



**Universidad de la República**  
**Licenciatura en Biología Humana**

**Tesina de Grado**

CARACTERIZACIÓN DE LAS PROPIEDADES MORFOLÓGICAS, MECÁNICAS Y FUNCIONALES DE LA  
MUSCULATURA FLEXO-EXTENSORA DE RODILLA: UN ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE ADULTOS  
MAYORES, ADULTOS Y ADULTOS JÓVENES

**Estudiante:** Andrés Parodi Feye

**Tutor y Orientador de Pasantía:** Dr. (PhD) Carlos Magallanes. Profesor agregado (grado 4) del Dpto. de Educación Física y Salud; Instituto Superior de Educación Física (ISEF), Udelar.

**Lugar de realización:** Laboratorio de Fisiología del Ejercicio, Instituto Superior de Educación Física (ISEF), sede Parque Batlle, Universidad de la República

**Montevideo, Uruguay**

**2024**

## **Agradecimientos**

Fueron numerosas las personas que contribuyeron para que este proyecto pudiera llevarse a cabo de forma satisfactoria, y a todas ellas quiero manifestarles mi sincero agradecimiento.

En primer lugar y sobre todo, a los 66 voluntarios y voluntarias que, de forma generosa, aceptaron ser parte de este estudio. Les estoy profundamente agradecido por ofrecernos su valioso tiempo y esfuerzo. Sin su inestimable aporte, nada de esto hubiera sido posible.

En forma especial, a mi orientador y tutor Carlos Magallanes, incuestionable referente, eminente docente y mejor persona. Gracias por tanto.

A mis tutoras de orientación curricular, Lucía González y Ana Egaña, por toda su ayuda y apoyo a lo largo de este proceso.

A Carol Torres, no solo por su apoyo, sino también y particularmente por sus valiosas enseñanzas, las cuales aprecio profundamente.

A todas aquellas personas que de una forma u otra contribuyeron para la realización de este proyecto. Sinceramente, gracias.

## Lista de abreviaturas

|      |                                                            |
|------|------------------------------------------------------------|
| AM   | adulto mayor                                               |
| AP   | ángulo de penación                                         |
| BF   | músculo bíceps femoral                                     |
| CM   | calidad muscular                                           |
| CMJ  | salto con contramovimiento ( <i>countermovement jump</i> ) |
| Dm   | desplazamiento radial máximo                               |
| GL   | músculo gastrocnemio lateral                               |
| GM   | músculo gastrocnemio medial                                |
| MMII | miembros inferiores                                        |
| RF   | músculo recto femoral                                      |
| ST   | músculo semitendinoso                                      |
| Tc   | tiempo de contracción                                      |
| Td   | tiempo de latencia ( <i>delay time</i> )                   |
| TMG  | tensiomiografía                                            |
| Tr   | tiempo medio de relajación                                 |
| Ts   | tiempo de sustentación                                     |
| TUG  | <i>Timed Up-and-Go test</i>                                |
| Vc   | velocidad de contracción                                   |
| VL   | músculo vasto lateral                                      |
| VM   | músculo vasto medial                                       |

## Índice

|                                                                                                  |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>RESUMEN .....</b>                                                                             | <b>4</b>  |
| <b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>                                                                     | <b>5</b>  |
| <b>2. ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO .....</b>                                                     | <b>7</b>  |
| 2.1 CARACTERÍSTICAS Y RELEVANCIA DEL SISTEMA MIOFASCIAL .....                                    | 8         |
| 2.2 SISTEMA MIOFASCIAL EN EL CONTEXTO DEL ENVEJECIMIENTO .....                                   | 9         |
| 2.3 DINÁMICA DE LA FUERZA Y POTENCIA MUSCULAR EN EL PROCESO DE ENVEJECIMIENTO .....              | 13        |
| 2.4 CARACTERÍSTICAS DE LA TENSIOLOGRAFÍA .....                                                   | 15        |
| 2.5 UTILIDAD DE LA TMG PARA LA CARACTERIZACIÓN DE DIFERENTES COHORTES EN ENTORNOS VARIADOS ..... | 20        |
| 2.5.1 Tensiografía en el deporte .....                                                           | 20        |
| 2.5.2 Tensiografía en el ámbito clínico .....                                                    | 23        |
| 2.5.3 Caracterización de parámetros tensiográficos en el adulto mayor .....                      | 23        |
| <b>3. OBJETIVOS .....</b>                                                                        | <b>28</b> |
| 3.1 OBJETIVO GENERAL .....                                                                       | 28        |
| 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....                                                                  | 28        |
| 3.3 OBJETIVOS ACADÉMICOS .....                                                                   | 29        |
| <b>4. METODOLOGÍA .....</b>                                                                      | <b>29</b> |
| 4.1 SUJETOS .....                                                                                | 30        |
| 4.2 PROCEDIMIENTOS .....                                                                         | 31        |
| 4.2.1 Evaluación antropométrica .....                                                            | 31        |
| 4.2.2 Evaluación tensiográfica y ecográfica .....                                                | 33        |
| 4.2.3 Evaluación dinamométrica .....                                                             | 36        |
| 4.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....                                                                   | 38        |
| <b>5. RESULTADOS .....</b>                                                                       | <b>40</b> |
| 5.1 RESULTADOS DE LA EVALUACIÓN ANTROPOMÉTRICA .....                                             | 40        |
| 5.2 RESULTADOS DE LA EVALUACIÓN TENSIOLOGRÁFICA .....                                            | 41        |
| 5.3 RESULTADOS DE LA EVALUACIÓN DINAMOMÉTRICA .....                                              | 44        |
| 5.4 CORRELACIÓN ENTRE VARIABLES TENSIOLOGRÁFICAS Y DINAMOMÉTRICAS .....                          | 48        |
| 5.5 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DEL ÁNGULO DE PENACIÓN .....                                         | 49        |
| <b>6. DISCUSIÓN .....</b>                                                                        | <b>50</b> |
| 6.1 ANÁLISIS DEL ÁREA MUSCULAR TRANSVERSAL A NIVEL DEL MUSLO MEDIO .....                         | 50        |
| 6.2 ANÁLISIS DE LAS VARIABLES TENSIOLOGRÁFICAS .....                                             | 52        |
| 6.3 EFECTOS DE LA EDAD SOBRE EL TIEMPO DE CONTRACCIÓN (Tc) .....                                 | 56        |
| 6.4 EFECTO DE LA EDAD SOBRE EL DESPLAZAMIENTO RADIAL MÁXIMO (Dm) .....                           | 58        |
| 6.5 EFECTO DE LA EDAD SOBRE VARIABLES DINAMOMÉTRICAS .....                                       | 60        |
| 6.6 CORRELACIÓN ENTRE VARIABLES TENSIOLOGRÁFICAS Y DINAMOMÉTRICAS .....                          | 65        |
| 6.7 EFECTOS DEL ÁNGULO DE PENACIÓN SOBRE LAS VARIABLES ANALIZADAS .....                          | 68        |
| 6.8 LIMITACIONES .....                                                                           | 70        |
| <b>7. CONCLUSIONES .....</b>                                                                     | <b>71</b> |
| <b>8. PERSPECTIVAS FUTURAS .....</b>                                                             | <b>72</b> |
| <b>LISTA DE REFERENCIAS .....</b>                                                                | <b>74</b> |
| <b>ANEXOS .....</b>                                                                              | <b>95</b> |
| ANEXO 1. HOJA DE INFORMACIÓN ENTREGADA A LOS PARTICIPANTES PREVIO A LAS EVALUACIONES .....       | 95        |
| ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO FIRMADO POR LOS PARTICIPANTES DEL ESTUDIO .....                | 104       |

## Resumen

**Introducción.** El decremento de la calidad muscular (CM) en la vejez adquiere trascendencia para el individuo y la sociedad, dada su asociación con una mayor morbilidad y mortalidad. En este escenario, interesa su caracterización en adultos mayores (AM). **Objetivo:** El propósito del presente trabajo fue caracterizar y contrastar indicadores de CM de la musculatura flexo-extensora de rodilla de adultos jóvenes (18-35 años), adultos (40-60 años) y AM ( $\geq 65$  años). **Metodología.** Una muestra de 66 voluntarios fue dividida en tres grupos de 22 sujetos (11 hombres, 11 mujeres): adultos jóvenes ( $22.1 \pm 1.6$  años), adultos ( $49.9 \pm 8.3$  años), y AM ( $71.0 \pm 6.4$  años). Se evaluó: i) área muscular transversal de muslo; ii) desplazamiento radial máximo (Dm) y tiempo de contracción (Tc) de recto femoral (RF) y bíceps femoral (BF); iii) ángulo de penetración (AP); y iv) fuerza isométrica y potencia flexo-extensora de rodilla. **Resultados.** Asociado al envejecimiento, se observó una disminución ( $p < 0.05$ ), o una tendencia a la disminución, en el área muscular, así como en la fuerza isométrica y potencia. También se observó un incremento ( $p < 0.05$ ) en el Tc del RF, y una tendencia a su incremento en el BF. Tanto el Dm como el AP de ambos músculos no mostraron diferencias ( $p > 0.05$ ). Para la extensión, y en ambas modalidades de fuerza, se observó una correlación débil negativa significativa ( $p < 0.05$ ) entre éstas y el Tc del RF; así como una correlación débil positiva entre éstas y el Dm del mismo músculo. Para la flexión, se verificaron correlaciones negativas débiles ( $p < 0.05$ ) entre el Tc del BF y ambas modalidades de fuerza. No se observaron correlaciones entre el AP y las variables tensiomiográficas o dinamométricas. **Conclusiones.** Se corroboró el impacto del envejecimiento sobre indicadores de CM de miembros inferiores, enfatizando la necesidad de considerar estrategias de intervención para su mejora en las políticas de salud pública.

**Palabras clave:** calidad muscular; sistema miofascial; envejecimiento; tensiomiografía; dinamometría.

## 1. Introducción

El presente proyecto está enmarcado en la Pasantía de Grado de la Licenciatura en Biología Humana de la Universidad de la República (Udelar). En el mismo, se realizó un análisis comparativo de indicadores de calidad muscular (CM) de adultos mayores (AM), en comparación con adultos y adultos jóvenes.

Si bien no hay una definición consensuada en relación a este concepto, la CM refiere a la capacidad fisiológica funcional del sistema contráctil en función de sus características arquitectónicas o morfológicas, de composición y ultraestructurales. Esto incluye múltiples dimensiones, entre ellas aspectos vinculados a la capacidad de contracción, metabolismo y conducción eléctrica (Fragala *et al.*, 2012; Lizama-Pérez *et al.*, 2023a); las cuales a su vez se ven reflejadas en la mayor o menor capacidad para realizar fuerza por unidad de volumen o de superficie fibrilar (Barbat-Artigas *et al.*, 2012).

Este sistema contráctil incluye no solo al tejido muscular, sino también a una amplia red de fascias vinculados al mismo (conformadas por tejido conectivo denso, principalmente colágeno), con importantes implicancias en la transmisión de fuerzas tensionales. Entre éstas se encuentran las capas de tejido conjuntivo que rodean a las fibras musculares (endomisio), los fascículos (perimisio) o el músculo en su conjunto (epimisio), además del tendón. Se constituye de esta forma un sistema miofascial (Schleip *et al.*, 2012).

Dicho sistema desempeña un papel fundamental en la salud y el bienestar del ser humano, independientemente de su edad; aunque este rol se hace particularmente evidente en las franjas etarias más avanzadas de la vida (Papadopoulou, 2020). Esto es debido a que la vejez trae aparejada una condición progresiva y generalizada de pérdida de masa muscular, funcionalidad y calidad del tejido muscular esquelético, con la concomitante reducción en la capacidad de fuerza (Bao *et al.*, 2020).

En términos promedio, a partir de los 30 años se verifica una pérdida progresiva de la fuerza muscular, de aproximadamente el 10% por década, con un declive acelerado a partir de los 60 años (Kraemer *et al.*, 2016). Además, a partir de los 50 años se verifica una pérdida progresiva de fibras musculares, llegando a una reducción de aproximadamente el 50% de las mismas a la edad de 80 años. Este hecho se observa incluso en sujetos físicamente muy activos (Faulkner *et al.*, 2007). Esta condición, usualmente sub-diagnosticada, representa uno de los problemas de salud más acuciantes para la tercera edad, dado que está asociada entre otros con el riesgo aumentado

de caídas (y las lesiones potencialmente incapacitantes derivadas de ellas), deficiencias cardíacas, respiratorias o cognitivas, patologías metabólicas, hospitalización, pérdida de independencia funcional y aumento de la mortalidad (Larsson *et al.*, 2019).

Los AM (edad  $\geq 65$  años) constituyen a nivel mundial el grupo demográfico de mayor crecimiento, con un aumento de su población global del 6.0% al 9.6% entre 1990 y 2021 (Axelrod *et al.*, 2023). Alineado con esto, Uruguay ha presentado en las últimas décadas un ritmo sostenido de envejecimiento de su población, entre otros factores debido al descenso de la tasa de natalidad y un descenso de la tasa de mortalidad, relacionado con aumento de la esperanza de vida al nacer. Esto ha llevado a dicho país a constituirse como uno de los más envejecidos de Las Américas. Según los datos del último Censo de Población de Uruguay (Instituto Nacional de Estadística [INE], 2011), el 14% de la población, cifrado en 484,407 individuos, ostenta una edad superior a los 64 años. Se estima que para el año 2025, dicha proporción demográfica alcanzará el 20%, con un 40% de dicho grupo poblacional superando los 75 años (Palma *et al.*, 2015). En este escenario, adquiere relevancia la producción de conocimiento en relación a las características morfo-funcionales del sistema miofascial del AM, y su comparación con las propias de sujetos en edades más tempranas de la vida.

El *European Working Group on Sarcopenia in Older People* (EWGSOP), en su último consenso, sugiere la importancia y necesidad de evaluar la fuerza y masa muscular del AM, no solo en sus aspectos cuantitativos sino también en términos de CM, relacionados estos últimos con aspectos macro y microscópicos de composición y arquitectura del sistema miofascial (Cruz-Jentoft *et al.*, 2019). En relación a los primeros, se han diseñado diferentes baterías de test, entre las que destaca por su utilidad, practicidad y popularidad el *Senior Fitness Test* (Rikli y Jones, 2013). Adicionalmente, la medición de la fuerza de prensión manual (*handgrip*) es ampliamente utilizada en el ámbito clínico y de laboratorio, como un buen biomarcador de salud en esta población; siendo valores bajos ( $< 20\text{kg}$  en mujeres;  $< 30\text{kg}$  en hombres) indicadores de fragilidad, además de constituir un criterio diagnóstico para la sarcopenia (Dent *et al.*, 2021). La dinamometría de miembros inferiores (MMII), también juega un papel crucial en la evaluación de la salud y funcionalidad en AM, permitiendo identificar a aquellos con mayor riesgo de caídas (Moreland *et al.*, 2004). Por otra parte, en lo que atañe a la CM, se destaca la tensiomiografía (TMG) como un método de alta tecnología, no invasivo, válido y confiable, que permite estimar parámetros representativos de la misma a partir de la medición del desplazamiento radial del vientre muscular, en función del tiempo de contracción (Šimunič *et al.*, 2011).

En el presente estudio se estudió, con un enfoque comparativo, las características morfológicas, tensiomiográficas y dinamométricas del sistema miofascial de AM vs. adultos y adultos jóvenes. Sin desconocer la relevancia de este sistema en otras regiones anatómicas, se destaca su importancia cardinal a nivel de MMII, con una atención específica en la musculatura flexo-extensora de rodilla. Esto se justifica en virtud de su correlación con actividades inherentes a la vida diaria, esenciales para la independencia funcional (Pisciottano *et al.*, 2014), su contribución a la estabilidad biomecánica de la rodilla y su papel preventivo en el desarrollo de osteoartritis (Mohajer *et al.*, 2022); así como su vínculo en la prevención de enfermedades metabólicas, como la diabetes tipo 2 (Pedersen y Febbraio, 2012).

Teniendo esto en consideración, en el presente proyecto fueron evaluados aspectos estructurales, mecánicos contráctiles y funcionales inherentes a músculos localizados en la región del muslo. Con base en lo plasmado en la literatura científica, la hipótesis planteada fue que habría una disminución significativa en la masa muscular, tiempo de contracción ( $T_c$ ), fuerza isométrica y potencia muscular, a la vez que un incremento en el desplazamiento radial máximo ( $D_m$ ) en los grupos de mayor edad en comparación con los más jóvenes; siendo esta disparidad particularmente notable en el grupo de AM.

Los resultados obtenidos pueden eventualmente servir como insumo al momento de desarrollar estrategias de intervención que apunten a prevenir, retrasar o mitigar el declive del sistema miofascial con el devenir de la vejez. En este contexto, los hallazgos del presente proyecto podrían resultar de relevancia para profesionales de la salud, del ejercicio físico u otras áreas afines; en particular si desempeñan una tarea terapéutica o preventiva con personas de la tercera edad.

## **2. Antecedentes y Marco Teórico**

En esta sección, se aborda en primer lugar la importancia del sistema miofascial en términos de salud y los efectos derivados del proceso de envejecimiento, con énfasis en los correlatos fisiológicos que los subyacen. Posteriormente, y dado el aspecto novedoso de la técnica, se describen las características fundamentales de la TMG como un instrumento de evaluación de dicho sistema. Continuando, se analizan los antecedentes más relevantes que guardan relación con los fundamentos y premisas que respaldan el presente proyecto, abarcando tanto la literatura científica general que ha hecho uso de este instrumento, como aquellos estudios específicos realizados en muestras de AM. Estos últimos han contribuido a la comprensión de cómo la TMG

puede ser aplicada para evaluar la función y la rigidez muscular en esta población, proporcionando información relevante sobre el estado del sistema miofascial en el proceso de envejecimiento.

### *2.1 Características y relevancia del sistema miofascial*

El músculo esquelético es un órgano contráctil, constituido como el más grande del cuerpo humano. Representa en adultos saludables aproximadamente entre un 30% (en el sexo femenino) y un 40% (en el sexo masculino) de la masa corporal total; pudiendo incluso llegar a superar el 50% en deportistas muy entrenados. En ambos sexos, la mayor cantidad de masa muscular se localiza en la parte inferior del cuerpo; aunque en términos relativos, la proporción varía entre mujeres y hombres, siendo superior en las primeras. Considerando como límite superior un corte transversal que atravesase el disco intervertebral L4-L5 se ha observado que, aproximadamente, en el sexo femenino un 60% de la masa muscular se localiza en la parte inferior del cuerpo; mientras que en sus contrapartes masculinos esta proporción alcanza un 55%. Esta diferencia es consistente con la observación de que, si bien el sexo masculino tiene en promedio mayor capacidad de fuerza que el femenino, esta desigualdad es menos acentuada en MMII (~30%) que en miembros superiores (~50%) (Janssen *et al.*, 2000).

El principal tejido constituyente del músculo, el tejido muscular estriado, es considerado uno de los más dinámicos y plásticos de la economía corporal. Es además el depósito de entre el 50% y el 70% de las proteínas totales del organismo, y el responsable del 30% al 50% del recambio proteico corporal total (Frontera y Ochala, 2015).

Este tejido muscular tiene una estrecha conexión, así como una organización anatómica altamente especializada, con elementos de tejido conectivo constituyentes de la fascia, entre los que encontramos al endomisio, perimisio, epimisio, y tendones. Durante el movimiento, el rol de éstos no puede ser dissociado de la acción de las fibras musculares, permitiendo entre otras funciones modular la transmisión de tensión entre diferentes segmentos corporales (Stecco, 2015). De hecho, se ha determinado que la disección del endomisio reduce la capacidad de producción de fuerza (normalizada por la fuerza isométrica máxima) de la fibra muscular, tanto en condiciones activas (22.2%;  $p < 0.001$ ) como en condiciones pasivas (25.9%;  $p = 0.034$ ) (Danesini *et al.*, 2024), lo que da cuenta de su importancia funcional. Esta unidad anatomo-funcional es denominada *complejo miofascial* o *sistema miofascial*, siendo este último el término empleado en el presente trabajo.

El sistema miofascial contribuye en forma significativa a numerosas funciones corporales. Desde un punto de vista mecánico, su función primordial es convertir la energía química (contenida en los enlaces de los fosfágenos de alta energía, fundamentalmente ATP) en energía mecánica, permitiendo de esta forma el movimiento y el mantenimiento de las diferentes posturas corporales, aspectos íntimamente relacionados con la independencia funcional del individuo. Desde una perspectiva metabólica, contribuye al metabolismo energético basal, colabora con la termorregulación a partir de la producción de calor, y sirve como reservorio para importantes sustancias como aminoácidos y carbohidratos (Frontera y Ochala, 2015).

En los últimos años, se ha dado además creciente importancia a una serie de citoquinas producidas y liberadas por el músculo esquelético en actividad (denominadas por esto *mioquinas*), las cuales mediante un efecto autócrino, parácrino o endócrino median la comunicación entre éste y diversos órganos del cuerpo, incluido el cerebro. Sus funciones biológicas son en su gran mayoría aún no del todo conocidas, pero se sabe que pueden influir positivamente en la salud humana, con efectos beneficiosos sobre la inflamación, el metabolismo, la regulación del crecimiento óseo y muscular, los procesos inmunológicos y la cognición, entre otros. En el año 2000, se llevó a cabo el trascendental hallazgo concerniente a la producción y liberación a la circulación de la interleuquina 6 (IL-6) por el músculo esquelético. Este acontecimiento marcó el inicio de una serie de investigaciones que culminaron en el descubrimiento ulterior de más de 650 mioquinas adicionales. Este conjunto de evidencias ha propiciado la reconsideración del músculo esquelético como un órgano secretorio, dotado de funciones endócrinas de gran relevancia (Krogh y Klarlund, 2020).

## *2.2 Sistema miofascial en el contexto del envejecimiento*

El fenómeno del envejecimiento de la población en muchos países del mundo, ha sido considerado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como uno de los desafíos de salud pública más acuciantes del siglo XXI (Frontera, 2017). Este proceso, junto con la inmovilización, son consideradas las dos condiciones principales determinantes de la atrofia muscular en humanos, siendo la naturaleza cualitativa de los cambios muy similares (aunque no idénticos) entre ambas condiciones. Esto está correlacionado a su vez con una disminución en la fuerza muscular y un enlentecimiento del movimiento, debido a dicha pérdida de masa muscular, así como a cambios en las propiedades estructurales y funcionales a nivel de las fibras musculares (D'Antona *et al.*, 2003).

La atrofia muscular se hace particularmente evidente a partir de la quinta década de la vida,

siendo la pérdida de masa muscular total mayor en el sexo masculino, tanto en términos absolutos, como relativos al peso corporal (Janssen *et al.*, 2000). Esto último podría en parte explicar la observación realizada en el *Health, Aging and Body Composition Study*, de que los AM del sexo masculino presentaron una pérdida de casi el doble de fuerza que sus pares femeninos, luego de tres años de seguimiento (Goodpaster *et al.*, 2006).

