE 2, ver figura 33). La normalización se realizó respecto al valor máximo alcanzado durante la rampa.

Serie #2	c_{55} normalizado					
tiempo (s)	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6
0,69	--	0,17	0,01	0,03	0,10	0,24
1,38	0,14	0,17	0,03	0,02	0,11	0,23
2,08	0,14	0,17	0,03	0,03	0,11	0,22
2,77	0,13	0,20	0,03	0,03	0,16	0,24
3,46	0,13	0,25	0,02	0,03	0,19	0,26
4,15	0,18	0,32	0,03	0,02	0,21	0,26
4,85	0,24	0,33	0,03	0,02	0,30	0,29
5,54	0,29	0,34	0,04	0,02	0,47	0,27
6,23	0,44	0,37	0,04	0,03	0,53	0,29
6,92	0,57	0,38	0,07	0,03	0,49	0,28
7,62	0,54	0,36	0,07	0,04	0,40	0,30
8,31	0,59	0,36	0,07	0,04	0,41	0,25
9,0	0,58	0,33	0,08	0,08	0,41	0,23
9,69	0,61	0,32	0,11	0,12	0,45	0,27
10,38	0,67	0,31	0,11	0,12	0,41	0,32
11,08	0,71	0,30	0,13	0,13	0,43	0,35
11,77	0,69	0,33	0,15	0,16	0,42	0,27
12,46	0,72	0,34	0,16	0,18	0,45	0,38
13,15	0,66	0,36	0,19	0,18	0,48	0,28
13,85	0,73	0,40	0,25	0,21	0,67	0,37
14,54	0,77	0,50	0,31	0,58	0,70	0,36
15,23	0,78	0,53	0,45	0,42	0,63	0,48
15,92	0,76	0,58	0,56	0,51	0,72	0,62
16,62	0,83	0,62	0,80	0,57	0,72	--
17,31	0,87	0,69	0,73	0,86	--	--
18,0	0,78	0,76	0,89	0,70	--	0,69
18,69	0,79	0,85	0,96	0,73	--	0,79
19,38	0,89	0,87	0,98	0,82	--	0,83
20,08	0,88	0,85	--	0,86	--	0,92
20,77	0,83	0,89	1,00	0,87	0,84	--
21,46	0,90	0,92	--	0,82	0,87	1,00
22,15	0,87	1,00	--	0,85	0,89	--
22,85	0,87	0,93	--	0,84	0,96	0,99
23,54	0,95	0,92	--	0,98	0,92	0,94
24,23	1,00	--	--	--	0,93	0,88
24,92	0,88	0,95	--	--	1,00	0,86

25,62	0,97	0,95	--	1,00	0,99	0,92
26,31	0,91	0,96	0,86	--	0,95	0,89
27,0	0,91	0,96	--	0,91	0,92	0,82
27,69	0,87	0,92	0,95	0,83	0,85	0,90
28,38	0,87	0,84	0,93	0,80	0,73	0,87
29,08	0,80	0,87	0,87	0,87	0,68	0,81
29,77	0,76	0,86	0,90	0,79	0,72	0,81
30,46	0,69	0,83	0,85	0,78	0,53	0,80
31,15	0,63	0,80	0,79	0,78	0,57	0,78
31,85	0,66	0,76	0,88	0,69	0,57	0,77
32,54	0,62	0,68	0,77	0,63	0,47	0,73
33,23	0,58	0,68	0,86	0,57	0,42	0,62
33,92	0,56	0,64	0,76	0,50	0,43	0,60
34,62	0,55	0,64	0,70	0,48	0,42	0,54
35,31	0,53	0,54	0,73	0,46	0,38	0,57
36,0	0,46	0,47	0,75	0,47	0,34	0,57
36,69	0,44	0,45	0,79	0,43	0,29	0,51
37,38	0,41	0,37	0,58	0,46	0,28	0,52
38,08	0,38	0,33	0,51	0,50	0,30	0,60
38,77	0,31	0,30	0,47	0,49	0,25	0,48
39,46	0,24	0,27	0,44	0,49	0,26	0,53
40,15	0,18	0,28	0,30	0,46	0,22	0,56
40,85	0,23	0,25	0,30	0,44	0,22	0,58
41,54	0,25	0,22	0,26	0,35	0,17	0,49
42,23	0,18	0,20	0,28	0,31	0,19	0,36
42,92	0,19	0,20	0,23	0,24	0,26	0,54
43,62	0,08	0,16	0,20	0,21	0,11	0,34
44,31	0,03	0,14	0,13	0,18	0,11	0,33
45,0	0,03	0,13	0,21	0,15	0,12	0,23