La atrofia y concomitante debilidad del sistema miofascial, es reportada consistentemente como un factor de riesgo independiente de morbi-mortalidad en AM (Metter *et al.*, 2002). Esta pérdida progresiva de masa y funcionalidad asociadas con el envejecimiento, es considerada como una patología o desorden crónico degenerativo y debilitante, conocida con el término de *sarcopenia* (del griego, *sarx*: carne, y *penia*, escasez). Este término fue acuñado en 1989 debido al dramático incremento en su incidencia y prevalencia, ocasionados por los importantes cambios demográficos acaecidos en el siglo XX, y actualmente es reconocida como una entidad patológica en sí misma, habiendo recibido por parte del *Centers for Disease Control and Prevention* de EE.UU. su correspondiente código ICD-10-CM (M62.84) (Gustafsson y Ulfhake, 2021).

Sus causas son múltiples y diversas incluyendo, entre otras, causas humorales (descenso de los niveles plasmáticos de hormonas anabolizantes como testosterona, hormona del crecimiento e IGF-1), metabólicas (desregulación del metabolismo glucídico y resistencia a la insulina), inflamatorias (incremento en los niveles de citoquinas inflamatorias circulantes), neurogénicas (pérdida y reorganización de unidades motoras) y comportamentales (tendencia a una disminución de la actividad física asociada al envejecimiento) (Daily y Park, 2022; Pan *et al.*, 2021). Esto conlleva, entre otras cosas, a la pérdida progresiva de masa muscular, así como al decremento en los niveles de fuerza (dinapenia) y pérdida de rendimiento físico (expresado, por ejemplo, en una menor velocidad de marcha) (Cruz-Jentof *et al.*, 2019).

Se ha acuñado el término *resistencia anabólica* para referirse al fenómeno por el cual, en AM, los factores clave que incrementan la síntesis proteica muscular e impiden su degradación se encuentran parcialmente inhibidos, en comparación con sujetos más jóvenes (Wilkinson *et al.*, 2018). En este sentido, los AM requieren una ingesta proteica relativamente mayor para lograr un efecto comparable en la homeostasis muscular (Moore *et al.*, 2015). Adicionalmente, este grupo etario presenta una menor síntesis proteica secundario a un estímulo intenso de fuerza, en comparación con sus contrapartes más jóvenes (Kumar *et al.*, 2009).

La sarcopenia se asocia con mayor riesgo de caídas, fracturas y peor calidad de vida en los AM; pero además se la vincula con una disminución en la producción y liberación de mioquinas, lo que

explica su relación con muchas otras condiciones patológicas prevalecientes en esta población, como deterioro cognitivo, enfermedad cardiorrespiratoria y osteoporosis (Barbalho *et al.*, 2020). Aunado a esto, su presencia no solo incrementa el riesgo de hospitalización, sino que también aumenta el costo de internación, teniendo los AM con esta condición al ingreso hasta cinco veces más posibilidades de generar altos gastos económicos al sistema de salud, en comparación con sus pares cuya masa muscular esté conservada en términos cuantitativos y cualitativos (Steffl *et al.*, 2017). Se agrega a esto, en adultos con menores índices de masa muscular (masa muscular en relación a la altura), un riesgo relativo de mortalidad por todas las causas de 1.57 (95% CI, 1.25 a 1.96,  $p < 0.001$ ) en comparación con aquellos que presentaban valores normales, según se reporta en un reciente trabajo de meta-análisis (Wang *et al.*, 2023). Es por esta razón que se considera a la sarcopenia como un elemento central en el desarrollo del síndrome de fragilidad, el cual se caracteriza, entre otros aspectos, por debilidad muscular, reducción en la actividad física y fatiga (Fragala *et al.*, 2015).

Este proceso va acompañado de una reducción selectiva de hasta un 50% en el número de unidades motoras, así como de una remodelación paralela de las unidades restantes. Dicha disminución estaría asociada con el daño necrótico de motoneuronas  $\alpha$  a nivel de la médula espinal, llevando a su apoptosis y consecuente pérdida, así como con la alteración a nivel de los *vasa nervorum*. Las fibras musculares denervadas se atrofian y posteriormente mueren; o bien son reinervadas por otras motoneuronas  $\alpha$  cercanas que no hayan sido afectadas. Esto resulta en un menor número de unidades motoras por músculo; pero aquellas que permanecen son de mayor tamaño (es decir, presentan una mayor cantidad de fibras musculares por cada motoneurona) (Kraemer *et al.*, 2016). Este suceso comienza incluso en etapas tempranas preclínicas de la sarcopenia, aunque en fases más tardías este proceso de reinervación se vuelve insuficiente debido a que se alcanza un límite en el tamaño máximo posible del campo terminal de las unidades motoras. En forma paralela, se producen aberraciones en los axones periféricos y sus cubiertas mielínicas, alterando la conducción del impulso eléctrico de las mismas (Gustafsson y Ulfhake, 2021).

En términos generales, todas las fibras musculares experimentan una reducción en su número y tamaño. En este sentido, Lexell *et al.* (1983) observaron un 25% menos de fibras musculares en el vasto medial del cuádriceps femoral (VM) en hombres AM (edad =  $72 \pm 1$  años) vs. adultos jóvenes (edad =  $30 \pm 6$  años). No obstante, esta pérdida resulta más acusada en aquellas fibras que expresan la isoforma de la cadena pesada de miosina de tipo II (fibras rápidas). Además, ha sido

establecido que estas últimas disminuyen la actividad de sus enzimas glucolíticas, mientras que ocurriría lo contrario en las fibras de tipo I (lentas) (López-Chicharro y Fernández-Vaquero, 2022). Las fibras supervivientes podrían ser capaces de mantener su fuerza y velocidad de acortamiento normales, lo que ayudaría a compensar por la pérdida de fibras musculares ocasionadas por el envejecimiento (Frontera *et al.*, 2008).

Esta pérdida de fibras musculares se acompaña de una reducción en el área de sección transversal promedio de las fibras remanentes, tanto de las fibras de tipo I como las de tipo II. La concomitante reducción en el número de células satélite musculares, particularmente aquellas asociadas con fibras de tipo II, y el deterioro en la capacidad de activación de las células satélite restantes, determina la incapacidad del músculo esquelético para compensar la mencionada pérdida. Consecuentemente, se verifica una alteración en la distribución de las fibras musculares, con una disminución significativa de las fibras tipo II, un ligero incremento en el porcentaje de fibras tipo I, y un incremento en las fibras híbridas (aquellas que expresan al mismo tiempo más de una isoforma de cadena pesada de miosina, y que serían fibras inmaduras o en transición) (Frontera, 2017).

La mencionada reducción en la proliferación de células satélite musculares asociada al envejecimiento se debe, en parte, a la disminución con la edad de factores de crecimiento, entre ellos el IGF-1 (*Insulin Growth Factor – 1*), aunado a un menor estímulo mecánico por la reducción en los niveles de actividad física que acompaña la tercera edad. Además, un receptor transmembrana de estas células (denominado *Notch*) declina con la edad, debido a una caída en la actividad de la proteína kinasa MAPK (*Mitogen- Activated Protein Kinase*), llevando de esta forma a un descenso de su actividad (Narici y Maffulli, 2010).

Adicionalmente, se ha observado que, en el músculo envejecido, el número de puentes cruzados fuertemente enlazados es menor que en el músculo joven, resultando en debilidad. Además, las fibras musculares experimentan alteraciones a nivel de la tríada (formada por un túbulo-T y dos cisternas de retículo sarcoplasmático), determinando un desacoplamiento en el proceso de excitación-contracción, con la concomitante afectación en la liberación de  $\text{Ca}^{2+}$  hacia el sarcoplasma. Han sido reportadas también alteraciones a nivel de las vías oxidativas, incluyendo una reducción de volumen, densidad y capacidad mitocondrial (Frontera, 2017). Análisis de microscopía electrónica han demostrado además la pérdida de sarcómeros (tanto en paralelo como en serie), así como alteraciones en la estructura sarcomérica (como desorden miofibrilar) asociados con la edad (Fragala *et al.*, 2015).

En lo que atañe al tejido conectivo que conforma la fascia muscular, se ha observado (en un estudio realizado en animales) una mayor acumulación, asociada a la edad, de colágeno tipo I, III, y VI; así como también de tipo IV únicamente en músculos con predominio de fibras tipo I (Kanazawa *et al.*, 2023). Adicionalmente, se ha observado un incremento con la edad en el reticulamiento derivado de la glicación (*glycation-related cross-linking*) a nivel del tejido conectivo intramuscular, lo que contribuiría en una disminución de la transmisión de fuerza y, consecuentemente, en una alteración de la función del músculo (Haus *et al.*, 2007).

En lo que respecta al tendón, el envejecimiento traería aparejados cambios, usualmente irreversibles, que incluyen una reducción tanto en el número como en la funcionalidad de las células progenitoras, desorganización o fragmentación y reducción del número de los haces de colágeno con disminución en el grosor de sus fibras, cambios en la cantidad de elastina y un mayor depósito de glucosaminoglucanos (Birch *et al.*, 2016; Kwan *et al.*, 2023). Esto podría explicar los hallazgos del estudio de Onambele *et al.* (2006), quienes observaron en tendones de AM (edad =  $68 \pm 1$  años) vs. adultos jóvenes (edad =  $24 \pm 1$  años) una reducción significativa ( $p < 0.05$ ) en el *stiffness* y en el módulo de Young de 36% y 48% respectivamente, lo que se traduciría en un tendón más compliant y con menor capacidad para transmitir fuerza.

### 2.3 Dinámica de la fuerza y potencia muscular en el proceso de envejecimiento

Como fuera mencionado *ut supra*, tanto la pérdida de masa muscular como de fuerza tienen importantes connotaciones negativas en relación a la salud y la funcionalidad del AM. No obstante, es relevante señalar que una definición actual del *Sarcopenia Definition and Outcomes Consortium* incluye como criterio diagnóstico de sarcopenia a la debilidad muscular y a la baja velocidad en la marcha, independientemente de los niveles de masa magra (Kitamura *et al.*, 2021). En la misma línea, el EWGSOP considera actualmente a la primera, más que a la pérdida de masa muscular, como el principal determinante en la definición de sarcopenia, debido a que la pérdida de fuerza acontece en AM a un ritmo significativamente mayor que la atrofia muscular ( $\sim 3\%$  por año vs.  $\sim 1\%$  al año, respectivamente) (Cruz-Jentoft *et al.*, 2019), lo que podría en parte ser explicado por una menor capacidad de activación de las áreas motoras a nivel cortical en esta población (Pabla *et al.*, 2024).

Este hecho se verifica incluso en sujetos que mantienen sus niveles de actividad física y logran mantener o incluso incrementar su masa magra. En el ya mencionado *Health, Aging and Body Composition Study*, realizado a gran escala en una muestra de 3075 AM (70-79 años) de ambos

sexos, se determinó que la masa magra al comienzo del estudio y los cambios en la masa magra suscitados a lo largo de los tres años de seguimiento, podían explicar únicamente una proporción menor (aproximadamente de 5%) de la variabilidad en la pérdida de fuerza. Esto implicaría la pérdida de fuerza relativa a cada unidad de volumen muscular, reflejando por tanto un deterioro en la calidad del músculo (Goodpaster *et al.*, 2006).

Se ha determinado que los individuos de edad avanzada con una pérdida sustancial de fuerza muscular tienen 2.6 veces más probabilidad de sufrir limitaciones severas de la movilidad, y 2.1 veces más riesgo de mortalidad comparado con sus pares con niveles de fuerza adecuados (Manini, 2011). Dicha pérdida es mucho más notoria en grupos musculares de MMII (particularmente en flexores y extensores de rodilla) en comparación con los miembros superiores, tanto en hombres como en mujeres (Frontera, 2017).

Esto condice con el hecho de que, aunque ha sido reportada en algunos trabajos una mayor pérdida relativa de masa muscular en miembros superiores vs. inferiores con el envejecimiento (Gallagher y Heymsfield, 1998), la mayoría de los estudios han demostrado lo contrario, es decir, una pérdida sustancialmente mayor en MMII vs. superiores. A su vez, se ha observado que la región anatómica del miembro inferior más susceptible a la atrofia muscular asociada al envejecimiento es la región del muslo, y dentro de ésta el músculo más afectado sería el cuádriceps femoral (Fuchs *et al.*, 2023). Esto podría en parte explicarse por cambios que se suscitan con la edad en los patrones de movimiento; siendo un ejemplo de esto la mayor tendencia de los AM, en comparación con los jóvenes, a ayudarse con el empuje de los miembros superiores para levantarse de una silla. La atrofia del cuádriceps femoral resulta particularmente trascendente dada la importancia funcional de dicho músculo para actividades de la vida diaria como la marcha (Jiménez-Lupión *et al.*, 2023; Reid y Fielding, 2012).

Además de la pérdida de fuerza, otro fenómeno asociado al envejecimiento es la reducción en la capacidad de potencia muscular, entendida ésta como el producto de la fuerza por la velocidad. Esto podría parcialmente ser explicado por la pérdida selectiva de fibras de tipo II, y particularmente de tipo II-x. Estas últimas son de gran tamaño, muestran una muy alta actividad enzimática anaeróbica, y además presentan mayores cantidades de miosina cuya cabeza presenta actividad ATPasa con la mayor velocidad entre los diferentes tipos de fibra (Pawlina y Ross, 2020). En este sentido, estudios longitudinales observaron una pérdida de aproximadamente 2.9% al año en la potencia de la musculatura extensora de rodilla en AM (Reid *et al.*, 2014). Otro hecho que daría cuenta de este fenómeno, es la alteración en la disociación entre la cabeza de miosina y la

molécula de actina G, lo cual a su vez determina la velocidad de acortamiento de la fibra muscular. Esto podría deberse a una alteración química post-translacional de proteínas motoras como la miosina, incluyendo glicación y oxidación asociados a procesos de envejecimiento muscular (Li *et al.*, 2015).

La pérdida de la potencia muscular tiene un comienzo a edades más tempranas que la pérdida de fuerza, y su declive es más acelerado que el de esta última. Esto es particularmente preocupante, ya que la potencia sería más relevante para la calidad de vida que los niveles máximos de fuerza como tal, por ser más necesaria en las actividades de la vida diaria, y por estar su pérdida más vinculada con el riesgo incrementado de caídas en AM (Frontera, 2017; Kraemer *et al.*, 2016).

#### *2.4 Características de la Tensiomiografía*

Esta técnica, validada y de reciente desarrollo, permite evaluar variables de funcionalidad contráctil, a partir del análisis de las características mecánicas de músculos esqueléticos superficiales. Es considerada un tipo particular de mecanomiografía, siendo dentro de las diferentes técnicas que la constituyen la más ampliamente utilizada y reportada de los últimos años (Macgregor *et al.*, 2018). Tuvo sus comienzos en los trabajos pioneros de Burger *et al.* (1996) y de Valenčič y Knez (1997) quienes evaluaron, los primeros, el glúteo mayor de pacientes con MMII amputados; y los segundos, diferentes músculos de un sujeto adulto joven y saludable.

Se fundamenta en la capacidad de registrar la curva de desplazamiento o deformación geométrica del vientre muscular en relación al tiempo, mediante la utilización de un sensor de desplazamiento apoyado contra la piel con una presión establecida ( $0.2 \text{ N/cm}^2$ , en su descripción original), a partir de una pretensión específica de dicho vientre (Rodríguez-Matoso, Rodríguez-Ruiz, Quiroga, *et al.*, 2010; Valenčič y Knez, 1997) (figura 1). La utilización de sensores de contacto para determinar la deformación muscular ha sido validada a partir de la comparación con sensores láser, donde se observó una diferencia sistemática en los datos obtenidos (mayor al utilizar el sensor de contacto) pero que sin embargo resulta irrelevante desde el punto de vista clínico (Seidl *et al.*, 2017).

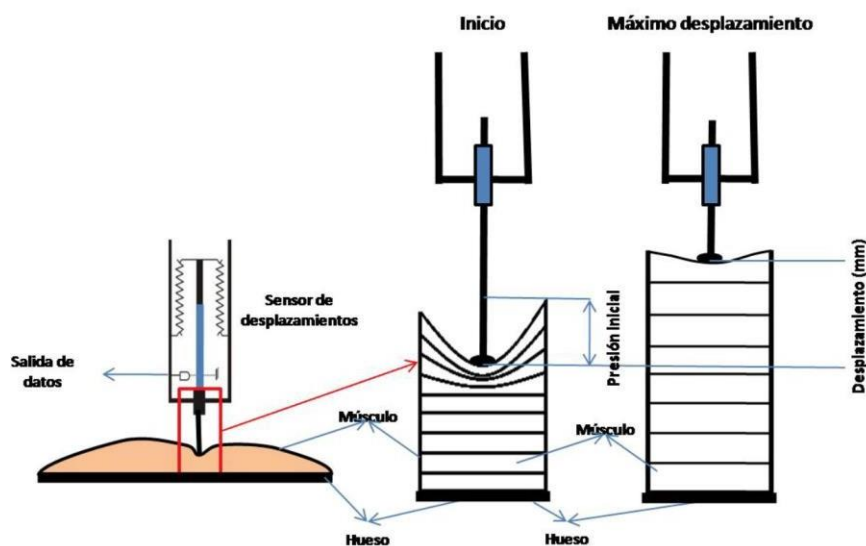


**Figura 1.** Imagen representativa del funcionamiento del tensiomiógrafo. La deformación radial del músculo ( $D_m$ ), así como otros parámetros relativos a la velocidad de deformación, son medidos mediante un sensor de alta sensibilidad. Tomado de Rodríguez-Matoso, Rodríguez-Ruiz, Quiroga, et al. (2010)

Dado que el músculo funciona como un sistema de volumen casi constante, con un incremento en el grosor de las fibras musculares concomitante a su acortamiento durante la contracción (Baskin y Paolini, 1967), la medición del desplazamiento de superficie se constituye como una herramienta útil para evaluar sus características mecánicas contráctiles (Macgregor *et al.*, 2018). De hecho, la utilidad de la detección de cambios en el grosor muscular secundario a una contracción ya había sido reportada hace un siglo por Luciani (1923), quien planteaba la necesidad de examinar los cambios en el grosor muscular, además de los cambios en longitud, al momento de realizar un análisis exhaustivo de los efectos mecánicos de la excitación muscular.

Para este propósito, mediante la técnica de TMG el músculo a ser evaluado es estimulado mediante un impulso eléctrico, monofásico rectangular y de corta duración (usualmente de 1ms, pero pudiendo ser incluso más breve), con una intensidad baja o moderada modulada entre 1 y 110mA. La deformación del vientre muscular es captada por el sensor, registrando mediante un software una curva que integra los parámetros de: i) deformación o máximo desplazamiento radial ( $D_m$ ), que representa la máxima deformación transversal del vientre medida en mm, relacionada con el tono (*stiffness*) muscular (a más tono, menor  $D_m$ ) y la fatiga; ii) tiempo de contracción ( $T_c$ ), siendo el tiempo expresado en ms desde el 10% hasta el 90% de la  $D_m$  en la parte ascendente de la curva, correlacionado con el tipo de fibra predominante (a mayor cantidad de fibras tipo II-x,

menor  $T_c$ ); iii) tiempo de latencia (*delay time*,  $T_d$ ), como el tiempo en ms desde el comienzo de la contracción hasta el 10% de la  $D_m$  en la curva ascendente, relacionado con la dinámica inversa de las bombas de  $Ca^{2+}$  en el retículo sarcoplasmático, así como también con el estado de fatiga; iv) tiempo de sustentación ( $T_s$ ), tiempo en ms en el cual la deformación del vientre muscular es por lo menos del 50% del máximo, a ambos lados del punto de  $D_m$ , lo cual representa el tiempo teórico en que se mantiene la contracción; y v) tiempo medio de relajación (*relaxation time*,  $T_r$ ), tiempo transcurrido entre el 90% y el 50% del  $D_m$  en la curva descendente, siendo éste un indicador indirecto de fatiga muscular (García-Manso *et al.*, 2010).

En la figura 2 se muestra una imagen representativa de la mencionada curva, donde se esquematizan las cinco variables referidas con anterioridad. Si bien ésta alude a la forma típica registrada por el software del equipo, es usual observar modificaciones leves según el músculo y perfil del sujeto evaluado.

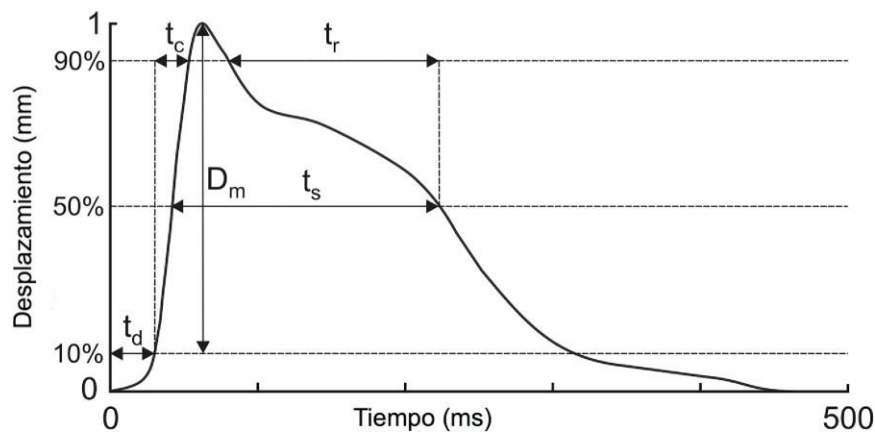


**Figura 2.** Representación de la curva de desplazamiento radial en función del tiempo medida por tensiomiografía, tal como se muestra en el software del equipo.  $D_m$  = máximo desplazamiento radial;  $t_d$  = tiempo de latencia;  $t_c$  = tiempo de contracción;  $t_s$  = tiempo de sustentación;  $t_r$  = tiempo medio de relajación. Extraído y modificado de la página web oficial de los fabricantes del equipo, de <https://www.tensiomyography.net>

De todas las variables mencionadas, se ha recomendado particularmente la evaluación mediante  $T_c$  y  $D_m$ , por ser éstas las más estables en términos de confiabilidad intra-evaluador, inter-evaluador y en diferentes condiciones (Benítez-Jiménez *et al.*, 2013). Por lo tanto, no resulta llamativo que sean éstas las variables que presentan mayor cantidad de reportes en la literatura científica, siendo además las utilizadas a los efectos del presente estudio. Asimismo, la relación

entre Dm y Tc permite determinar numerosos parámetros adicionales, como distintas velocidades relativas de contracción (Macgregor *et al.*, 2018).

Además de ser aplicado mediante un dispositivo portátil (lo que permite su utilización a nivel de campo), esta técnica presenta como ventaja el hecho de permitir una evaluación relativamente rápida, inocua, no invasiva, altamente fiable y de fácil reproducibilidad. Se ha establecido en este sentido que presenta un índice de correlación intraclase (ICC) de entre 0.85 y 0.95, lo que refleja adecuados niveles de reproducibilidad (de Paula-Simola *et al.*, 2015). A esto se suma que esta técnica no demanda ningún tipo de esfuerzo por parte del sujeto evaluado, lo que incrementa su objetividad (Hanney *et al.*, 2022). Adicionalmente, se ha observado que, en comparación con la utilización de otros dispositivos mecánicos, la TMG presenta una baja relación señal/ruido, siendo además muy selectiva del músculo evaluado, con un menor efecto de la co-activación de músculos adyacentes sobre los resultados obtenidos (Dahmane *et al.*, 2005).

No obstante, se considera necesaria la experticia del evaluador para lograr adecuados niveles de reproducibilidad. Tanto ésta como la exactitud de los datos, están condicionados a la estricta adherencia a un protocolo estandarizado (García-García *et al.*, 2019). Entre otros aspectos, se ha determinado que la distancia entre electrodos, así como el tiempo transcurrido entre los sucesivos estímulos, pueden afectar significativamente los valores obtenidos.

En el trabajo de Wilson *et al.* (2018) los autores observaron, en el músculo recto femoral (RF), valores significativamente más altos de Dm al utilizar intervalos entre estímulos de 10 segundos vs 30 segundos ( $p = 0.017$ ). Esto estaría asociado a una mayor sensibilidad de las proteínas contráctiles al  $\text{Ca}^{2+}$  extracelular, como consecuencia de la fosforilación de las cadenas ligeras reguladoras de las moléculas de miosina, fenómeno conocido como *potenciación post activación*. Los autores también reportaron un incremento en el valor de Dm al utilizar distancias entre las caras opuestas de los electrodos de 7cm vs. 5cm ( $p = 0.03$ ), lo que se explicaría por un mayor reclutamiento de motoneuronas  $\alpha$  al incrementar la distancia. Esto último está en concordancia con lo encontrado por Tous-Fajardo *et al.* (2010), quienes observaron para el VM un incremento significativo en el Dm ( $p < 0.01$ ) cuando la distancia entre electrodos era de 5cm en comparación con 3cm.

En otro estudio llevado adelante por H. V. Wilson *et al.* (2019), se observó que en el Bíceps Femoral (BF), músculo penado, la mayor distancia entre electrodos se asociaba a un mayor Dm, aunque no tenía un efecto de relevancia sobre el Tc; aunque por otro lado, en el músculo bíceps braquial (fusiforme, con sus fibras dispuestas en forma longitudinal y paralela) se observaba lo

contrario, es decir, la mayor distancia se asociaba a un menor Tc, a la vez que tenía un efecto mínimo sobre el Dm. Los autores sugieren que la forma en que los potenciales de acción se propagan según el diferente arreglo espacial de las fibras, podría explicar este hallazgo.

Los distintos datos obtenidos por TMG pueden también variar en función de la región específica del músculo donde se realice la medición. Esto es consecuencia de la composición heterogénea del mismo a lo largo de su estructura, debido a diferencias en los sarcómeros o de longitud a nivel fibrilar o fascicular, entre otros (Gorelick y Brown, 2007; Macgregor *et al.*, 2008). En relación a esto, en un trabajo reciente (Schwiete *et al.*, 2023) se realizó TMG en el BF de 22 sujetos jóvenes masculinos (edad =  $26.2 \pm 3.4$  años), comparando los resultados al colocar el sensor en la mitad de la longitud muscular vs. 10cm hacia distal de este punto. No se observaron diferencias significativas para el Tc entre ambas condiciones; no obstante, tanto el Td como el Dm fueron mayores en la primera localización en comparación con la segunda.

En forma adicional, el trabajo de John *et al.* (2022) indica que, incluso desplazamientos del sensor de tan solo 1cm, pueden afectar los resultados tanto a nivel del Tc como del Dm. En este estudio, realizado sobre el RF, gastrocnemio medial (GM) y gastrocnemio lateral (GL) de hombres jóvenes (edad =  $22.6 \pm 1.2$  años), se observó una reducción significativa ( $p < 0.05$ ) en la medida de ambas variables, de hasta un 15% para el Tc y de hasta un 20% para el Dm, cuando el sensor era localizado 1cm hacia lateral o hacia medial del punto original de referencia (correspondiente a la zona más voluminosa del vientre muscular). La diferencia observada fue menor (hasta un 4% para el Tc y hasta un 6% para el Dm) cuando el desplazamiento se dio en dirección próximo-distal. Los autores sugieren que el desplazamiento del sensor desde la posición de referencia, particularmente en sentido transversal, lo posicionaría en una región donde el volumen del vientre muscular no corresponde con el máximo, afectando de esta manera los resultados. Esto subraya la importancia de seguir estrictamente las directrices establecidas por los expertos para la correcta colocación del mismo.

Adicionalmente, es necesario protocolizar la magnitud de él o los estímulos utilizados para lograr la contracción o sacudida (*twitch*) deseada. Una estrategia consiste en aplicar un único estímulo universal, de alta intensidad (usualmente entre 100 y 110mA). Sin embargo, esto podría no resultar del todo adecuado para alcanzar la máxima respuesta en todos los individuos, dado que son numerosos los factores que influyen la respuesta muscular, incluyendo el umbral de reclutamiento de unidades motoras, profundidad y conductividad de la piel, retención de agua y temperatura (Križaj *et al.*, 2008) Además, esto podría derivar en una co-activación de músculos

aledaños al objetivo, incrementando artificialmente el valor del Dm (Martin-Rodriguez *et al.*, 2017).

Una mejor estrategia en este sentido consiste en aplicar un estímulo inicial de entre 20 y 30mA, con incrementos sucesivos de 10mA hasta un máximo de 110mA, o hasta alcanzar una meseta en el valor de Dm con aumentos sucesivos de intensidad. Este es el protocolo más frecuentemente implementado en los trabajos publicados, y fue el utilizado en el presente estudio. En concordancia con lo mencionado por Macgregor *et al.* (2008), en la mayoría de los sujetos evaluados en este trabajo las máximas respuestas se observaron con estímulos de entre 60 y 100mA.

Es necesario además considerar que, para interpretar los datos tensiomiográficos con precisión, es fundamental considerar el perfil individual del sujeto evaluado (criterio de individualidad). En el caso de deportistas, también se debe tener en cuenta las particularidades de la disciplina practicada (criterio de especificidad) (Rodríguez-Matoso, Rodríguez-Ruiz, Quiroga, *et al.*, 2010). Por ejemplo, valores muy bajos de Dm pueden ser considerados patológicos en músculos voluminosos, aunque por otro lado no es infrecuente encontrarlos en deportistas con gran rigidez muscular como velocistas o halterófilos (Rodríguez-Matoso *et al.*, 2012).

## *2.5 Utilidad de la TMG para la caracterización de diferentes cohortes en entornos variados*

Desde su desarrollo en la *Faculty of Electrical Engineering* de la *University of Ljubljana* (Eslovenia) en la década de 1990, la TMG ha sido utilizada para caracterizar variables de funcionalidad muscular en diferentes poblaciones y franjas etarias. Si bien sus primeras aplicaciones estuvieron enfocadas en el ámbito clínico (y particularmente en el estudio de pacientes con patologías neuromusculares), posteriormente encontró utilidad en otros ámbitos, abarcando entre ellos la evaluación en el campo del deporte (Rodríguez-Matoso, Rodríguez-Ruiz, Quiroga, *et al.*, 2010).

### 2.5.1 Tensiomografía en el deporte

Esta técnica se ha empleado para evaluar el efecto de las cargas de entrenamiento o la competencia sobre el sistema miofascial de los y las deportistas. Se ha observado que, luego de esfuerzos de resistencia de larga duración como maratón, ciclismo de montaña o *iron man*, las variables tensiomiográficas relativas al tiempo (velocidad de contracción [Vc], Tc, Ts, Tr, y Td) tienden a decrecer, mientras que el Dm tiende a incrementarse. Esto último sería el reflejo de una

reducción del tono muscular asociada al concomitante incremento de la fatiga neuromuscular (García-García *et al.*, 2019; García-Manso *et al.*, 2011), potencialmente vinculado a una liberación elevada de citoquinas con alteración del *feedback* sensorial periférico (Macgregor *et al.*, 2018).

Por otro lado, estrategias de recuperación post-competencia, como determinados protocolos de inmersión en agua fría, producirían un decremento en el Dm (dado que una menor temperatura muscular se asocia a un mayor *stiffness*) y un incremento de la Vc; mientras que por el contrario la inmersión en agua tibia produciría un incremento en el Dm, reflejando una reducción del tono y de la rigidez muscular (Mur Gimeno *et al.*, 2020). No obstante, otros autores han reportado resultados disímiles, como un incremento en el Tc del RF (aunque no a nivel del BF), sin efectos significativos sobre la Dm de ambos músculos, en jugadores de fútbol que utilizaron la inmersión en agua fría (10°C) como estrategia de recuperación post-fatiga (Buoite-Stella *et al.*, 2024). Considerando la importancia de la recuperación para el rendimiento, estos factores deben ser tenidos en cuenta, particularmente en el deporte competitivo; aunque la falta de consenso entre autores determina que los mismos deban ser considerados con cautela.

Adicionalmente, se ha sugerido que la TMG puede ser empleada para monitorizar el estado de fatiga y recuperación en programas de entrenamiento intensos de fuerza o resistencia; así como también para caracterizar el nivel de rendimiento deportivo. Kalc *et al.* (2023) estudiaron la precisión diagnóstica de parámetros tensiomiográficos, para detectar cambios individuales luego de intervenciones diseñadas para producir fatiga. Los autores concluyen que esta técnica resulta útil para su monitoreo. En concordancia con esto, Piqueras-Sanchiz *et al.* (2024) encontraron que el Dm a nivel de VM y vasto lateral (VL), luego de protocolos de fuerza, resultaron indicadores más sensibles de fatiga que otros convencionalmente utilizados, como el salto con contramovimiento (*Countermovement Jump*, CMJ) o la determinación de la máxima fuerza isométrica voluntaria. Además, otros estudios observaron que las propiedades contráctiles del músculo, tales como Dm o Vc, están altamente relacionadas con indicadores de rendimiento (Pereira *et al.*, 2019; Raeder *et al.*, 2016).

No existe, sin embargo, consenso entre los autores ya que otro estudio no encontró asociación entre las mismas y el rendimiento en actividades motoras de potencia, como saltos y sprint, en futbolistas de elite (Gil *et al.*, 2015). Además, en otro trabajo realizado en tenistas adolescentes de alto nivel evaluados previo y posterior a un microciclo de alta intensidad, no se observaron diferencias en Dm, Tc y ratio de deformación hasta el 10% y 90% del Dm en el RF, a pesar de que se verificaron pérdidas significativas en la potencia de MMII (estimada mediante el CMJ) y un mayor

estrés percibido, asociados a procesos de fatiga (Wiewelhove *et al.*, 2017).

Estas diferencias podrían deberse a la utilización de procedimientos disímiles entre los diferentes estudios. En este sentido, se ha observado que, por un lado, los protocolos que generan fatiga localizada tienden a asociarse con una reducción en el Dm, posiblemente vinculado con la alteración del gradiente de Na<sup>+</sup> y K<sup>+</sup> secundaria a cambios en el pH, o a una acumulación de fosfatos inorgánicos a nivel del sarcoplasma; determinando una menor capacidad de reclutamiento muscular (Macgregor *et al.*, 2018). Por otro lado, la fatiga general se ha vinculado con un incremento en esta variable (Giovannelli *et al.*, 2016), aunque otros trabajos reportaron un descenso (Wiewelhove *et al.*, 2015) o no encontraron diferencias (Wiewelhove *et al.*, 2017) luego de protocolos de entrenamiento intermitente de alta intensidad. En lo que atañe al Tc, se observa una situación comparable, con trabajos reportando su incremento, su descenso o ausencia de diferencias post-fatiga (Macgregor *et al.*, 2018). Esto conlleva a que las variables tensiomiográficas, en tanto indicadores de fatiga, deban ser consideradas con cautela.

La TMG ha sido empleada también para caracterizar las propiedades mecánicas y neuromusculares características de diferentes disciplinas deportivas. En este sentido, se ha observado que piragüistas de elite femeninas se caracterizan por tener un 38.0% más Dm, 123.7% más Tc y 11.3% más Td en su músculo trapecio, a la vez que un 34.4% más Tc en su músculo dorsal ancho, en comparación con sus pares activas no deportistas (García-García *et al.*, 2015). A su vez, se ha observado que los deportistas de fuerza tienden a tener menor Tc en el RF y BF, en comparación con deportistas de resistencia, lo que podría estar indicando una mayor proporción de fibras rápidas (particularmente II-x) en los primeros (Loturco *et al.*, 2015).

Considerando la mencionada correlación entre este último tipo de fibras y el menor Tc, no resultan llamativos los hallazgos de Dahmane *et al.* (2006), quienes observaron un Tc a nivel del BF notoriamente más bajo en adultos atletas velocistas ( $19.5 \pm 2.5\text{ms}$ ) al compararlos con los resultados de adultos sedentarios ( $30.3 \pm 3.5\text{ms}$ ). Estas observaciones también fueron verificadas en sujetos en edad escolar. En el trabajo de Pišot *et al.* (2004), 187 niños saludables de nueve años de edad fueron testeados en una carrera de sprint de 14 metros. La suma de los Tc de los músculos bíceps braquial, erectores del raquis, VL y BF fue menor en los niños más rápidos en comparación con los más lentos lo que, en palabras de los autores, se explicaría por una mayor proporción de fibras rápidas en los primeros.

### 2.5.2 Tensiomiografía en el ámbito clínico

La TMG ha encontrado numerosas aplicaciones en el campo de la salud, particularmente en lo que atañe al diagnóstico y evaluación de patologías musculares, así como también en el seguimiento de la rehabilitación de lesiones del aparato locomotor.

En este sentido, en un estudio reciente se ha observado que pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico presentan registros significativamente menores ( $p < 0,05$ ) de Dm y Vc en sus músculos erectores espinales lumbares en forma bilateral, comparado con un grupo control. Los autores concluyen que la TMG representa una herramienta útil para el diagnóstico y eventual monitorización del tratamiento de esta prevalente patología (Li *et al.*, 2021).

Se ha sugerido además que la TMG puede ser utilizada para estimar la composición de músculos esqueléticos de pacientes diabéticos, permitiendo de esta forma evaluar su potencial neuromuscular a medida que transcurre el proceso patológico. Esto ayudaría a los especialistas a predecir tempranamente eventuales polineuropatías en estos pacientes (Rusu *et al.*, 2009).

Esta técnica se ha propuesto también para evaluar factores de riesgo neuromusculares asociados con ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla en deportistas, sugiriéndose que la fatiga y la rigidez muscular de los músculos isquiotibiofibulares (semitendinoso [ST], semimembranoso y BF) están asociados con dicha lesión. El desequilibrio en las características tensiomiográficas de cuádriceps femoral e isquiotibiofibulares ipsilaterales podría representar un factor de riesgo adicional (Alentorn-Geli *et al.*, 2015). Además, se ha empleado TMG para evaluar las características contráctiles de estos grupos musculares posterior a rotura de LCA, observándose un aumento en Tc, menor resistencia a la fatiga y menor rigidez muscular en MMII, con efectos más marcados en cuádriceps femoral y GM, en comparación con los isquiotibiofibulares y GL. Este hallazgo podría contribuir al diseño de programas de rehabilitación más efectivos y eficientes (Álvarez-Díaz *et al.*, 2016).

### 2.5.3 Caracterización de parámetros tensiomiográficos en el adulto mayor

El proceso de envejecimiento trae aparejado, entre otros, una pérdida aparentemente inevitable de masa muscular, asociado a una pérdida concomitante de unidades motoras, con predominio de las de tipo II. Consecuentemente, el AM experimenta un incremento de su fragilidad y una progresiva pérdida de fuerza. La evaluación de esta última puede resultar desafiante en esta

población, particularmente en aquellos sujetos con limitaciones en la movilidad. En este sentido, se ha determinado que aproximadamente el 25% de los individuos mayores de 55 años experimentan osteoartritis de cadera y/o dolor persistente de rodilla, y el 20% de los mayores de 70 años sufre osteoartritis de mano. Por este motivo, evaluaciones como la determinación de la fuerza de extensión de rodilla o de prensión manual en AM puede resultar dificultosa, o incluso en algunos casos estar contraindicada (Pabla *et al.*, 2024).

En este escenario, la TMG se podría constituir como una herramienta de indiscutible utilidad. Por un lado, las características de esta técnica permiten su utilización incluso en sujetos con limitaciones articulares. Por otro lado, algunas de las variables que permite analizar ( $T_d$ ,  $T_c$ , y  $T_r$ ) presentan una alta correlación con las características ultraestructurales del tejido muscular (Šimunič *et al.*, 2011).

Además, el  $D_m$  podría ser utilizado como indicador precoz de declive en la funcionalidad muscular, ya que su elevación se ha verificado en forma previa a que se observen procesos de atrofia muscular mediante métodos tradicionales (Šimunič *et al.*, 2019). Esto resulta particularmente relevante en población de AM, en las que la atrofia muscular derivada de la hipocinesia es más difícil de revertir una vez instaurada.

En la actualidad existe en la literatura científica un número creciente de investigaciones relativas al uso de TMG. Sin embargo, a pesar de la importancia clínica, bio-psico-social y económica derivada del envejecimiento y de la utilidad de la TMG para su evaluación, hasta donde conocemos relativamente pocos trabajos (en comparación con otras poblaciones) han estudiado muestras de AM utilizando esta técnica.

En un trabajo reciente (Chai *et al.*, 2022), se realizó un estudio comparativo de las características contráctiles de músculos del muslo en mujeres de la tercera edad ( $71.2 \pm 4.9$  años) vs. mujeres jóvenes ( $20.9 \pm 2.1$  años) utilizando TMG. Los autores observaron, en los músculos BF y ST, valores de  $D_m$  significativamente menores en las primeras en comparación con sus pares más jóvenes, algo que sugieren estaría vinculado al aumento de rigidez muscular y consecuente pérdida de flexibilidad propio de las edades más avanzadas. No obstante, esto no se observó en el cuádriceps femoral, donde no se reportaron diferencias entre ambos grupos.

Esta ausencia de diferencia podría explicarse por un efecto de compensación. Por un lado, la mayor rigidez de este músculo en la tercera edad reduciría el valor de  $D_m$ . Por otro lado, se ha observado una pérdida selectiva de masa muscular con el envejecimiento, la cual varía de manera específica según el músculo considerado. Se postula que la pérdida a nivel del cuádriceps femoral sería

notablemente más pronunciada en comparación con los músculos isquiotibiofibulares, los cuales parecen preservarla (Miokovic *et al.*, 2012; Ogawa *et al.*, 2012). Dicha pérdida se asocia a un mayor Dm, contrarrestando de esta forma el efecto de la rigidez incrementada sobre esta variable.

Adicionalmente, Chai *et al.* (2022) encontraron, en comparación con las mujeres jóvenes, un incremento en el Tc en los músculos VL, VM, BF y ST, en el grupo de adultas mayores. Estos hallazgos están en concordancia con lo reportado por Zubac *et al.* (2019), quienes observaron un mayor Tc en BF de AM, al compararlo con datos obtenidos de sujetos jóvenes ( $38.9 \pm 10.7\text{ms}$  vs.  $25.3 \pm 5.6\text{ms}$ , respectivamente). Asimismo, se relaciona con lo encontrado por Rodríguez-Ruiz *et al.* (2013), quienes analizaron la velocidad normalizada de respuesta (calculada como  $V_{rn} = 0,8 / Tc$  [mm/s]) en sujetos masculinos de distintas franjas etarias (adolescentes hasta AM); verificando un declive de esta variable con el transcurrir de la edad, particularmente para el músculo VL. En lo que respecta al BF, si bien sus valores se mantuvieron estables hasta aproximadamente la quinta década de la vida, también mostraron una pérdida funcional (aunque menos marcada) luego de esa edad. Esto podría ser el reflejo de un incremento, en los grupos musculares evaluados, del porcentaje de fibras lentas (tipo I) con respecto a las fibras rápidas o explosivas (tipo II-x y II-b); a lo que también se asocian cambios a nivel del tejido conectivo derivados del envejecimiento, como una disminución en la rigidez o *stiffness* a nivel del tendón (Pišot *et al.*, 2008).

En el mismo sentido, en un estudio que analizó mediante TMG una muestra numerosa de adultos no deportistas (edad =  $62.1 \pm 12.7$  años) y atletas máster de resistencia (carrera  $\geq 800\text{m}$  o marcha atlética; edad =  $56.5 \pm 14.5$  años) o potencia (velocidad, lanzamientos o saltos; edad =  $56.9 \pm 13.5$  años), se observó un enlentecimiento en la velocidad de contracción (representado por un mayor Tc) asociado con la edad, en los MMII de los tres grupos analizados. Según los autores, esto podría ser explicado por alguno de los siguientes factores asociados al envejecimiento: i) una pérdida preferencial de fibras tipo II o rápidas; ii) mayor atrofia de las fibras tipo II en comparación con las fibras tipo I o lentas; y/o iii) un enlentecimiento de las fibras tipo I y II-a, debido a glicación de la molécula de miosina de origen mitocondrial, independientemente de que se produzcan o no cambios en la composición de las isoformas de las cadenas pesadas y livianas de la miosina.

En dicho estudio, se observó un mayor efecto de la edad sobre el enlentecimiento en la contracción muscular en los atletas de resistencia, incluso mayor que en los no deportistas. Esto podría estar explicado por la mayor proporción de fibras tipo I y tipo II-a que tienden a presentar los primeros, propensas como se mencionó al efecto de glicación. Adicionalmente, las variables observadas presentaron similitudes consistentes entre ambos sexos, lo que sugeriría una correspondencia en la proporción de los diferentes tipos de fibras musculares entre los mismos

(Šimunič *et al.*, 2018).

En otro estudio reciente (Fabiani *et al.*, 2021), los autores correlacionaron las características tensiomiográficas de músculos del miembro inferior, con el rendimiento en el *Timed Up-and-Go test* (TUG), en mujeres adultas mayores (67 a 99 años de edad) poco activas, residentes en hogares para ancianos. Este test, uno de los más empleados a nivel mundial para evaluar la movilidad y el equilibrio dinámico en esta población, consiste en que el sujeto se pare de una silla, camine en forma recta hasta una marca ubicada a 10 pies de distancia (aproximadamente 3m), regrese al punto de partida y se vuelva a sentar, en el menor tiempo posible acorde con sus posibilidades. Rendimientos bajos (> 12.6s en el sexo femenino) han sido relacionados con fragilidad, movilidad reducida y alto riesgo de caídas (Christopher *et al.*, 2021), e incluso serían predictores de mortalidad por cualquier causa (Ascencio *et al.*, 2022).

En dicho estudio, los autores observaron que el menor rendimiento en TUG (mayor tiempo para completarlo) correlacionaba con menores valores de Dm de los músculos BF, VL y VM, aunque no con el GM. Los valores de Dm fueron además menores en comparación con los reportados para sujetos más jóvenes y AM muy activos. Estos resultados son equiparables a los encontrados por Chai *et al.* (2022), así como a lo reportado por otros autores. En este sentido, Labata-Lezaun *et al.* (2023) observaron, en una muestra de AM de ambos sexos, una correlación positiva moderada entre el Dm a nivel de RF y VL, y el rendimiento en la *Short Physical Performance Battery*. Esta última fue diseñada por el *National Institute of Aging* de los Estados Unidos para evaluar la funcionalidad de los MMII específicamente en sujetos de la tercera edad. Asimismo, estos autores encontraron una correlación negativa débil pero significativa ( $p < 0.05$ ) entre el Dm de dichos músculos y el tiempo empleado en el test de pararse y sentarse cinco veces; lo que implicaría que, a mayor Dm, mayor rendimiento.

Estos hallazgos resultan llamativos, dado que los valores de Dm tienden a incrementarse con la falta de ejercicio y la concomitante atrofia a nivel de las fibras musculares (Wiewelhove *et al.*, 2015). Fabiani *et al.* (2021) especulan con que sus hallazgos podrían ser explicados, entre otros, por los siguientes factores, asociados a la falta de uso y el proceso de envejecimiento: i) infiltración de depósitos grasos a nivel muscular; ii) deficiencias a nivel de la unión neuromuscular, con el consiguiente deterioro del acoplamiento excitación-contracción; iii) fibrosis ocasionada por la formación de tejido cicatrizal entre fibras musculares; y iv) atrofia selectiva a favor de las fibras tipo I, menos elásticas que las fibras de tipo II.

Por otro lado, estos mismos autores encontraron que mayores valores de Tc en el VL correlacionan

moderadamente con menores rendimientos en el TUG. Esto también podría estar asociado a una pérdida selectiva de fibras tipo II, lo cual explicaría además los mayores valores de Tc a nivel del VL encontrados en la muestra empleada, en comparación con sujetos de la misma franja etaria pero más entrenados. Estos resultados sin embargo no conciben con lo observado por Labata-Lezaun *et al.* (2023), quienes no encontraron correlación significativa entre el Tc de RF y VL y el rendimiento físico; por lo que estos autores plantean la necesidad de mayor cantidad de estudios.

La TMG también se ha utilizado en estudios de carácter longitudinal, para analizar el efecto de un protocolo de ejercicio sobre las características contráctiles del músculo esquelético en AM. En el trabajo de Zubac *et al.* (2019) se estudió el efecto de 8 semanas de entrenamiento pliométrico, a razón de tres veces a la semana, en músculos del miembro inferior de una muestra de sujetos mayores de 65 años de ambos sexos. Además de una mejora significativa en la capacidad de CMJ post-entrenamiento, los autores observaron una disminución en el Tc de tres grupos musculares: GM, GL y BF, aunque no en el VL ni en el tibial anterior, sugiriendo una adaptación al esfuerzo específica según el grupo muscular. Estas adaptaciones, no obstante, resultaron de menor magnitud que las reportadas para sujetos más jóvenes que se sometieron a protocolos similares de entrenamiento.

Adicionalmente, en este trabajo se encontró una disminución post-entrenamiento en el Dm a nivel de BF ( $-20.7\%$ ,  $\eta^2 = 0.204$ ). Según los autores, esto podría ser explicado por hipertrofia de dicho músculo, consecuentemente determinando un aumento en la tensión de reposo, con mayor tono y rigidez muscular. El hecho de no haberse corroborado esta observación en relación con otros músculos de MMII, como gastrocnemios, tibial anterior y VL, podría vincularse con la naturaleza del BF en tanto músculo no postural, en contraste con los demás músculos mencionados. Esta distinción sugiere que el BF experimentaría una carga diaria menor en términos de actividad funcional, lo que resultaría en un grado subsiguiente de desentrenamiento y, por ende, un mayor potencial de mejora después de la intervención. Sin embargo, y al igual que para Tc, la magnitud de cambio de Dm post entrenamiento resultó menor en comparación con poblaciones más jóvenes, sometidas a procesos de entrenamiento similares. A pesar de la menor capacidad de adaptación del AM al entrenamiento, los resultados de estos estudios no dejan de dar sustento a la importancia en términos de salud del ejercicio físico programado para esta población.

En otro estudio reciente (Labata-Lezaun *et al.*, 2022), se evaluó la efectividad de un programa de entrenamiento multi-componente (que involucró fuerza, ejercicio aeróbico y entrenamiento funcional) sobre parámetros de CM, en una muestra de 16 AM saludables de ambos sexos. Luego

de 15 sesiones, y a pesar de haberse encontrado mejoras significativas en el rendimiento físico ( $p > 0.05$ ), no se verificaron diferencias en lo que atañe a Dm y Tc a nivel de RF y VL. Según los autores, esto podría estar relacionado con la capacidad funcional pre intervención de los sujetos, quienes presentaban un alto nivel de autonomía. En este sentido, intervenciones similares en sujetos más frágiles podrían arrojar resultados diferentes. Adicionalmente, estos hallazgos deben ser tomados con cautela, debido al tamaño muestral relativamente reducido.

A pesar de la falta de consenso en los resultados de los diferentes estudios, y considerando su vínculo con el equilibrio dinámico, movilidad y rendimiento funcional, la TMG representaría una adecuada estrategia para estimar parámetros representativos de la CM en poblaciones de AM. Esto además podría resultar particularmente útil para la evaluación de sujetos que, por presentar determinadas carencias morfofuncionales, no sean capaces de realizar otros tipos de test tradicionalmente empleados, o bien éstos estén contraindicados.

### **3. Objetivos**

#### *3.1 Objetivo General*

Caracterizar, contrastar y correlacionar las propiedades morfológicas, mecánicas y funcionales de la musculatura flexo-extensora de rodilla de adultos mayores en comparación con adultos y adultos jóvenes, saludables y físicamente activos de ambos sexos.

#### *3.2 Objetivos Específicos*

a) Estimar y comparar, para una muestra de adultos mayores, adultos y adultos jóvenes, las siguientes variables:

- i) Área de sección transversal músculo-ósea a nivel de muslo medio
- ii) Desplazamiento radial máximo (Dm) y tiempo de contracción (Tc) de los músculos bíceps femoral y recto femoral, evaluados mediante la técnica de tensiomiografía
- iii) Fuerza máxima unilateral isométrica y potencia, en esfuerzos de flexión y extensión de rodilla

b) Establecer correlaciones entre las variables tensiomiográficas y dinamométricas para la totalidad de la muestra.

Se consideró como un objetivo complementario, estudiar las variaciones en el ángulo de penación (AP) de los músculos mencionados en función de la edad, y su posible relación con las variables tensiomiográficas y dinamométricas analizadas. Esto podría contribuir a proporcionar una explicación plausible, en caso de corroborarse variaciones en las propiedades contráctiles asociadas al envejecimiento.

### *3.3 Objetivos Académicos*

- a) Que el estudiante experimente la realización integral de un proyecto de investigación académica, con el propósito de obtener una comprensión profunda y vivencial del proceso de investigación.
- b) Que el estudiante se familiarice con instrumentos y técnicas de laboratorio, destinadas a la evaluación del sistema miofascial, con énfasis en la tensiomiografía, ecografía muscular y dinamometría.
- c) Fomentar en el estudiante el desarrollo y perfeccionamiento de habilidades críticas de investigación, escritura académica y pensamiento analítico.

## **4. Metodología**

El presente estudio se enmarca dentro de un proyecto mayor titulado *Valoración de la calidad muscular integrando diferentes sistemas de medida*, el cual fue aprobado por el Comité de Ética del Instituto Superior de Educación Física (ISEF), de la Universidad de la República (Udelar) (Resolución Nro. 26/2023). Todos los procedimientos derivados del mismo cumplen cabalmente con la declaración de Helsinki (revisión 2013), y fueron realizados respetando el derecho a la protección de datos personales (Ley 18.331).

Las evaluaciones se llevaron a cabo en el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio, ubicado en las instalaciones del ISEF (sede Parque Batlle) de Montevideo. La temperatura ambiente fue estandarizada en 23°C mediante un sistema de aire acondicionado. Las evaluaciones fueron realizadas por el autor del presente trabajo, bajo constante supervisión de integrantes de dicho laboratorio, con experiencia en las técnicas a ser empleadas. El estudio fue realizado siguiendo las sugerencias de la lista de chequeo STROBE (*Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*) para estudios transversales (Cuschieri, 2019).

#### 4.1 Sujetos

Se realizó un muestreo por conveniencia, por cercanía de los voluntarios con investigadores del laboratorio. En total fueron seleccionados 66 sujetos saludables asintomáticos, físicamente activos aunque no deportistas profesionales o de elite, para ser divididos en tres grupos: adultos jóvenes (edad entre 18 y 35 años), adultos (edad entre 40 y 60 años) y AM (edad  $\geq 65$  años). Cada grupo estuvo conformado por 22 sujetos, de los cuales 11 son del sexo femenino y 11 del sexo masculino. El hecho de que cada grupo tuvo la misma cantidad de representantes, permitió cumplir con uno de los supuestos necesarios para el posterior análisis estadístico mediante ANOVA.

Los puntos de corte elegidos para agrupar a los participantes según su edad siguieron los siguientes criterios: 18 años como indicador legal de adultez en la mayoría de los países, incluido Uruguay; 40 años como la edad promedio en la que comenzaría el proceso de deterioro de la arquitectura y funcionalidad muscular (Faulkner *et al.*, 2007); y 65 años como la edad a partir de la cual los individuos se clasifican como AM, según el Colegio Americano de Medicina del Deporte (*American College of Sport Medicine*, ACSM) y la Asociación Americana del Corazón (*American Heart Association*, AHA) (Haskell *et al.*, 2007). Esta última edad es además considerada el umbral de vejez en Uruguay (Ley 18.617).

Se consideraron al momento de realizar las evaluaciones, los siguientes criterios de inclusión: i) contar con carné de control de salud vigente; ii) no haber realizado actividad física intensa, al menos 48h previo a la realización de las evaluaciones; iii) no haber cursado o estar cursando patologías que puedan afectar las características morfo-funcionales del sistema miofascial evaluado; iv) no presentar patologías osteoarticulares que pudieran verse afectadas por los esfuerzos a realizarse en el presente estudio; v) tener un nivel de actividad física moderada o alto (categoría II o III del cuestionario IPAQ); vi) no practicar deporte en forma federada o competitiva; vii) no ser obeso (índice de masa corporal [IMC]  $< 30\text{kg/m}^2$  en sujetos  $< 65$  años, IMC  $< 32\text{kg/m}^2$  en sujetos  $\geq 65$  años) (Babiarczyk y Turbiarz, 2012); y viii) haber leído y firmado el correspondiente consentimiento informado.

En el presente estudio se optó por la no inclusión de sujetos obesos, basado en hecho de que existiría una correlación fuerte negativa entre el Dm y el grosor del panículo adiposo subcutáneo, afectando de esta forma los resultados para esta variable (Calvo-Lobo *et al.*, 2018).

## 4.2 Procedimientos

Los participantes fueron informados oralmente de los objetivos y características del presente proyecto. Posteriormente leyeron una hoja de información (correspondiente al mencionado proyecto mayor, pero que incluía las evaluaciones que fueron realizadas en el presente trabajo) (anexo 1), y firmaron el correspondiente consentimiento informado (anexo 2). Adicionalmente, completaron una ficha con sus datos personales, y realizaron el Cuestionario Internacional de Actividad Física (*International Physical Activity Questionnaire*, IPAQ) en su versión reducida. Al momento de contactarlos se les había solicitado que se abstuvieran de consumir bebidas con alto nivel de cafeína (café, mate, bebidas energizantes, bebidas cola) al menos 90 minutos previo al estudio, dado que se ha observado que dichas sustancias afectan significativamente tanto el Tc como el Dm (incrementando la velocidad de contracción y el *stiffness* muscular), incluso hasta una hora luego de su consumo (Domaszewski *et al.*, 2021; Pakosz *et al.*, 2024).

### 4.2.1 Evaluación antropométrica

El día de las evaluaciones, se comenzó midiendo la masa y altura de cada participante, para posteriormente realizar el cálculo de IMC. Para lo primero, se utilizó una balanza digital (*Digital Body Composition Bioimpedance Sensor*; HBF-514C, OMRON, Kyoto, Japan) con una resolución de 100g; para lo segundo, se empleó un estadiómetro portátil (SECA modelo 213, Alemania) con una resolución de 1mm.

Posteriormente se midió, en ambos MMII, el perímetro de muslo medio utilizando una cinta antropométrica metálica inextensible (Lufkin Executive® W606PM, Crescent Lufkin, EE.UU.) con resolución de 1mm (figura 3); así como el pliegue anterior de muslo, utilizando un plicómetro profesional Harpenden® (Harpenden Skinfold Caliper, Holtain Ltd., Bryberian, Crymmych, Reino Unido) con resolución de 0.2mm (figura 4). Con estos datos, se estimó el área transversal muscular del muslo, utilizando la siguiente fórmula, propuesta por Frisancho (1981):

$$\text{Área muscular (mm}^2\text{)} = \frac{[(\text{perímetro de muslo} - (\pi * \text{pliegue de muslo anterior}))^2]}{4\pi} \quad (1)$$

En todos los casos se siguió el protocolo sugerido por la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (ISAK) (Sirvent y Alvero, 2017). Todas las mediciones fueron realizadas por el autor del presente trabajo, quien está certificado como Instructor en Cineantropometría (ISAK nivel III).



**Figura 3.** *Determinación del perímetro de muslo medio, según protocolo propuesto por la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (ISAK)*



**Figura 4.** *Determinación del pliegue de muslo anterior, según protocolo propuesto por la Sociedad para el Avance de la Cineantropometría (ISAK)*

#### 4.2.2 Evaluación tensiomiográfica y ecográfica

A continuación, se analizaron las características mecánicas contráctiles de BF y RF, de ambos MMII, utilizando para tal propósito un tensiomiógrafo (TMG S2 system; EMF-Furlan and Co., Ljubljana, Slovenia). Este dispositivo está equipado con un sensor inductivo que incorpora un resorte de 0.17N/mm; lo que genera una presión inicial aproximada sobre la piel de 1.5N/mm<sup>2</sup> en un área de contacto de 113mm<sup>2</sup> (Dahmane *et al.*, 2005).

Para la evaluación del BF, el sujeto permaneció acostado decúbito ventral sobre una camilla, con el muslo descubierto. Se colocó una cuña de espuma debajo de la pierna, de forma de determinar una flexión de rodilla de 150 grados (representando 180 grados la rodilla completamente extendida). Siguiendo las recomendaciones del fabricante del dispositivo, el sensor se ubicó perpendicular al plano tangencial del área donde el vientre muscular presentó mayor volumen, y dirigido hacia su potencial desplazamiento. Este punto fue previamente identificado por el evaluador, mediante palpación manual, luego de solicitarle al sujeto una contracción isométrica voluntaria con la rodilla en un ángulo aproximado de 90 grados. En caso de dificultades en la localización de dicho vientre muscular, la misma fue corroborada mediante ecografía muscular.

Tras marcar con un lápiz dermatográfico el punto mencionado, y previa limpieza del área con alcohol etílico al 70%, los electrodos se colocaron en forma simétrica a este punto, ubicados 2.5cm hacia distal (electrodo negativo) y 2.5cm hacia proximal (electrodo positivo) del mismo, evitando zonas tendinosas. Para el caso particular de este músculo, y siguiendo las recomendaciones de los fabricantes del dispositivo, los electrodos se ubicaron hacia lateral del sensor, y no en línea longitudinal con éste. De esta forma, se buscó evitar el estímulo y consecuente co-contracción de otros músculos adyacentes de la logia posterior del muslo, lo que podría resultar en un incremento en el valor de Dm (Macgregor *et al.*, 2018) (figura 5). Previo a la aplicación del estímulo, se le solicitó al sujeto que se mantuviera completamente relajado, siendo éste un aspecto de relevancia en el protocolo de medición (Rodríguez-Matoso, Rodríguez-Ruiz, Sarmiento, *et al.*, 2010).

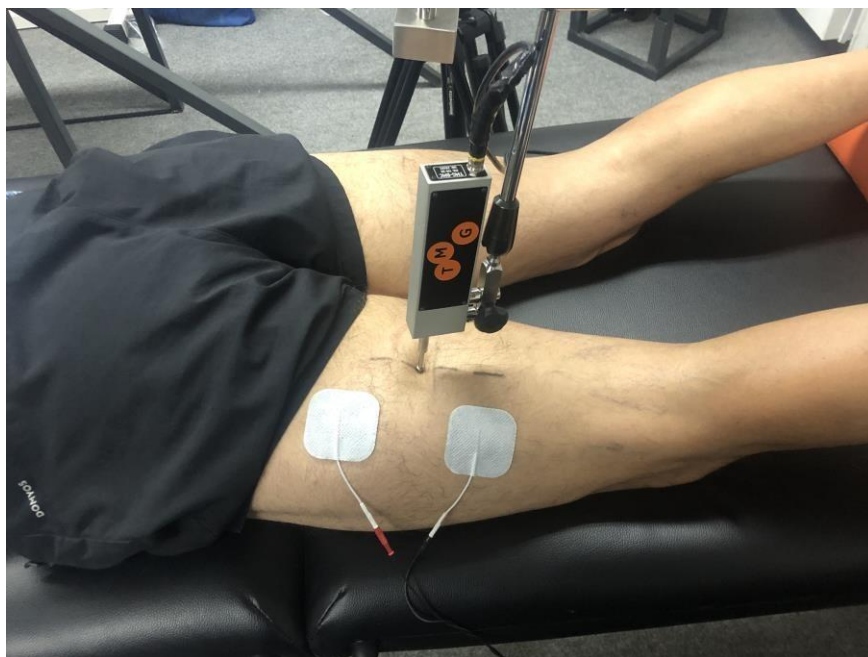


**Figura 5.** Colocación del dispositivo para la evaluación tensiomiográfica del bíceps femoral. Los electrodos se colocaron hacia lateral de la superficie posterior del muslo para evitar el estímulo concomitante de otras masas musculares en la logia posterior de esta región.

La aplicación de los estímulos fue realizada en forma gradual, comenzando con un estímulo de 20mA, registrando la actividad contráctil en el software del equipo. Sucesivamente se aplicaron estímulos más intensos, con incrementos de 10mA, hasta que la gráfica representada en la pantalla se superpuso a la alcanzada por el estímulo previo (alcanzando un *plateau*), o bien mostró valores de  $D_m$  menores a la anterior (en cuyo caso se consideró el mayor de los registros). Se seleccionó dicho valor de intensidad para los sucesivos incrementos debido a que, según Macgregor *et al.* (2018), valores menores a 10mA pueden llevar a una meseta en la gráfica en forma prematura. En concordancia con lo sugerido por Labata-Lezaun *et al.* (2023), entre estímulo y estímulo se permitió un tiempo de *descanso* de 10 segundos, minimizando de esta forma el posible efecto de la fatiga y la potenciación post-activación.

Para la evaluación del RF, el sujeto permaneció acostado en la camilla decúbito dorsal, con el miembro inferior reposando sobre una cuña de espuma, que determinó una flexión de rodilla de 120 grados. El criterio para la ubicación del sensor fue igual al utilizado para el BF; en este caso, la contracción isométrica voluntaria para la identificación del punto de colocación, se realizó a partir de un esfuerzo de flexión de cadera con rodilla extendida. Adicionalmente, el protocolo para la colocación de los electrodos y la aplicación de estímulos fue idéntico al utilizado para el BF, con la

salvedad de que para este músculo los electrodos se ubicaron en línea con el sensor (figura 6). Siguiendo la sugerencia de García-García *et al.* (2019), y al igual que para el BF, en cada músculo analizado se consideró únicamente la curva que presentó el máximo Dm para su posterior análisis. Las variables consideradas a los propósitos del presente trabajo fueron Tc (en ms) y Dm (en mm) para ambos músculos.



**Figura 6.** Colocación del dispositivo para la evaluación tensiomiográfica del músculo recto femoral.

A *posteriori*, se determinó el AP de los músculos mencionados mediante ecografía muscular, utilizando para tal propósito un corte de eje largo a través de un ecógrafo (Sonosite, modelo Micromaxx, rango de frecuencia de 6 a 13Mhz, U.S.A), modo B. El transductor fue colocado sobre la piel en la misma zona en la cual previamente se ubicó el sensor del tensiomiógrafo. Se utilizó una cantidad generosa de gel conductor, con el propósito de minimizar la presión ejercida por dicho transductor sobre la piel del sujeto (González-Seguel *et al.*, 2023). El AP fue medido tomando como referencia la dirección de los fascículos musculares y la aponeurosis profunda (figura 7).

Siguiendo el protocolo propuesto por Lizama-Pérez *et al.* (2023b), en cada imagen se tomaron tres medidas, correspondientes a los tres fascículos más evidentes, siendo el promedio de las mismas el considerado a los propósitos del presente estudio. Para la medición del ángulo se empleó el software libre de procesamiento de imágenes *ImageJ* (versión 1.8.0, National Institutes of Health). Teniendo en cuenta que, para ambos músculos, los valores obtenidos fueron muy similares entre hemisferios (diferencia < 10%, no significativa [ $p < 0.05$ ]), a los efectos del análisis de los datos se

optó por considerar únicamente los valores correspondientes al miembro inferior derecho.

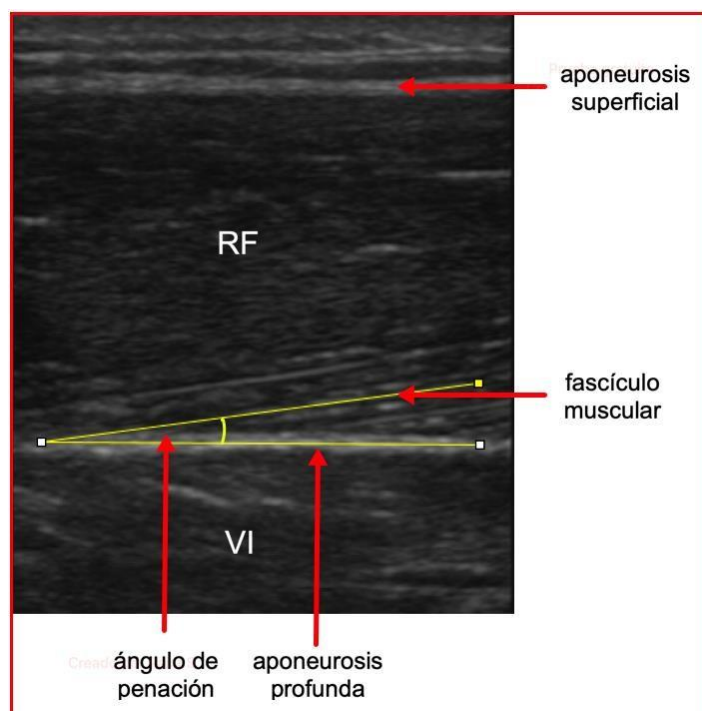


**Figura 7.** Determinación del ángulo de penación del recto femoral derecho de un adulto joven del sexo masculino. RF = recto femoral; VI = vasto intermedio.

#### 4.2.3 Evaluación dinamométrica

Una vez finalizadas estas evaluaciones, se procedió a medir la fuerza muscular isométrica pico y potencia pico de flexión y extensión de rodilla de ambas extremidades. La elección de estas variables respondió, en el caso de la primera, a su relación con el riesgo de caídas en AM (Valenzuela *et al.*, 2020); y la segunda, a su vínculo con el rendimiento en actividades de la vida cotidiana y, por lo tanto, con la calidad de vida en esta población (Narici y Maffulli, 2010). Previo a la ejecución de los test, los sujetos realizaron una secuencia de ejercicios estandarizados de entrada en calor, de aproximadamente 10 minutos de duración, que incluyó movilidad de las principales articulaciones de los MMII, así como estiramientos dinámicos y estáticos breves.

Para la realización del test, los participantes se sentaron en un banco alto, con los pies libres, sin calzado y en el aire, y las rodillas en una angulación de 90°, medido con goniómetro manual de 12 pulgadas. Les fue colocado a nivel del tobillo una tobillera, la cual se unió mediante un cable metálico inextensible a un dinamómetro electromecánico (Dynasystem®, Model DynaBlackbox, España), conectado al software correspondiente. Se les solicitó que durante los esfuerzos se

aferraran de los laterales del banco, aproximadamente a nivel del trocánter mayor, manteniendo el tronco en posición lo más vertical posible (figura 8).

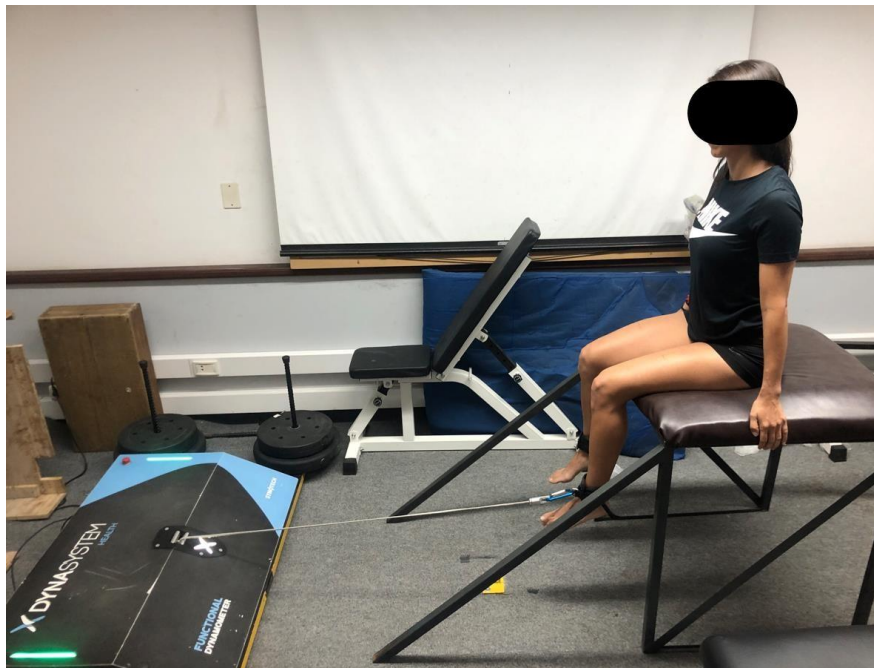


**Figura 8.** Evaluación dinamométrica de fuerza isométrica y potencia picos. Desde la posición que se muestra en la imagen, se evaluaron los esfuerzos de flexión (isométrica y dinámica). Para los esfuerzos de extensión, el sujeto se colocaba en el otro extremo del banco, dando la espalda al dinamómetro.

A partir de esta posición, los sujetos realizaron esfuerzos isométricos máximos de extensión de rodilla derecha, que debieron mantener durante 5 segundos. Se les solicitó a los sujetos que intentaran llegar a su máximo pico de fuerza en el menor tiempo posible. Luego de un descanso pasivo de al menos dos minutos, se repitió el esfuerzo con el miembro contralateral, y así sucesivamente hasta totalizar tres intentos con cada miembro. A continuación, se repitió el procedimiento para el esfuerzo isométrico máximo de flexión de dicha articulación, partiendo desde la misma posición articular.

Luego de al menos dos minutos de descanso posterior al último esfuerzo isométrico, se evaluó la potencia pico de extensión de rodilla. Para esto, el software del dinamómetro fue programado de tal forma de ejercer una resistencia del 60% de la fuerza máxima lograda en el esfuerzo isométrico de extensión en sendos MMII, realizado previamente. Se eligió esta resistencia ya que valores cercanos a esta carga, al menos en sujetos entrenados, determinarían la mejor relación fuerza-

velocidad en gestos realizados con MMII (Naclerio-Ayllón *et al.*, 2005).

Con esta carga ajustada, y desde la misma posición de partida que la utilizada en el esfuerzo isométrico, se le solicitó a cada sujeto que realizara tres esfuerzos de extensión de rodilla derecha seguidos, intentando alcanzar en cada caso la mayor velocidad posible. Luego de al menos dos minutos de descanso pasivo, se repitió el procedimiento con el miembro inferior izquierdo, continuando el proceso en forma alternada hasta completar tres series por cada lado. Posteriormente, se realizó el mismo procedimiento para la flexión, con igual posición de partida.

Para el caso del esfuerzo isométrico, se consideró a los efectos del análisis de datos el mejor de los tres intentos tanto de extensión como de flexión. De forma similar, en lo que atañe a la potencia se consideró el mejor intento entre los nueve realizados (en tres series de tres repeticiones) tanto para la extensión como para la flexión. Estudios previos han evidenciado el efecto potenciador del estímulo verbal para el desarrollo de la fuerza máxima (Romdhani *et al.*, 2024); por este motivo, durante cada instancia de esfuerzo, los participantes recibieron estimulación verbal por parte de los evaluadores.

#### 4.3 Análisis estadístico

Los datos son presentados como media  $\pm$  desvío estándar. Para determinar las posibles diferencias entre los grupos etarios, y en caso de cumplirse los supuestos de homogeneidad de varianza y normalidad, se realizó para cada variable un análisis de la varianza (ANOVA) de un factor sin repetición; en caso contrario se utilizó el test no paramétrico de Kruskal – Wallis. El primer supuesto fue comprobado mediante el test de Levene; mientras que el segundo fue comprobado mediante una prueba de bondad de ajuste (test de Shapiro - Wilk). En caso de observarse diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ), se realizó un análisis post – hoc mediante el test de Bonferroni. Para determinar la posible diferencia entre el área muscular de muslo medio de ambos hemicuerpos para cada franja etaria, se utilizó el test t de Student para datos independientes, previa comprobación de los mencionados supuestos.

Se realizó también un análisis de correlación entre las variables tensiomiográficas y las variables dinamométricas, así como entre éstas y el AP. En caso de haberse verificado los supuestos de distribución normal y homogeneidad de varianza de las variables analizadas, se realizó un test de correlación de Pearson. En caso contrario, se realizó un test de correlación de Spearman. Valores entre 0 y 0.19 fueron interpretados como *sin correlación*; entre 0.20 y 0.49 como *correlación débil*;

entre 0.50 y 0.79 como *correlación moderada*; y mayores a 0.80 como *correlación buena* (Roy-García *et al.*, 2019).

En las diferentes variables y para cada uno de los grupos, se eliminaron los valores extremos (outliers) cuya distancia con respecto a la media (puntuación Z) fuera igual o mayor a 3 desviaciones estándar.

En todos los casos se estableció un nivel de confianza del 95% ( $p < 0.05$ ) para determinar significancia estadística. Todos los análisis fueron realizados utilizando el programa estadístico libre JASP versión 0.16.4.0 (JASP Team, University of Amsterdam).

## 5. Resultados

Las características de la muestra, diferenciada por grupos y por sexo, se muestran en la tabla 1.

**Tabla 1.** Características de la muestra diferenciada por grupo etario y sexo

|                          | Jóvenes (n = 22; 11m, 11h)                        | Adultos (n = 22; 11m, 11h)                         | AM (n = 22; 11m, 11h)                              |
|--------------------------|---------------------------------------------------|----------------------------------------------------|----------------------------------------------------|
| Edad (años)              | 22.1 ± 1.6 (m = 22.2 ± 1.7;<br>h = 22.2 ± 1.5)    | 49.9 ± 8.3 (m = 50.9 ± 8.4;<br>h = 48.8 ± 8.5)     | 71.0 ± 6.4 (m = 69.5 ± 4.5;<br>h = 72.6 ± 7.8)     |
| Altura (cm)              | 171.6 ± 9.9 (m = 165.5 ±<br>7.6; h = 177.7 ± 8.1) | 168.8 ± 10.6 (m = 160.7 ±<br>7.0; h = 176.8 ± 6.6) | 165.0 ± 10.8 (m = 156.7 ±<br>6.3; h = 173.3 ± 7.3) |
| Masa (kg)                | 71.4 ± 10.2 (m = 66.7 ±<br>10.0; h = 76.0 ± 8.9)  | 76.4 ± 14.9 (m = 67.7 ±<br>11.2; h = 85.0 ± 13.3)  | 76.1 ± 13.3 (m = 67.4 ± 9.1;<br>h = 84.8 ± 10.9)   |
| IMC (kg/m <sup>2</sup> ) | 24.2 ± 2.8 (m = 24.4 ± 3.3;<br>h = 24.1 ± 2.5)    | 26.6 ± 3.1 (m = 26.2 ± 3.5;<br>h = 27.0 ± 2.6)     | 27.8 ± 3.1 (m = 27.5 ± 3.7;<br>h = 28.2 ± 2.5)     |

Abreviaciones: IMC = Índice de Masa Corporal; AM = Adultos Mayores; m = mujer; h = hombre

### 5.1 Resultados de la evaluación antropométrica

El área muscular transversal de muslo medio, para ambos MMII y diferenciado por franja etaria, se puede observar en la tabla 2. Para los dos hemicuerpos, la comparación entre grupos mostró una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.01$ ). El análisis post – hoc determinó que, en ambos casos, las diferencias se encontraban entre el grupo de jóvenes vs. adultos y entre el grupo de jóvenes vs. AM, pero no así al comparar adultos vs. AM (tabla 3). No se observó una diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) al comparar entre las áreas musculares de ambos hemicuerpos, en ninguno de los grupos etarios (jóvenes:  $p = 0.436$ ; adultos:  $p = 0.795$ ; AM:  $p = 0.703$ ).

En lo que respecta al pliegue cutáneo de muslo anterior, no se observaron diferencias significativas ni en el miembro inferior derecho ni en el izquierdo, al comparar entre las diferentes franjas etarias (derecha:  $p = 0.747$ ; izquierda:  $p = 0.889$ ); así como tampoco al comparar entre hemicuerpos de sujetos pertenecientes al mismo grupo (jóvenes:  $p = 0.731$ ; adultos:  $p = 0.913$ ; AM:  $p = 0.977$ ).

**Tabla 2.** Área muscular transversal a nivel de muslo medio

|                                            | Jóvenes      | Adultos      | AM           | Valor <i>p</i> |
|--------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|----------------|
| Área muscular (cm <sup>2</sup> ) derecha   | 229.2 ± 33.8 | 194.8 ± 47.3 | 180.4 ± 39.9 | < .001         |
| Área muscular (cm <sup>2</sup> ) izquierda | 221.5 ± 30.7 | 191.3 ± 40.9 | 175.8 ± 39.5 | < .001         |

*Nota: Se utilizó ANOVA de un factor sin repetición. El área muscular fue calculada utilizando la fórmula de Frisancho (1981) (Ec. 1). AM = Adultos Mayores.*

**Tabla 3.** Análisis post – hoc de comparación entre grupos para el área muscular del muslo medio

| Grupo - Grupo                     | Diferencia | SE   | t   | <i>p</i> Bonferroni |
|-----------------------------------|------------|------|-----|---------------------|
| <i>Miembro Inferior Derecho</i>   |            |      |     |                     |
| Jóvenes - Adultos                 | 34.4       | 12.3 | 2.8 | 0.02*               |
| Jóvenes – AM                      | 48.7       | 12.3 | 4.0 | < .001**            |
| Adultos – AM                      | 14.4       | 12.3 | 1.2 | 0.736               |
| <i>Miembro inferior izquierdo</i> |            |      |     |                     |
| Jóvenes - Adultos                 | 30.2       | 11.3 | 2.7 | 0.03*               |
| Jóvenes – AM                      | 45.7       | 11.3 | 4.1 | < .001**            |
| Adultos – AM                      | 15.5       | 11.3 | 1.4 | 0.521               |

*Nota: \* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.05$ ; \*\* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.01$ . AM = Adultos Mayores*

## 5.2 Resultados de la evaluación tensiomiográfica

Los resultados de los valores de TMG para los músculos RF y BF, diferenciados por grupo, se muestran en la tabla 4, y en las figuras 9 y 10. En el grupo de adultos se eliminó el dato del Tc del

RF izquierdo de un sujeto del sexo femenino de 48 años, por presentar un valor  $Z = 3.8$  (62.9ms), considerándose por tanto un outlier.

Únicamente se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los diferentes grupos, en la variable Tc del músculo RF para ambos MMII. El análisis post - hoc correspondiente a esto último se muestra en la tabla 5. Si bien en ambos miembros se observó un incremento en el Tc con el aumento de la edad, éste solo resultó significativo ( $p < 0.05$ ) al comparar entre el grupo de jóvenes vs. AM y entre el grupo de adultos vs. AM para el miembro inferior derecho; mientras que para el izquierdo lo fue entre el grupo de jóvenes vs. adultos y entre jóvenes vs. AM.

**Tabla 4.** Valores de tensiomiografía (Dm y Tc) para el Recto Femoral (RF) y el Bíceps Femoral (BF)

| Músculo                           | Variable | Jóvenes         | Adultos         | AM              | Valor $p$     |
|-----------------------------------|----------|-----------------|-----------------|-----------------|---------------|
| <i>Miembro Inferior Derecho</i>   |          |                 |                 |                 |               |
| RF                                | Dm (mm)  | $8.0 \pm 2.8$   | $7.0 \pm 4.1$   | $7.1 \pm 2.7$   | 0.517         |
|                                   | Tc (ms)  | $27.3 \pm 7.8$  | $32.1 \pm 6.6$  | $37.7 \pm 7.9$  | $< .001^{**}$ |
| BF                                | Dm (mm)  | $3.8 \pm 2.6$   | $4.6 \pm 3.4$   | $4.4 \pm 2.2$   | 0.632         |
|                                   | Tc (ms)  | $33.7 \pm 17.1$ | $37.0 \pm 18.2$ | $41.4 \pm 18.3$ | 0.376         |
| <i>Miembro Inferior Izquierdo</i> |          |                 |                 |                 |               |
| RF                                | Dm (mm)  | $7.9 \pm 3.0$   | $8.0 \pm 3.9$   | $7.0 \pm 2.9$   | 0.541         |
|                                   | Tc (ms)  | $25.3 \pm 4.0$  | $32.1 \pm 4.2$  | $35.9 \pm 6.8$  | $< .001^{**}$ |
| BF                                | Dm (mm)  | $4.2 \pm 2.9$   | $5.2 \pm 3.8$   | $5.8 \pm 3.8$   | 0.340         |
|                                   | Tc (ms)  | $33.3 \pm 17.9$ | $38.9 \pm 22.0$ | $43.6 \pm 19.1$ | $0.187^{kw}$  |

*Nota: \* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.05$ ; \*\* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.01$ . <sup>kw</sup> indica que se utilizó el test de Kruskal – Wallis; en los demás casos se utilizó ANOVA de un factor sin repetición. AM = Adultos Mayores; Dm = deformación radial máxima; Tc = tiempo de contracción.*

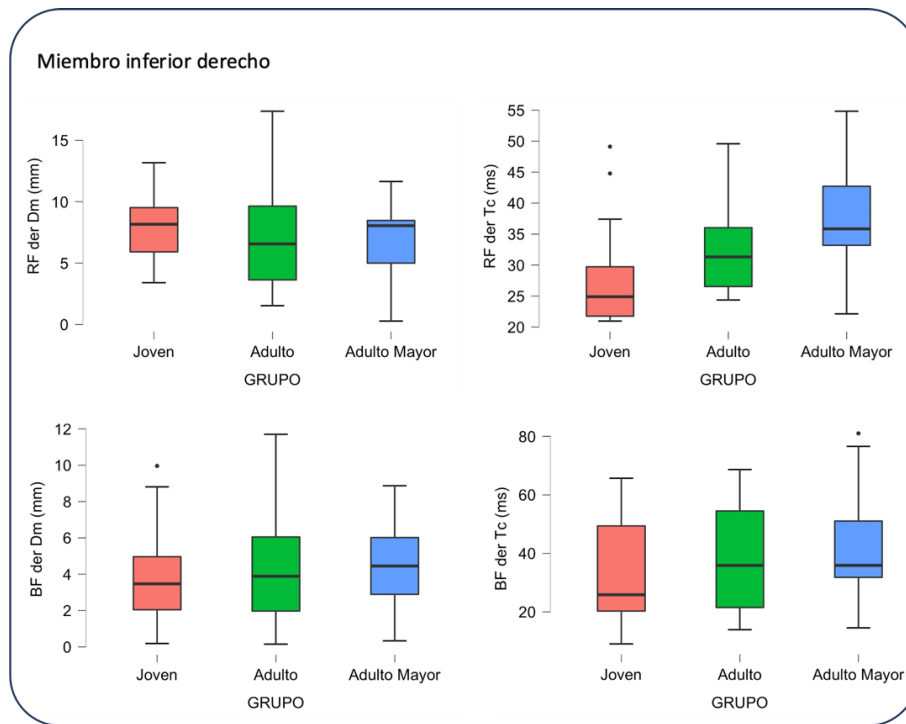


**Figura 9.** Valores de tensiomiografía (Dm y Tc) para el miembro inferior derecho. RF = músculo recto femoral; BF = músculo biceps femoral; Tc = tiempo de contracción; Dm = desplazamiento radial máximo; der = derecha.

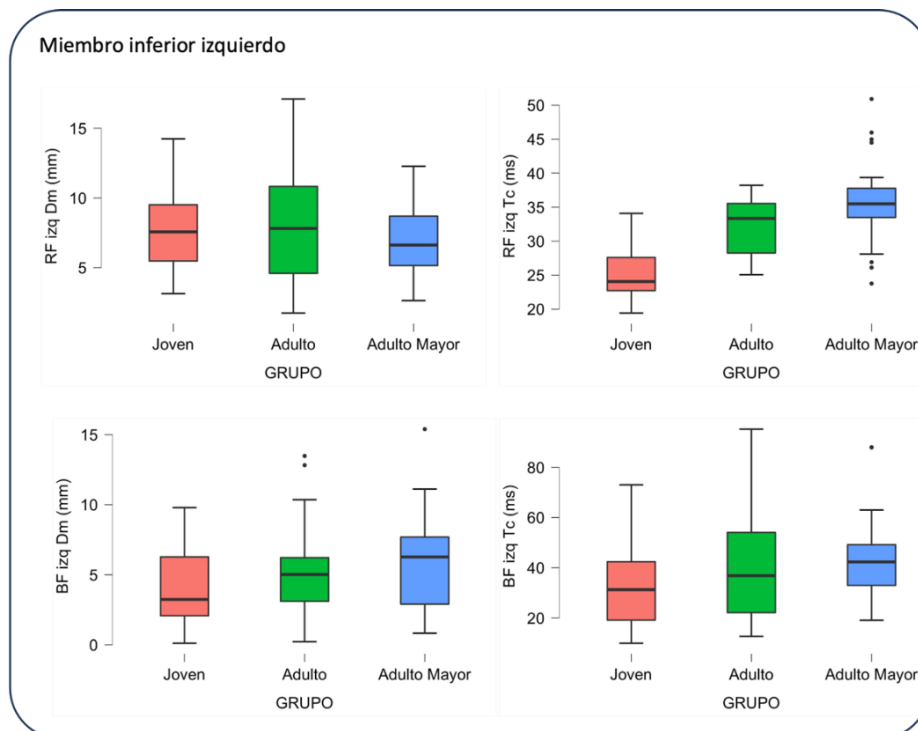


**Figura 10.** Valores de tensiomiografía (Dm y Tc) para el miembro inferior izquierdo. RF = músculo Recto Femoral; BF = músculo Bíceps Femoral; Tc = tiempo de contracción; Dm = desplazamiento radial máximo; der = derecha.

**Tabla 5.** *Análisis post – hoc de comparación entre grupos para el tiempo de contracción (Tc) del músculo recto femoral (RF)*

| Grupo - Grupo                     | Diferencia | SE  | t    | p Bonferroni |
|-----------------------------------|------------|-----|------|--------------|
| <i>Miembro Inferior Derecho</i>   |            |     |      |              |
| Jóvenes - Adultos                 | -4.8       | 2.3 | -2.1 | 0.112        |
| Jóvenes – AM                      | -10.4      | 2.3 | -4.6 | < .001**     |
| Adultos – AM                      | -5.6       | 2.3 | -2.5 | 0.046*       |
| <i>Miembro Inferior Izquierdo</i> |            |     |      |              |
| Jóvenes - Adultos                 | -6.8       | 1.6 | -4.2 | <.001**      |
| Jóvenes – AM                      | -10.5      | 1.6 | -6.6 | <.001**      |
| Adultos – AM                      | -3.8       | 1.6 | -2.4 | 0.063        |

*Nota: \* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.05$ ; \*\* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.01$ . AM = Adultos Mayores.*

### 5.3 Resultados de la evaluación dinamométrica

Los resultados de los test de fuerza isométrica y potencia, para la extensión y flexión de rodilla y diferenciado por grupo etario, se muestran en la tabla 6 y en las figuras 11 y 12. Para ambos hemicuerpos, tanto en lo que atañe a fuerza isométrica como a la potencia, y tanto en la flexión como en la extensión, se observaron en todos los casos diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre los diferentes grupos.

El análisis post – hoc para extensión y flexión de rodilla se muestra en la tabla 7. En todos los casos se observó una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) para la extensión y para la flexión de rodilla al comparar entre jóvenes vs. AM. Al comparar jóvenes vs. adultos únicamente se observó esta diferencia para la fuerza isométrica de extensión del miembro inferior derecho. Al comparar adultos vs. AM también hubo diferencia significativa en la potencia de extensión del miembro inferior derecho, fuerza isométrica y potencia de extensión del miembro inferior izquierdo, y potencia de flexión para ambos MMII.

**Tabla 6.** Valores de fuerza isométrica y dinámica (potencia) para la extensión y flexión de rodilla

|                                   |               | Jóvenes       | Adultos       | AM           | Valor <i>p</i>          |
|-----------------------------------|---------------|---------------|---------------|--------------|-------------------------|
| <i>Miembro Inferior Derecho</i>   |               |               |               |              |                         |
| EXTENSIÓN                         | Isometría (N) | 521.8 ± 123.0 | 393.2 ± 142.5 | 306.5 ± 96.5 | < .001 <sup>kw</sup> ** |
|                                   | Potencia (W)  | 464.3 ± 113.9 | 380.4 ± 191.2 | 197.4 ± 89.2 | < .001 <sup>kw</sup> ** |
| FLEXIÓN                           | Isometría (N) | 270.2 ± 75.1  | 246.1 ± 87.1  | 191.2 ± 57.2 | 0.003 **                |
|                                   | Potencia (W)  | 157.5 ± 50.2  | 131.2 ± 59.1  | 84.9 ± 36.1  | < .001 <sup>kw</sup> ** |
| <i>Miembro Inferior Izquierdo</i> |               |               |               |              |                         |
| EXTENSIÓN                         | Isometría (N) | 509.9 ± 138.8 | 415.9 ± 141.5 | 307.2 ± 86.0 | < .001 <sup>kw</sup> ** |
|                                   | Potencia (W)  | 464.7 ± 128.4 | 377.1 ± 180.1 | 210.4 ± 85.6 | < .001 <sup>kw</sup> ** |
| FLEXIÓN                           | Isometría (N) | 262.5 ± 65.5  | 235.0 ± 87.5  | 181.9 ± 58.8 | < .001 <sup>kw</sup> ** |
|                                   | Potencia (W)  | 161.0 ± 43.2  | 122.5 ± 63.3  | 77.5 ± 32.7  | < .001 <sup>kw</sup> ** |

*Nota: \* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.05$ ; \*\* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.01$ . <sup>kw</sup> indica que se utilizó el test de Kruskal – Wallis; en los demás casos se utilizó ANOVA de un factor sin repetición. AM = Adultos Mayores; Isometría = Fuerza Isométrica Pico.*

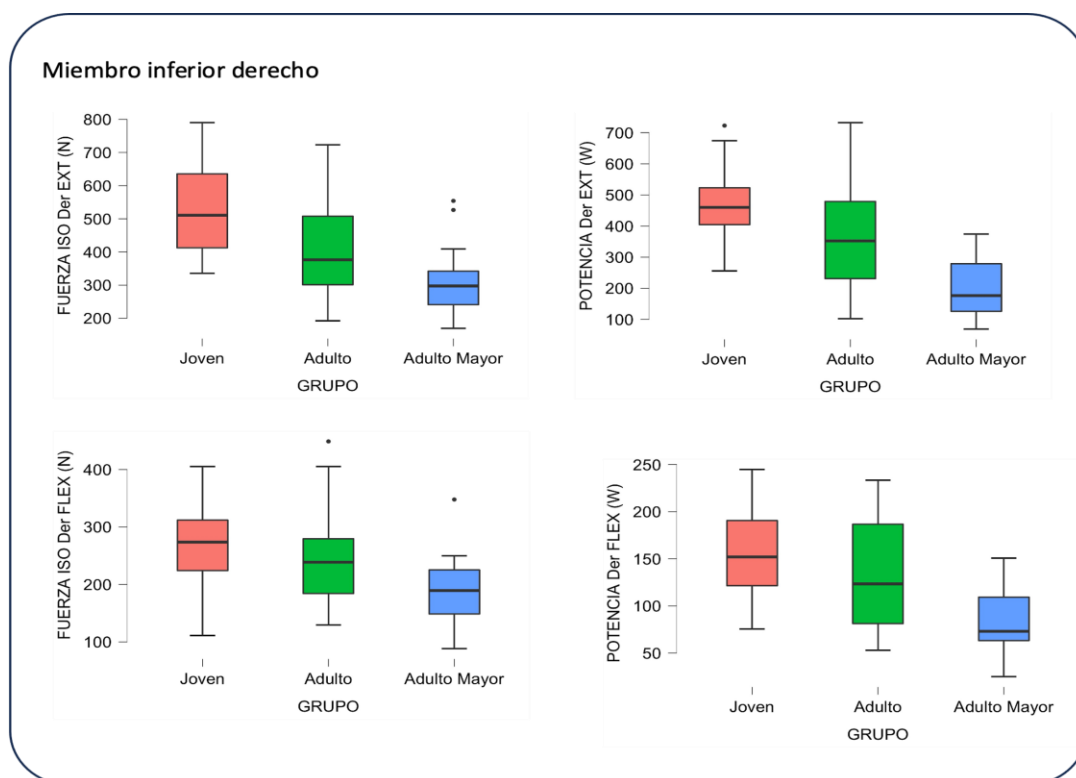


**Figura 11.** Valores de dinamometría para el miembro inferior derecho. FUERZA ISO = valor pico para fuerza isométrica; Der = hemicuerpo derecho; EXT = extensión; FLEX = flexión.

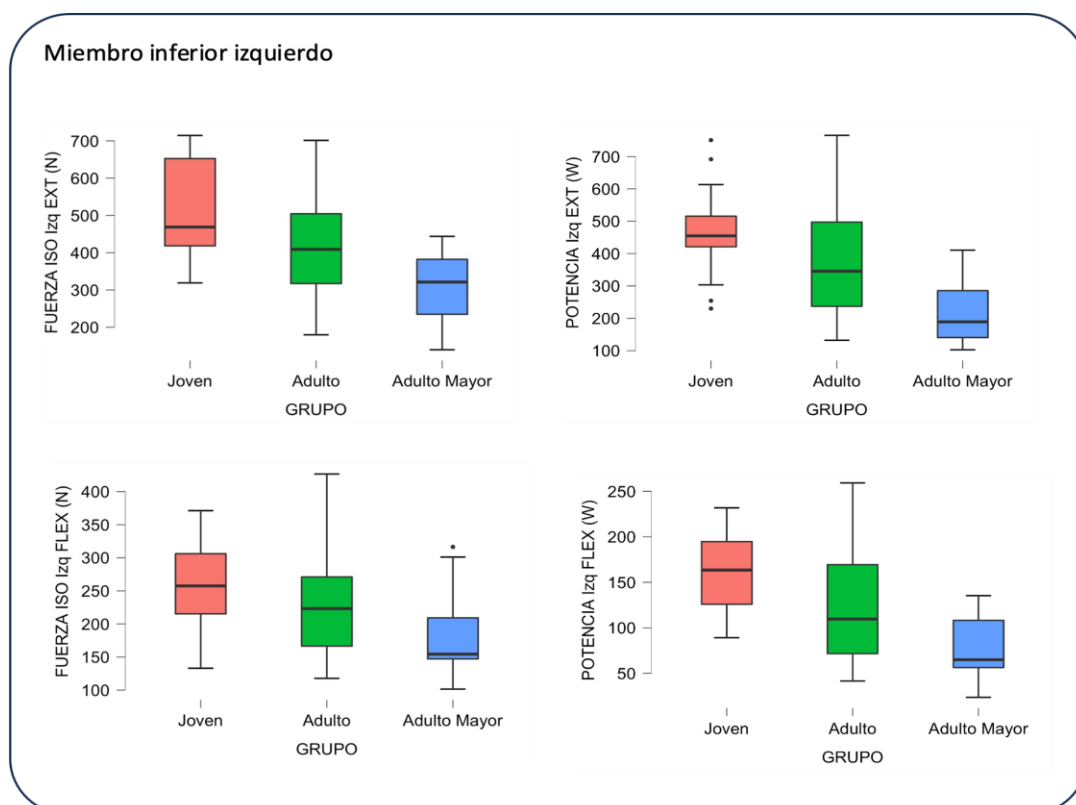


**Figura 12.** Valores de dinamometría para el miembro inferior izquierdo. FUERZA ISO = valor pico para fuerza isométrica; Izq = hemicuerpo izquierdo; EXT = extensión; FLEX = flexión.

**Tabla 7.** *Análisis post – hoc de comparación entre grupos para fuerza de extensión y flexión de rodilla*

| Grupo - Grupo                                         |                   | Diferencia | SE   | t   | p Bonferroni |
|-------------------------------------------------------|-------------------|------------|------|-----|--------------|
| <i>Miembro inferior derecho - Fuerza Isométrica</i>   |                   |            |      |     |              |
| EXTENSIÓN                                             | Jóvenes - Adultos | 128.6      | 38.2 | 3.4 | 0.004**      |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 215.3      | 37.8 | 5.7 | < .001**     |
|                                                       | Adultos – AM      | 86.7       | 38.2 | 2.3 | 0.08         |
| FLEXIÓN                                               | Jóvenes - Adultos | 24.2       | 22.8 | 1.1 | 0.879        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 78.6       | 22.2 | 3.5 | 0.002**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 54.4       | 22.8 | 2.4 | 0.06         |
| <i>Miembro inferior derecho - Potencia</i>            |                   |            |      |     |              |
| EXTENSIÓN                                             | Jóvenes - Adultos | 83.9       | 43.4 | 1.9 | 0.173        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 266.9      | 43.4 | 6.2 | <.001**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 128.9      | 42.9 | 4.3 | <.001**      |
| FLEXIÓN                                               | Jóvenes - Adultos | 26.4       | 15.0 | 1.8 | 0.250        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 72.7       | 14.8 | 4.9 | <.001**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 46.2       | 15.0 | 3.1 | 0.009**      |
| <i>Miembro inferior izquierdo – Fuerza Isométrica</i> |                   |            |      |     |              |
| EXTENSIÓN                                             | Jóvenes - Adultos | 94.0       | 39.1 | 2.4 | 0.058        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 202.8      | 39.1 | 5.2 | <.001**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 108.8      | 39.5 | 2.8 | 0.024*       |
| FLEXIÓN                                               | Jóvenes - Adultos | 27.6       | 22.3 | 1.2 | 0.663        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 80.6       | 22.0 | 3.7 | <.002**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 53.0       | 22.3 | 2.4 | 0.062        |
| <i>Miembro inferior izquierdo - Potencia</i>          |                   |            |      |     |              |
| EXTENSIÓN                                             | Jóvenes - Adultos | 87.6       | 42.8 | 2.0 | 0.136        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 254.3      | 42.8 | 5.9 | <.001**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 166.7      | 43.3 | 3.8 | <.001**      |
| FLEXIÓN                                               | Jóvenes - Adultos | 38.5       | 14.8 | 2.6 | 0.036        |
|                                                       | Jóvenes – AM      | 83.5       | 14.8 | 5.6 | <.001**      |
|                                                       | Adultos – AM      | 45.0       | 14.8 | 3.0 | <.011*       |

*Nota: \* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.05$ ; \*\* indica diferencia estadísticamente significativa para  $p < 0.01$ . AM = Adultos Mayores.*

#### 5.4 Correlación entre variables tensiomiográficas y dinamométricas

Los valores de correlación entre las variables Tc y Dm del RF con la fuerza isométrica y potencia máximas de extensión y flexión, respectivamente, se muestran en la tabla 8 para ambos MMII.

En lo que atañe a la extensión, en ambos MMII se observó una correlación débil negativa pero significativa ( $p < 0.05$ ) entre el Tc del RF y las variables fuerza isométrica máxima y potencia. Por otra parte, también en ambos miembros se determinó una correlación débil positiva entre el Dm del RF y ambas modalidades de fuerza; sin embargo, solo alcanzó significancia estadística la correlación entre la primera variable y la fuerza isométrica para el miembro inferior derecho.

En relación a la flexión, y a semejanza de lo observado para la extensión, en ambos MMII se verificaron correlaciones negativas débiles pero significativas ( $p < 0.05$ ) entre el Tc del músculo BF y las variables fuerza isométrica y potencia máximas. Por otro lado, la correlación fue inexistente entre el Dm del músculo BF y ambas modalidades de fuerza.

**Tabla 8.** Correlación entre variables tensiomiográficas y dinamométricas

| Variable                          |            | Fuerza Isométrica (N)                  | Potencia (W)                           |
|-----------------------------------|------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
| <i>Miembro Inferior Derecho</i>   |            |                                        |                                        |
| EXTENSIÓN                         | RF Tc (ms) | -0.341 ( $p = 0.005$ ) <sup>Sp *</sup> | -0.396 ( $p = 0.002$ ) <sup>Sp *</sup> |
|                                   | RF Dm (mm) | 0.313 ( $p = 0.011$ ) <sup>*</sup>     | 0.247 ( $p = 0.053$ )                  |
| FLEXIÓN                           | BF Tc (ms) | -0.414 ( $p < .001$ ) <sup>*</sup>     | -0.486 ( $p < .001$ ) <sup>*</sup>     |
|                                   | BF Dm (mm) | -0.090 ( $p = 0.488$ ) <sup>Sp *</sup> | -0.022 ( $p = 0.861$ )                 |
| <i>Miembro Inferior Izquierdo</i> |            |                                        |                                        |
| EXTENSIÓN                         | RF Tc (ms) | -0.334 ( $p = 0.010$ ) <sup>*</sup>    | -0.438 ( $p < .001$ ) <sup>Sp *</sup>  |
|                                   | RF Dm (mm) | 0.198 ( $p = 0.132$ )                  | 0.219 ( $p = 0.095$ )                  |
| FLEXIÓN                           | BF Tc (ms) | -0.367 ( $p = 0.004$ ) <sup>Sp *</sup> | -0.388 ( $p = 0.002$ ) <sup>Sp *</sup> |
|                                   | BF Dm (mm) | -0.059 ( $p = 0.653$ ) <sup>Sp</sup>   | -0.083 ( $p = 0.523$ ) <sup>Sp</sup>   |

*Nota:* <sup>Sp</sup> indica estadístico rho de Spearman; en los demás casos se utilizó r de Pearson. \* indica diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ). RF = músculo Recto Femoral; Tc = tiempo de contracción; Dm = desplazamiento radial máximo.

### 5.5 Resultados del análisis del ángulo de penación

Los valores obtenidos para el AP de los músculos RF y BF del miembro inferior derecho, diferenciados por grupo, se pueden ver en la tabla 9. No se encontraron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) entre las distintas franjas etarias, para ninguno de los músculos estudiados.

**Tabla 9.** Ángulos de penación de los músculos Recto Femoral y Bíceps Femoral

| Músculo        | Jóvenes        | Adultos        | AM             | Valor $p$ |
|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------|
| Recto Femoral  | $14.3 \pm 3.8$ | $12.5 \pm 3.6$ | $12.3 \pm 2.6$ | 0.118     |
| Bíceps Femoral | $12.0 \pm 4.1$ | $11.9 \pm 2.8$ | $12.3 \pm 3.9$ | 0.949     |

Abreviaciones: AM = Adultos Mayores. Nota: Los valores corresponden al miembro inferior derecho, y están expresados en grados. Se utilizó el estadístico ANOVA de un factor sin repetición.

Adicionalmente, como se muestra en la tabla 10, no se observaron correlaciones entre el AP y las variables tensiomiográficas o dinamométricas tanto en lo que atañe a la musculatura extensora como flexora de rodilla.

**Tabla 10.** Correlación del ángulo de penación con variables tensiomiográficas y dinamométricas

|                    | Tc                     | Dm                     | Fuerza isométrica     | Potencia              |
|--------------------|------------------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|
| Ángulo penación RF | -0.018 ( $p = 0.885$ ) | -0.167 ( $p = 0.181$ ) | 0.184 ( $p = 0.141$ ) | 0.027 ( $p = 0.838$ ) |
| Ángulo penación BF | 0.099 ( $p = 0.446$ )  | 0.177 ( $p = 0.169$ )  | 0.126 ( $p = 0.332$ ) | 0.190 ( $p = 0.140$ ) |

Nota: los valores corresponden a correlación de Pearson entre el ángulo de penación de RF y BF, y la fuerza extensora y flexora, respectivamente. RF = músculo Recto Femoral; BF = músculo Bíceps Femoral.

## 6. Discusión

En el presente estudio, se llevaron a cabo evaluaciones antropométricas, tensiomiográficas, ecográficas y dinamométricas en sujetos pertenecientes a diferentes grupos etarios, con el propósito de caracterizar el impacto de la edad sobre las propiedades morfológicas, mecánicas y funcionales de la musculatura flexo-extensora de rodilla. Conforme a la hipótesis planteada, se observó una disminución significativa del área de sección transversal muscular, el Tc a nivel del RF, y la fuerza isométrica y la potencia máximas en los grupos de mayor edad en comparación con los grupos más jóvenes. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas entre los diferentes grupos en lo que atañe al Tc en BF y al Dm en RF y BF, en ninguno de los MMII; así como tampoco en lo que respecta al AP de ambos músculos analizados.

### 6.1 Análisis del área muscular transversal a nivel del muslo medio

En el presente trabajo, y en línea con lo esperado, se observó una disminución significativa ( $p < 0.01$ ) de la masa muscular en los adultos y AM en comparación con el grupo de adultos jóvenes. Esta tendencia de disminución también se evidenció en el grupo de AM en comparación con el de adultos, aunque en este caso la diferencia no alcanzó un nivel de significancia estadística ( $p > 0.05$ ). Estos resultados están en concordancia con estudios previos, que reportan una disminución en la masa muscular de MMII con el avance de la edad (Janssen *et al.*, 2000; Keller y Engelhardt, 2013; Rezuş *et al.*, 2020). Esto podría explicarse, al menos en parte, por la menor capacidad del músculo envejecido para activar en forma concurrente las vías de señalización del *Mammalian Target of Rapamycin Complex* (mTOR1) y de la *Mitogen-Activated Protein Kinase* (MAPK), involucradas en el estímulo de la síntesis proteica muscular luego de un ejercicio o ingesta de carácter anabólico (Fry *et al.*, 2011).

En el trabajo reciente de Fuchs *et al.* (2023), la evaluación mediante resonancia magnética mostró una disminución significativa ( $p = 0.005$ ) de un 20% en el volumen muscular de MMII de AM ( $71 \pm 6$  años) vs. adultos jóvenes ( $27 \pm 4$  años), principalmente atribuido a diferencias sustanciales a nivel del muslo (24%) más que a la musculatura de la pierna (12%) o de la pelvis (15%), siendo el cuádriceps femoral el que evidenció las mayores diferencias entre ambos grupos. Esto concuerda con lo reportado por Haus *et al.* (2007), quienes observaron una disminución significativa ( $p < 0.05$ ) del 29%, aunado a una reducción del 23% en el área de sección transversal promedio de este último músculo, al comparar una muestra de AM (edad =  $78 \pm 6$  años) vs. adultos jóvenes ( $25 \pm 3$

años) de ambos sexos y sedentarios.

Si bien en el presente estudio hubo una tendencia a la pérdida de dicha masa al comparar entre AM y adultos, hubiera sido esperable que la misma resultara significativa, considerando que en términos promedio, la diferencia entre ambos grupos es mayor a 20 años. En hombres, la andropausia se da alrededor de los 50 años de edad, mientras que en mujeres la menopausia se produce aproximadamente entre los 45 y 55 años. Estos procesos están acompañados de un declive marcado en la síntesis de hormonas anabólicas, incluyendo testosterona, dehidroepiandrosterona (DHEA), hormona del crecimiento (GH) y factor de crecimiento similar a la insulina tipo 1 (IGF-1), dando por resultado un efecto catabólico sobre diferentes sistemas, incluido el miofascial (Jones *et al.*, 2009; Saalu y Osinubi, 2022). Teniendo en cuenta la edad promedio de los sujetos en el grupo de adultos (mujeres = 50.9 años; hombres = 48.8 años) es de suponer que muchos de los participantes del mismo se encontraban en las primeras etapas de este ciclo. De esta forma sus efectos deberían verse reflejados en el grupo de mayor edad, en concordancia con estudios que muestran que el mayor declive en la masa muscular se da luego de los 60 años (Holloszy, 2000).

Esto último estaría sustentado además por los hallazgos de Janssen *et al.* (2000). En este trabajo, en una muestra heterogénea de 468 sujetos de ambos sexos, se analizó mediante imágenes de resonancia magnética la pérdida de masa muscular entre los 18 y los 88 años de edad. Los autores llegan a la conclusión de que la masa muscular total se mantendría preservada hasta aproximadamente la quinta década de la vida, momento a partir del cual comenzaría una disminución marcada de sus valores.

El hecho de que los participantes sean saludables y físicamente activos, puede haber contribuido al mantenimiento (o al menos al retraso) en la pérdida de masa muscular con el advenimiento de la tercera edad en relación a la edad adulta, ayudando a explicar nuestros hallazgos. En este sentido, en el estudio transversal de Wroblewski *et al.* (2011), que incluyó el análisis mediante resonancia magnética del área muscular de muslo medio en atletas master recreacionales de alto nivel, con edades comprendidas entre los 40 y 81 años de edad, no se observó un declive significativo en dicha área relacionada con el envejecimiento ( $p = 0.12$ ). Esto lleva a los autores a sugerir que la pérdida de masa muscular asociada a este proceso, estaría más vinculada a la falta crónica de ejercicio (entre otros factores relacionados al estilo de vida, como la nutrición inadecuada) más que a un efecto del envejecimiento *per se*.

Aunque, a diferencia de lo observado al comparar adultos vs. AM, en el presente estudio la

pérdida de masa muscular en el grupo de adultos en relación a los adultos jóvenes sí alcanzó significancia estadística ( $p < 0.05$ ), es de notar que la diferencia en los promedios de edad entre ambos grupos es mayor (27.8 años de diferencia) que entre los grupos de AM vs. adultos (21.1 años de diferencia). Es posible que esto haya tenido cierta injerencia en este resultado.

Es necesario considerar, además, las limitaciones que presenta la estimación del área muscular transversal mediante ecuaciones antropométricas, particularmente en los AM. Se ha determinado en esta población una mayor compresibilidad de los pliegues cutáneos, así como una redistribución del tejido adiposo (Jiménez *et al.*, 2010; Matía-Martín *et al.*, 2003). Esto podría eventualmente, en la medición del pliegue correspondiente, llevar a una subestimación del tejido adiposo subcutáneo, y consecuentemente a una sobrestimación del área transversal muscular.

Adicionalmente, para realizar dicha estimación de área se parte del supuesto de que el segmento evaluado (en este caso el muslo medio) representa una circunferencia perfecta, con el tejido adiposo subcutáneo homogéneamente distribuido en su periferia. Esto representa tan solo una aproximación a la realidad, pero que permite el empleo de la fórmula geométrica para el cálculo del área (Arencibia-Moreno *et al.*, 2018). Sin dejar de desconocer la validez y utilidad práctica de esta técnica, los resultados obtenidos deben no obstante ser interpretados con cautela. Futuros estudios similares podrían beneficiarse del empleo de técnicas más exactas y precisas, como lo es la resonancia magnética.

## 6.2 Análisis de las variables tensiomiográficas

En el presente trabajo, se analizó el Tc y el Dm de los músculos RF y BF, como representantes de la musculatura extensora y flexora de rodilla, respectivamente. Teniendo en consideración el posible efecto del grosor del panículo adiposo sobre algunas variables tensiomiográficas, particularmente el Dm (Calvo-Lobo *et al.*, 2018), se optó por no incluir a sujetos obesos en el mismo. Es de destacar además que, contrario a lo que podría esperarse, no se observaron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) en el grosor del pliegue adiposo de muslo anterior entre las diferentes franjas etarias. Adicionalmente, de Paula-Simola *et al.* (2015), analizando una muestra de hombres jóvenes entrenados, y utilizando el mismo plicómetro que el empleado en el presente estudio, no encontraron correlación significativa ( $p > 0.39$ ) entre el grosor del pliegue cutáneo de muslo anterior y variables tensiomiográficas del RF, entre ellas Dm y Tc. Esto nos lleva a sugerir que, en el presente trabajo, el mayor o menor grosor del panículo adiposo subcutáneo no tuvo un impacto relevante sobre los resultados obtenidos.

En lo que atañe a la medición del Tc, algunos autores no han observado diferencias significativas entre sexos, lo que se correspondería con una distribución similar en el tipo de fibras entre hombres y mujeres (Šimunič *et al.*, 2018). Sin embargo, otro estudio reciente da la pauta de que existen diferencias intersexuales en los parámetros de TMG, particularmente en el Dm (significativamente menor en el RF de mujeres jóvenes) (Kusumoto *et al.*, 2023). Por este motivo, destacamos el hecho de haber seleccionado idéntica cantidad de mujeres y hombres para conformar cada uno de los grupos del presente trabajo.

Ambos músculos seleccionados tienen un rol relevante en el ciclo de marcha y carrera, actuando tanto a nivel de la articulación de la cadera como de la rodilla. En el caso del BF, sus acciones más prominentes son, a nivel de la cadera, la extensión (y su rotación lateral, cuando la articulación coxofemoral está extendida), así como su estabilización cuando el tronco se encuentra inclinado hacia el frente; y sobre la rodilla, la flexión y rotación lateral (siendo esto último posible cuando dicha articulación se encuentra semiflexionada). Además, representa el único de los músculos de la logia flexora del muslo con inserción en la cabeza de la fíbula, colaborando en la estabilización de la articulación tibiofibular proximal (Neumann, 2010).

En lo que atañe al RF, representa la única porción del músculo cuádriceps femoral con la característica de ser biarticular, actuando a la vez sobre la articulación coxofemoral (produciendo su flexión, en sinergia con el músculo psoas-ilíaco) y sobre la rodilla, produciendo su extensión en sinergia con las demás cabezas de dicho músculo. Durante el ciclo de marcha es particularmente importante durante la fase previa e inicial del balanceo, y durante la fase final controlando la excesiva extensión de la cadera (Nene *et al.*, 2004); además de constituirse como el principal flexor de esta última articulación durante la marcha lenta (Valerius *et al.*, 2013).

A pesar de su importancia, hasta donde conocemos la mayoría de los trabajos que han analizado las características tensiomiográficas de los MMII en AM no han considerado al RF dentro de su estudio. En un trabajo reciente de revisión sobre el uso de TMG en AM (Pus *et al.*, 2023), solo uno de los ocho trabajos revisados (Paravlic *et al.*, 2020) incluyó este músculo dentro de su análisis, siendo los sujetos seleccionados pacientes que habían sufrido una artroplastia total de rodilla. Consecuentemente, y considerando la falta de evidencia en AM activos saludables, el haberlo incluido en el presente análisis podría constituir un aporte.

Adicionalmente, para dicha población y particularmente en lo que concierne a la musculatura extensora de rodilla, existe escasez de datos que permitan establecer patrones de referencia para las variables analizadas (Labata-Lezaun *et al.*, 2023). Por lo tanto, los hallazgos del presente estudio

podrían contribuir aportando datos para su consolidación. En este sentido, como se puede observar en la figura 13, los valores de Tc para el RF (tomando como referencia el miembro inferior derecho) encontrados en el grupo de AM fueron superiores a los reportados por Chai *et al.* (2022) y Paravlic *et al.* (2020) ( $37.7 \pm 7.9$  vs. 30.52ms y 34.9ms, respectivamente), e inferiores a lo observado por Labata-Lezaun *et al.* (2023) (44.6ms). En lo que atañe al Dm para el mismo músculo, los valores fueron prácticamente iguales a lo encontrado por Paravlic *et al.* (2020) (7.1mm vs 7.2mm respectivamente), y superiores a los otros dos trabajos mencionados (6.49mm y 4.28mm respectivamente). No obstante, estos valores son comparables, considerando la superposición en los desvíos estándar de los datos obtenidos en los diferentes grupos, ya que, en todos los estudios mencionados, incluido el presente, la variación en los datos fue considerable.

Cabe mencionar, sin embargo, que en los distintos estudios se emplearon criterios en algunos casos disímiles para establecer el punto de colocación del sensor, así como la distancia entre los electrodos. Las posibles implicancias que esto puede tener sobre los resultados determinan que la comparación entre los mismos debe ser abordada con cautela.

Otro hallazgo a mencionar del presente trabajo es que, en todos los grupos etarios estudiados y para ambos MMII, el valor de Tc fue consistentemente mayor a nivel del BF en comparación con lo observado en el RF. Esto concuerda con la diferente proporción de los distintos tipos de fibra muscular presentes en ambos músculos. En un estudio realizado en autopsias a hombres jóvenes (17 a 30 años) se encontró un promedio de 66.9% de fibras tipo I en el músculo BF, mientras que en el RF dichas fibras representaron tan solo 37.8% del total (Johnson *et al.*, 1973). En consecuencia, la mayor proporción de fibras lentas en el BF podría fundamentar la menor velocidad de contracción (mayor Tc) observada en este último músculo. Esto a su vez condice con lo encontrado en el trabajo de Šimunič *et al.* (2018), quienes observaron el menor Tc en el músculo VL ( $26.1 \pm 4.2$ ms), seguido por el GM ( $30.0 \pm 7.7$ ms) y el mayor en BF ( $43.1 \pm 11.3$ ms), coincidiendo con diferencias reportadas en la proporción de fibras de tipo I en dichos músculos (50%, 54%–63%, y 67%, respectivamente).

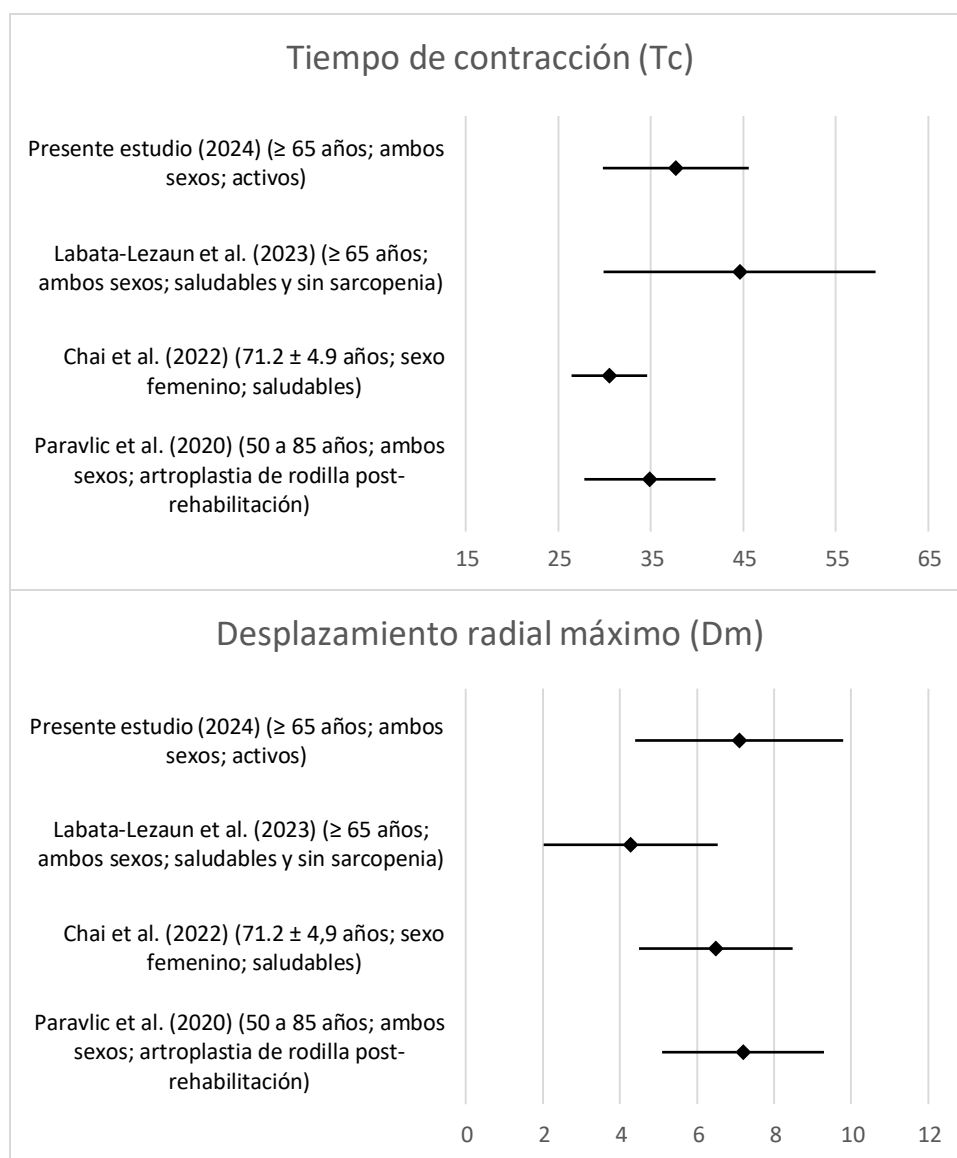


**Figura 13.** Media y desvío estándar de las variables tensiomiográficas del músculo recto femoral (RF) observadas en diferentes estudios. Las unidades de medida son milisegundos y milímetros para el Tc y el Dm respectivamente. Nota: los datos considerados fueron, en el presente estudio y en Chai et al. (2022), el del miembro inferior derecho; en el estudio de Paravlic et al. (2020), el del miembro no intervenido quirúrgicamente; Labata-Lezaun et al. (2023) solo reportan los valores del miembro inferior dominante.

Como fuera sugerido anteriormente, los distintos tipos de fibras musculares no se distribuyen en forma azarosa, sino que se agrupan de tal forma que las zonas más profundas de cada músculo tienden a tener mayor proporción de fibras tipo I, mientras que las fibras más rápidas se distribuyen sobre todo a nivel superficial. En este sentido, Dahmane et al. (2005) observaron que, a nivel del BF, la contribución relativa al área de sección transversal de las fibras tipo I era de 50.9% vs. 44.1% comparando regiones profundas vs. superficiales respectivamente, mientras que la

contribución de las fibras más rápidas (que los autores denominan tipo II-b) fue de 2.0% en la profundidad, frente a 23.2% en la superficie. Es de destacar que, siguiendo lo reportado por estos mismos autores, a las intensidades máximas utilizadas en el presente estudio el Tc reflejaría principalmente la composición fibrilar a nivel de los estratos profundos del vientre muscular.

### 6.3 Efectos de la edad sobre el tiempo de contracción (Tc)

En lo que atañe al Tc en el presente estudio se observó, tanto para RF como para BF, una marcada tendencia (aunque solo significativa para el primer músculo mencionado) al incremento de esta variable en los grupos de mayor edad en relación a los más jóvenes. Esta observación se alinea con una de las hipótesis planteadas en este trabajo. Si bien esto podría ser reflejo de diferentes factores, entre ellos un descenso en la rigidez (*stiffness*) del tendón (Pišot *et al.*, 2008), es generalmente aceptado que representa un cambio a nivel del tipo de fibra muscular predominante, en detrimento de las fibras más rápidas.

Šimunič *et al.* (2019), en un estudio que involucró la toma de biopsias musculares a nivel del VL de sujetos adultos entre 20 y 83 años (rango de edad similar al del presente estudio), determinaron una correlación positiva significativa ( $p < 0.01$ ) entre el Tc de dicho músculo y la proporción de cadenas pesadas de miosina de tipo I (% MHC-I). Esto indicaría que, a mayor Tc, menor porcentaje de fibras rápidas, particularmente del tipo II-x. Otro estudio también reportó correlaciones positivas muy altas ( $r = 0.93$ ) entre el Tc y el porcentaje de fibras lentas (tipo I) (Dahmane *et al.*, 2001), sustentando por tanto estos hallazgos. Un trabajo de seguimiento de este último estudio incluso diferenció dicha correlación según la profundidad del segmento muscular ( $r = 0.76$  para fibras superficiales con estímulos de baja intensidad;  $r = 0.90$  para fibras profundas con estímulos de alta intensidad) (Dahmane *et al.*, 2005). En este sentido, los resultados del presente estudio están en concordancia con la mencionada pérdida selectiva de fibras rápidas (tipo II-x) asociado con el envejecimiento.

Otros estudios reportaron resultados comparables. En el mencionado trabajo de Rodríguez-Ruiz *et al.* (2013) se comparó la velocidad normalizada de respuesta (Vrn), calculada como  $0,8/Tc$  (mm/s), del VL y del BF en adolescentes ( $14.9 \pm 0.91$  años), adultos jóvenes ( $22.8 \pm 1.99$  años), adultos ( $56.2 \pm 4.16$  años) y AM ( $72.4 \pm 4.93$  años). Se observó una disminución significativa ( $p < 0.05$ ) de dicha variable (y consecuentemente, un incremento en el Tc) para el VL en los grupos de mayor edad en comparación con los más jóvenes. Los autores mencionan que los músculos involucrados en la propulsión durante la marcha (extensores de rodilla y flexores plantares de tobillo) tienden a

perder su capacidad funcional más rápidamente que músculos posturales. Estos cambios en la respuesta funcional reducirían la capacidad de los AM para realizar tareas motoras cotidianas, además de perjudicar su capacidad de control del equilibrio postural, incrementando el riesgo de caídas.

Por otro lado, en dicho estudio la respuesta a nivel de BF fue diferente, observándose que para este músculo la Vrn se mantuvo estable hasta la quinta o sexta década de vida, con un declive ligero a partir de esa edad. Esto está en línea con lo observado en el presente trabajo, donde se alcanzó significancia estadística ( $p < 0.05$ ) en el Tc de ambos MMII únicamente a nivel del RF, pero no del BF. Ha sido reportado que, con el envejecimiento, el centro de gravedad tiende a desplazarse hacia adelante, demandando mayor trabajo de la musculatura flexora de rodilla (incluyendo el BF) para mantener la postura, lo que podría en parte explicar la pérdida más gradual (y no significativa) observada en el Tc (Asaka y Wang, 2008).

Otros estudios, por el contrario, reportaron significancia estadística en relación al incremento en el Tc con la edad para este último músculo. En el estudio de Vidnjevič *et al.* (2017), se observó un incremento significativo ( $p = 0.046$ ) en el Tc de sujetos activos (que participaban con una frecuencia de 2 o 3 sesiones semanales en actividades deportivas organizadas) al comparar entre adultos jóvenes ( $23.7 \pm 4.3$  años) y AM ( $64.2 \pm 6.5$  años). En este estudio se observó además que el Tc en el BF era menor en los sujetos activos en comparación con sus pares sedentarios del mismo grupo etario. Es llamativo de este estudio, no obstante, la tendencia a una disminución en el Tc con el avance de la edad en los sujetos sedentarios, lo cual requeriría un mayor análisis.

En el trabajo de Šimunič *et al.* (2018), se analizó el Tc de músculos de los MMII de jóvenes, adultos y AM diferenciados por su carácter de no atletas, atletas de potencia (ej. lanzadores) o atletas de resistencia. En todos los casos, y a similitud del presente trabajo, se observó una tendencia sostenida hacia el aumento del Tc con el avance de la edad; observándose además los menores valores en los atletas de potencia y los mayores en los atletas de resistencia. En relación al Tc del BF observado en AM en el presente estudio, y tomando como referencia el miembro inferior derecho, los valores resultan comparables a los reportados para atletas master de potencia, lo cual resulta llamativo, considerando que esta última es una muestra de competidores de alto nivel. Dichos valores fueron además notoriamente menores a los reportados para atletas de resistencia de similar franja etaria. Este hecho, así como el aumento más empinado del Tc con el avance de la edad en esta población, podría deberse según estos autores al proceso de selección deportiva hacia sujetos con mayor porcentaje de fibras de tipo I, las cuales a su vez se verían más afectadas por procesos de glicación de la molécula de miosina asociada al envejecimiento.

A pesar de la mencionada tendencia al aumento en el Tc (y concomitante disminución en la Vrn) con el aumento de la edad, es posible hasta cierto punto revertir este proceso a través de protocolos adecuados de entrenamiento supervisado, incluso en AM. En este sentido, Zubac *et al.* (2019) observaron en una muestra de dicha población una disminución significativa del Tc en BF (–5.7%,  $p = 0.001$ ) y en GM (–9.6%,  $p = 0.001$ ), asociado a mejoras en la capacidad en el CMJ, como consecuencia de la participación en un programa de entrenamiento pliométrico de tan solo 8 semanas de duración, a razón de tres veces por semana.

#### 6.4 Efecto de la edad sobre el desplazamiento radial máximo (Dm)

En el presente estudio el Dm no incrementó significativamente sus valores ( $p > 0.05$ ) con el avance de la edad. Únicamente se observó una tendencia al aumento en el BF del miembro inferior izquierdo que, sin embargo, no alcanzó significancia estadística. De esta forma, no se confirma la hipótesis previamente planteada.

Existe evidencia de que el incremento de la masa muscular disminuye los valores de Dm al incrementar el tono muscular (Rodríguez-Matoso *et al.*, 2012), a la vez que los procesos de atrofia, secundarios a estados de hipocinesia, se asocian a un aumento en dichos valores. En relación a lo primero, se observó una disminución significativa ( $p < 0.001$ ) en el Dm del RF, asociado a un incremento de su volumen, luego de seis semanas de entrenamiento de fuerza de MMII en hombres previamente no entrenados (M. T. Wilson *et al.*, 2019). Adicionalmente se ha observado, en sujetos jóvenes ( $19.1 \pm 1.3$  años) de ambos sexos sometidos a programas de entrenamiento de fuerza, un descenso de entre 19% y 25% en el Dm de RF y VL ya a las 2 semanas de intervención, incluso precediendo a otras adaptaciones a nivel del cuádriceps femoral como son el aumento de fuerza, del volumen muscular y del AP; algo que los autores sugieren puede ser debido a modificaciones a nivel de los fluidos intramusculares (Wilson *et al.*, 2023).

Con respecto a lo segundo, en el trabajo de Pišot *et al.* (2008), en el cual se sometió a 10 hombres jóvenes saludables (edad =  $22.3 \pm 2.2$  años) a 35 días de reposo horizontal en cama, se observó un incremento significativo ( $p < 0.01$ ) en el Dm de los músculos BF (26%), VM (24%), y GM (30%). El incremento a su vez fue mayor en los sujetos que presentaron un Dm menor ya antes de la intervención, sugiriendo una mayor pérdida de masa muscular en sujetos con mayor hipertrofia muscular previa. La correlación negativa significativa encontrada en dicho estudio ( $r = -0.70$ ,  $p <$

0.01) entre la pérdida de masa muscular post intervención y el incremento en el Dm, lleva a los autores a sugerir que este último resulta indicativo de una menor tensión muscular; a lo que se asocian posibles cambios en las propiedades visco-elásticas a nivel de la fascia intramuscular y del tendón.

Teniendo en consideración los mencionados procesos de atrofia miofascial asociados al envejecimiento, sustentado además por la pérdida en el área muscular observada en el presente estudio en los grupos de mayor edad, y el habitual menor involucramiento de los AM en programas de entrenamiento de la fuerza, hubiera sido esperable que en nuestro trabajo el Dm mostrara un incremento en los grupos de edad más avanzados. Esto debería ser particularmente notable en los músculos analizados (RF y BF), cuya característica de ser no posturales los hace más proclives a la pérdida de volumen y CM en comparación con sus pares con función postural (anti gravitatoria), posiblemente debido a su mayor porcentaje de fibras tipo II (Deschenes *et al.*, 2013).

Una posible explicación a este hecho, estaría dada por procesos de adaptación del sistema miofascial al envejecimiento y al desuso, que llevan a una pérdida de dicha calidad debido a la infiltración de depósitos grasos, incremento de la fibrosis intramuscular, y menor capacidad de acoplamiento excitación-contracción. En forma adicional, el incremento proporcional en fibras de tipo I asociado al envejecimiento y la hipocinesia, llevarían a una pérdida de la elasticidad muscular, dado que este tipo de fibras son menos elásticas que las de tipo II-x. La suma de estos factores favorecería la reducción en los valores de Dm, compensando de esta manera la tendencia a su incremento provocada por la atrofia muscular (Pus *et al.*, 2023). Se ha observado, además, al comparar AM ( $78 \pm 6$  años) con adultos jóvenes ( $25 \pm 3$  años) un incremento a nivel del músculo VL de aproximadamente 200% en los productos finales de la glicación (principalmente pentosidina), lo que se asocia a una mayor cantidad de puentes cruzados de colágeno a nivel del endomisio en los primeros, y consecuentemente una mayor rigidez muscular; además de una alteración en la capacidad de transmisión de fuerza al tendón (Haus *et al.*, 2007).

Esto podría explicar, al menos en parte, el hallazgo inesperado de un Dm menor en AM del sexo femenino que en jóvenes atletas, reportado por Chai *et al.* (2018) para los músculos VL, VM, RF y BF. También podría representar una posible explicación a lo reportado por Vidnjevič *et al.* (2017), quienes observaron valores de Dm prácticamente idénticos entre adultos activos vs. sedentarios, tanto de mediana edad ( $46.7 \pm 5.6$  años; Dm =  $6.4 \pm 2.1$ mm vs.  $6.4 \pm 2.5$ mm respectivamente) como de edad avanzada ( $64.2 \pm 6.5$  años, Dm =  $6.0 \pm 2.5$ mm vs.  $5.9 \pm 1.1$ mm, respectivamente).

Es necesario notar que, si bien en el presente trabajo todos los grupos estaban conformados por

sujetos físicamente activos, existe una tendencia a la disminución de la actividad física (en términos de volumen e intensidad) a mayores edades, que se verifica incluso en deportistas que compiten en el alto nivel (ACSM, 2009). De hecho, la evidencia sugiere que incluso los sujetos septuagenarios activos realizan al menos 20% menos actividad física que sus pares adultos jóvenes (Narici y Maffulli, 2010). Es altamente probable entonces que el grupo de AM presentara menores niveles de ejercicio físico en comparación con los sujetos más jóvenes, favoreciendo de esta forma los procesos de adaptación mencionados.

Se ha sugerido que el aumento de Dm podría resultar un indicador temprano de los procesos de atrofia muscular, mostrando incremento en sus valores incluso antes de que dicho proceso pueda ser demostrado por otras técnicas. En un trabajo similar al de Pišot *et al.* (2008), Šimunič *et al.* (2019) sometieron a 10 hombres jóvenes ( $24.3 \pm 2.6$  años) a 35 días de reposo en cama con inclinación cefálica de 6°. Luego de dicha intervención se determinó un incremento significativo ( $p < 0.001$ ) en el Dm de músculos del miembro inferior de entre 42.3% y 84.4%, precediendo la disminución anatómica en el grosor muscular por 3 a 7 días (dependiendo del músculo considerado). La diferencia considerable con relación al porcentaje de incremento en el Dm reportado por Pišot *et al.* (2008) puede en parte haberse debido, en concordancia con lo sugerido por los autores, a la redistribución de fluidos desde los MMII hacia el tronco, ocasionado por la inclinación previamente mencionada.

No obstante, en contraposición con esto los hallazgos del presente trabajo no sustentan el empleo de Dm como indicador de atrofia de MMII asociada con la edad. En este sentido, es posible que esta variable pueda resultar un indicador sensible en procesos de atrofia aguda (por ejemplo, por reposo total obligatorio secundario a enfermedad o lesión), aunque no en procesos de atrofia relativamente lenta y gradual, como sucede en el envejecimiento, en donde se produce una concomitante modificación en las características histológicas (y no solo macroanatómicas) del sistema miofascial, como fuera señalado *ut supra*.

### 6.5 Efecto de la edad sobre variables dinamométricas

En el presente trabajo, y en línea con la hipótesis planteada, se observó entre los grupos un marcado descenso en la fuerza isométrica y en la potencia (entendida ésta como el producto de la fuerza dinámica muscular por la velocidad de contracción) picos, tanto en la extensión como en la flexión, con el avance de la edad. Esta diferencia, en muchos casos (si bien no en todos) alcanzó significancia estadística al comparar cada grupo con el inmediato de mayor o menor edad.

Esto está en concordancia con estudios que sugieren que, en el sexo masculino, la máxima fuerza se alcanzaría entre la segunda y tercera década de la vida, conservando sus valores hasta los 45 a 50 años, para luego descender a una tasa de 12% a 15% por década. En el sexo femenino, el descenso comenzaría en forma más temprana, aunque con un desarrollo más gradual (Hurley, 1995). Este mismo autor plantea que los niveles de fuerza isométrica del cuádriceps femoral de varones jóvenes de entre 20 y 35 años serían entre 30% y 47% más altos que el de los AM. En el presente trabajo, y tomando como referencia el miembro inferior derecho, el grupo de adultos jóvenes presentó en promedio valores 70% más altos que el grupo de AM (521.8N vs. 306.5N respectivamente). Si bien estos datos corresponden a ambos sexos (no solo al masculino), y sin dejar de desconocer la relativamente alta dispersión de los mismos, esta diferencia resulta notablemente mayor a lo reportado por dicho autor.

Se conoce que el envejecimiento trae aparejado la pérdida tanto de fuerza isométrica como de potencia muscular. No obstante, se ha observado que la reducción de esta última es aproximadamente el doble de rápida que la primera (3-4% por año vs. 1-2% por año, respectivamente), como lo establecieron Skelton *et al.* (1994) al medir entre otras variables la fuerza de extensión de rodilla en sujetos de ambos sexos de entre 65 y 89 años de edad. En relación a esto, Narici y Maffulli (2010), al comparar AM ( $\bar{x}$  = 74 años) con adultos jóvenes ( $\bar{x}$  = 26 años), mencionan pérdidas del 40% en la fuerza isométrica, mientras que para la potencia pico dicha disminución fue del 60%.

En el presente estudio, tomando como referencia el miembro inferior derecho, y comparando el grupo de AM vs. adultos jóvenes, se observó en el primero una pérdida de fuerza del 41.3% y del 57.5% en la fuerza isométrica y potencia pico para la extensión de rodilla, respectivamente; siendo estos valores muy similares a lo mencionado *ut supra*. Esto también condice con lo hallado por Haus *et al.* (2007), quienes observaron una reducción en la fuerza isométrica máxima de cuádriceps femoral (a 60 grados de flexión de rodilla) y de la potencia pico del 35% y del 48%, respectivamente, al comparar AM ( $78 \pm 6$  años) vs. adultos jóvenes ( $25 \pm 3$  años). En lo que atañe a la flexión de rodilla, la diferencia porcentual entre la expresión de fuerza de adultos jóvenes y AM resulta significativamente menor; aunque la pérdida sigue siendo notoriamente mayor para la potencia (disminución del 46.1%) que para la fuerza isométrica (disminución del 29.2%), concordando de esta forma con lo planteado por Narici y Maffulli (2010).

A nivel de los MMII, la pérdida de fuerza en adultos y más aún en AM, son importantes predictores de la incapacidad para realizar tareas cotidianas que requieren movilidad y deambulaci3n (Cuoco

*et al.*, 2004), así como de la probabilidad de sufrir caídas (Skelton *et al.*, 2002). Se ha establecido que en los AM la medición de la fuerza isométrica extensora de rodilla, con una flexión de 90° a nivel de cadera y rodilla (similar al protocolo utilizado en el presente estudio) tiene mayor poder predictivo para identificar personas con riesgo elevado de caídas, que diferentes variantes del TUG, comúnmente utilizado con este propósito. Incluso, dicho poder predictivo se mantuvo luego de corregir por potenciales variables intervinientes como son la edad, el sexo, el IMC y antecedentes de caídas previas (Valenzuela *et al.*, 2020); aunque, por otro lado, otros estudios no encontraron correlación entre la fuerza isométrica de MMII con la cinemática o velocidad en la marcha para esta población (Guadagnin *et al.*, 2019).

Adicionalmente, la evaluación de la potencia muscular a nivel de MMII de los AM se constituye como un determinante crítico del estado e independencia funcional para esta población. En este sentido, se ha observado que la misma no solo predice el riesgo de caídas, sino que también se asocia con la capacidad de realizar tareas cotidianas como levantarse de una silla y subir escaleras, así como con la velocidad de la marcha habitual (Reid y Fielding, 2012).

Las causas subyacentes a la disminución de la fuerza y potencia con el envejecimiento, responden a múltiples factores, entre los cuales podemos encontrar la pérdida de masa muscular con el avance de la edad (corroborada en el presente trabajo) así como una atrofia y pérdida selectiva de fibras musculares rápidas (sugerida indirectamente en el presente estudio por el significativo incremento en el Tc). Estas últimas tienen la capacidad de generar entre cuatro y seis veces más potencia que las fibras lentas (tipo I) (Larsson y Moss, 1993), lo que sustentaría los presentes hallazgos. Otras causas incluyen la pérdida de unidades motoras, alteración de la activación neuromuscular y mayor depósito de tejido adiposo intramuscular, todo lo cual impide la activación muscular plena durante las contracciones dinámicas (Yoshida *et al.*, 2012). A nivel molecular, esto estaría vinculado a cambios cinéticos asociados con la edad sobre el motor molecular de miosina, lo cual a su vez explicaría el enlentecimiento de 18% a 25% observado en fibras tipo I en el deslizamiento de los filamentos de actina de humanos y otras especies animales, al comparar sujetos jóvenes vs. ancianos (Höök *et al.*, 2001).

Adicionalmente, se ha observado una disminución en la longitud de los fascículos musculares, así como en el AP, asociado con el envejecimiento. Lo primero implica que los AM presentarían menor cantidad de sarcómeros en serie, determinando una menor velocidad de acortamiento. Lo segundo implica menor cantidad de sarcómeros en paralelo, con la consecuente menor capacidad para generar fuerza, ya que un mayor AP permite el empaquetamiento e inserción de mayor

cantidad de fibras musculares a lo largo de la aponeurosis asociada al tendón (mayor sección transversal fisiológica para el mismo volumen muscular) (Narici *et al.*, 2003). Dado que la potencia depende tanto de la fuerza como de la velocidad, la mencionada modificación en la arquitectura muscular daría sustento a la observada disminución tanto de fuerza como de potencia con el avance de la edad.

La pérdida de potencia muscular en AM se ha cuantificado incluso luego de unos pocos años. En un trabajo longitudinal, se observó en AM activos de ambos sexos (edad =  $74.1 \pm 4.0$  años; *Short Physical Performance Battery test*  $\geq 10$ ) una pérdida de potencia de aproximadamente 8.8% luego de tres años de seguimiento, a pesar de que la fuerza máxima y el volumen muscular conservaron sus valores durante dicho período (Reid *et al.*, 2014). En base a esto, y si bien está fuera del alcance del presente trabajo, sería razonable anticipar que la pérdida de potencia observada en el grupo de AM continuará experimentando un descenso comparable al reportado por dichos autores.

Este deterioro funcional propio de la tercera edad se daría también con relación a la fuerza isométrica e isocinética. En relación a lo primero, Samuel y Rowe (2009) observaron la sucesiva pérdida de fuerza isométrica extensora y flexora de rodilla, en diferentes ángulos de flexión (20, 60 y 90 grados) al comparar entre sujetos de 60 a 69 años, 70 a 79 años y mayores de 80 años. Con referencia a lo segundo, en un estudio longitudinal de cohorte (Frontera *et al.*, 2008) se realizó un seguimiento de la fuerza isocinética de extensión y flexión de rodilla en 12 AM de ambos sexos (edad al comienzo del estudio =  $71.1 \pm 5.4$  años). Luego de casi nueve años, se observó una pérdida significativa ( $p < 0.001$ ) en la fuerza extensora de rodilla, de 2.56% promedio por año, tanto a velocidades bajas (60 grados/s) como a velocidades altas (240 grados/s).

A diferencia del estudio de Reid *et al.* (2014), en dicho trabajo se observó una reducción en el área muscular de sección transversal a nivel del muslo (4.5%), a predominio de la logia anterior (5.7%), lo que podría deberse al mayor tiempo de seguimiento en este último. Interesantemente, Frontera *et al.* (2008) no encontraron cambios significativos ni en la expresión de fuerza flexora (tanto a velocidad baja como alta), ni en el volumen muscular a nivel de la logia posterior del muslo. Según los autores, esto podría en parte deberse a una diferente susceptibilidad a la atrofia, o bien a una carga de trabajo diario diferenciada según el grupo muscular considerado. A diferencia de esto, en el presente trabajo se observó una disminución de la fuerza tanto extensora como flexora de rodilla con el avance de la edad; si bien no podemos dejar de desconocer las importantes diferencias metodológicas entre ambos trabajos, que hacen difícil su comparación.

Como fuera mencionado, en el presente estudio la pérdida de fuerza y potencia muscular asociada al avance de la edad se verificó incluso a pesar de que todos los sujetos evaluados eran físicamente activos. En forma similar, en el trabajo reciente de Brauer *et al.* (2023), donde se compararon corredores de resistencia de competencia masculinos de mediana edad ( $53.9 \pm 2.5$  años) vs. mayores ( $64.4 \pm 3.5$  años), se observó en estos últimos una disminución significativa a nivel del VL en el área de sección transversal (-16%;  $p = 0.03$ ) y longitud de los fascículos musculares (-15%;  $p = 0.02$ ), asociado a un menor torque isométrico pico en la extensión de rodilla (-18%;  $p = 0.02$ ) y menor ecointensidad (siendo esto un biomarcador de la infiltración del músculo con tejido no contráctil, como conectivo o adiposo) (-14%;  $p < 0.01$ ). Estos resultados son comparables a los obtenidos en sujetos hipocinéticos, a pesar de que en este trabajo los corredores mayores tenían en promedio 20 años de entrenamiento de resistencia aeróbica, además de entrenar con una frecuencia superior a las cuatro veces por semana, y dedicar más de una hora en cada sesión.

Los mencionados hallazgos indicarían que, en forma aislada, el entrenamiento de tipo aeróbico de moderada intensidad no sería suficiente para atenuar el deterioro en la CM que se suscita con el devenir del envejecimiento, sin dejar de desconocer todos los demás beneficios que este tipo de ejercicio conlleva. Por otra parte, la evidencia reciente indica que el músculo conserva capacidad de adaptación morfológica secundaria al entrenamiento intenso sistemático de fuerza, incluso en sujetos octogenarios y nonagenarios (Marzuca-Nassr *et al.*, 2023). En el presente trabajo, los participantes más jóvenes relataron en un mayor porcentaje participar en programas de entrenamiento de fuerza (particularmente levantamiento de pesas), mientras que los AM realizaban fundamentalmente actividades prioritariamente de resistencia aeróbica, como caminatas o hidrogimnasia. En términos de CM, es probable que estos últimos sujetos se vieran beneficiados con la inclusión de ejercicios de sobrecarga a su rutina de entrenamiento, al menos dos veces a la semana.

Con el objetivo de preservar la salud, la evidencia recopilada en la literatura científica, junto con los hallazgos del presente estudio, respaldan la importancia de implementar dichas intervenciones orientadas al desarrollo de la fuerza, principalmente de MMII, antes de los 40 o 50 años; ya que a partir de esta edad se comenzarían a observar declives significativos en la fuerza y potencia de los mismos. Considerando la mencionada capacidad biológica del cuerpo humano para lograr significativas ganancias de fuerza e hipertrofia muscular incluso en etapas avanzadas de la vida (> 75 años), resultaría también beneficioso iniciar dicha intervención incluso en sujetos ancianos.

## 6.6 Correlación entre variables tensiomiográficas y dinamométricas

La correlación entre las diferentes variables tensiomiográficas y dinamométricas analizadas, aunque en ocasiones alcanzó significancia estadística ( $p < 0.05$ ), resultó ser en todos los casos débil o incluso inexistente.

En relación al Tc, en ambos MMII, para ambos gestos (extensión y flexión) y para ambas modalidades de fuerza, la correlación fue débil ( $r < 0.5$ ) y negativa. Esto último está en concordancia con el hecho de que un mayor Tc, como se mencionó anteriormente, está asociado con una pérdida selectiva de fibras rápidas, particularmente de tipo II-x. Estas últimas, en comparación con las fibras lentas (tipo I), se caracterizan por su capacidad para desarrollar aproximadamente el doble de fuerza relativa (en relación a su sección transversal) (Young, 1984) y entre cuatro a seis veces más potencia (Larson y Moss, 1993; Plotkin *et al.*, 2021), lo que explicaría la naturaleza negativa de esta correlación. Esto a su vez se corresponde con lo reportado en el mencionado estudio de Fabiani *et al.* (2021), quienes estudiando AM del sexo femenino (edad = 67 a 99 años) de baja condición física, observaron una correlación significativa y positiva ( $\rho = 0.456$ ;  $p = 0.015$ ) entre el Tc del músculo VL y el tiempo requerido para completar el test TUG, dado que en éste un menor tiempo equivale a un mayor rendimiento.

Por otra parte, el carácter débil de la correlación encontrada en el presente estudio podría atribuirse a la multiplicidad de factores (además de la cantidad y el tipo de fibras musculares presentes) involucrados en la expresión de la fuerza máxima. Se ha observado que tanto la capacidad de activación y coordinación neuromuscular, como factores hormonales, la experiencia previa en ejercicios de fuerza similares, la técnica de ejecución, y los factores psicológicos (entre ellos, los vinculados a la motivación) tendrían un peso significativo en el desarrollo de esta variable (Stone *et al.*, 2007).

En lo que atañe al Dm, en todos los casos se observó una correlación inexistente, o bien débil, pero sin alcanzar significancia estadística ( $p > 0.05$ ), entre las diferentes variables dinamométricas y tensiomiográficas; siendo una excepción el resultado obtenido para el RF derecho en fuerza de extensión isométrica. Estos hallazgos podrían corresponder al hecho, ya mencionado, de que el Dm no sería una variable válida para determinar procesos crónicos de atrofia muscular (que concomitantemente se asocian a la pérdida en la capacidad de generar fuerza); por consiguiente, su variación no se vería reflejada en los valores obtenidos para esta última capacidad.

En el estudio de Paula-Simola *et al.* (2015), realizado en varones jóvenes entrenados, (edad =  $23.0 \pm 1.9$  años;  $> 2$  años de entrenamiento de fuerza) variables tensiomiográficas como el Dm

(aunque no el Tc) a nivel del RF correlacionaron significativamente con la variación en la capacidad de fuerza máxima isométrica voluntaria ( $r = 0.64$ ;  $p < 0.05$ ) desde la posición de media sentadilla. Sin embargo, y a diferencia del presente trabajo (que se realizó en sujetos no fatigados), en dicho estudio se realizaron evaluaciones 0.5h, 24h, y 48h posteriores a la finalización de un protocolo de cinco semanas de entrenamiento de fuerza. El impacto de esta intervención (en términos de la fatiga inducida) sobre el aumento de la tensión estructural pasiva, aunado a una menor eficacia del acoplamiento excitación-contracción, menor capacidad de conducción del sarcolema, y a una regulación alterada de la liberación del  $\text{Ca}^{2+}$  desde el retículo sarcoplasmático, darían sustento a este hallazgo.

Las observaciones del presente trabajo, por otro lado, son consistentes con los hallazgos reportados por Labata-Lezaun *et al.* (2023), quienes realizaron un estudio en AM saludables de ambos sexos (edad =  $73.7 \pm 7.4$  años). Estos autores, desde una posición de flexión de rodilla de 90 grados (similar a lo realizado en el presente estudio), observaron una correlación positiva débil ( $r = 0.220$ ) aunque no significativa ( $p = 0.125$ ) entre la fuerza extensora isométrica del miembro inferior dominante y el Dm del músculo RF. También observaron para este músculo, en forma similar al presente trabajo, una correlación de valor negativo (aunque interpretada como insignificante,  $r < 0.1$ , y no significativa,  $p = 0.542$ ), entre esta capacidad y el Tc. Esta falta de significancia estadística se vio asimismo reflejada al repetir el mismo procedimiento evaluando el músculo VL.

En este mismo estudio, los autores observaron una correlación significativa ( $p < 0.05$ ) entre las mencionadas variables tensiomiográficas de ambos músculos (RF y VL) y dos test validados (y muy frecuentemente utilizados) para evaluar AM, como son el *Short Physical Performance Battery* (SPPB, creado por el *National Institute on Aging* de los Estados Unidos y consistente en pruebas de equilibrio, velocidad de marcha y fuerza de MMII), y el test *Five Times Sit to Stand Test* (5xSST, consistente en pararse y sentarse en una silla, cinco repeticiones sin pausa y con la mayor velocidad posible). Contrario a lo que cabría esperar acorde a lo señalado por la literatura científica (así como a los hallazgos del presente trabajo), la correlación positiva para el primer test (SPPB,  $\rho = 0.491$ ) y negativa para el segundo (5xSST,  $\rho = -0.340$ ) indicaría que, a mayor Dm, se corresponde un mayor rendimiento (mayor puntaje en el primer caso, menor tiempo en completar la prueba en el segundo). En el mismo sentido, Fabiani *et al.* (2021) encontraron una correlación negativa significativa ( $\rho = -0.490$ ;  $p = 0.008$ ) entre el Dm del BF y el tiempo en el test TUG. No obstante, es importante señalar que en todos los casos señalados esta correlación resultó menor a

0.5, pudiendo interpretarse por lo tanto como débil.

Adicionalmente, Labata-Lezaun *et al.* (2023) no encontraron correlación significativa ( $p > 0.05$ ) entre el Tc del RF y el rendimiento en éstos y otros test que involucran fuerza o velocidad. Estos resultados los llevan a sugerir que, si bien debería priorizarse el uso de test funcionales particularmente en AM, el Dm podría representar una variable potencialmente útil para detectar sujetos con pérdida de CM (y concomitantemente, pérdida de rendimiento físico), sobre todo en sujetos limitados en su movilidad. Los resultados del presente estudio, sin embargo, sugieren que el Tc representaría, en este contexto, una alternativa más adecuada; aunque los bajos niveles de correlación encontrados determinan que esto deba ser considerado con cautela.

Desde un punto de vista práctico, la baja o insignificante correlación encontrada en el presente trabajo entre distintas expresiones de fuerza y las variables tensiomiográficas analizadas, indicarían que tanto el Tc como el Dm de músculos aislados, no constituyen por sí mismos variables representativas de la funcionalidad miofascial global en términos de dicha capacidad. En concordancia con esto, Gil *et al.* (2015) no encontraron correlación entre el Tc y el Dm a nivel de RF y BF, y el rendimiento en saltos verticales (CMJ y *drop-jump*) así como en diferentes distancias de sprint (5m hasta 25m) en jugadores de fútbol de elite. Estos autores sugieren que se debe al hecho de que, si bien la TMG aporta información sobre propiedades mecánicas locales (secundarias a un estímulo eléctrico externo puntual en un músculo o unidad miofascial en particular), no toma en consideración parámetros coordinativos (inter e intramusculares) o de control neuromuscular involucrados en gestos más complejos.

Resulta necesario considerar que, en el presente trabajo, las evaluaciones de fuerza (tanto en lo que atañe a la extensión como a la flexión) se realizaron desde una posición inicial de flexión de rodillas de 90 grados; mientras que las variables tensiomiográficas fueron evaluadas en ángulos disímiles (120 grados y 150 grados, para la musculatura extensora y flexora respectivamente). Esto resultaría, entre otros efectos, en una modificación de la posición relativa de los filamentos de actina y miosina a nivel sarcomérico, impactando de esta forma en la capacidad de contracción, y ayudando a explicar (o al menos en parte a justificar) la falta de correlación observada (Ditroilo *et al.*, 2011).

Además, el tipo de contracción secundario a un estímulo eléctrico transcutáneo, como el utilizado en la TMG, no sería fisiológicamente idéntico al alcanzado durante una contracción voluntaria. En este sentido, se ha propuesto que dicho estímulo externo redundaría en un reclutamiento de unidades motoras en un orden inverso a su tamaño, no cumpliendo de esta forma con el

denominado *principio de la talla de Henneman*, según el cual las unidades motoras se reclutarían en una secuencia de menor a mayor tamaño (con su concomitante menor a mayor umbral de activación) (Parodi-Feye, 2017); aunque la evidencia controversial en relación a este fenómeno no ha permitido llegar a un consenso entre los diferentes autores (Dahmane *et al.*, 2005).

No obstante, la mencionada falta de correlación también sería una indicación de que la TMG permitiría aportar datos que resultan complementarios y subsidiarios a las pruebas funcionales tradicionalmente empleadas, permitiendo el estudio de la unidad miofascial desde otro nivel de análisis. Esto a su vez podría ser considerado como un indicador de su potencial utilidad práctica en la evaluación de parámetros de CM.

### 6.7 Efectos del ángulo de penación sobre las variables analizadas

Los dos músculos estudiados en el presente trabajo presentan fibras musculares cuya dirección es oblicua en relación al tendón sobre el que se insertan, determinando de esta forma una geometría peniforme (término derivado del latín *pinnatus*, haciendo referencia a su apariencia de pluma). En el caso del RF, sus fibras se originan a cada lado de un fino y profundo tendón central, divergiendo distalmente para insertarse en una ancha aponeurosis que dará formación al tendón patelar, por lo que se lo describe como un músculo bipenado (Garland *et al.*, 1994). En lo que respecta al BF, sus haces musculares se dirigen desde el tendón epimuscular de origen hasta el tendón epimuscular de inserción del lado opuesto, determinando de esta forma una conformación unipenada (Takeda *et al.*, 2023).

En el presente estudio, se estableció como un objetivo secundario verificar el posible efecto del AP, sobre las eventuales diferencias en las variables tensiomiográficas y dinamométricas observadas al comparar sujetos pertenecientes a distintas franjas etarias. Para su medición, se estandarizó la colocación de la sonda del ecógrafo sobre el mismo punto donde previamente se había ubicado el sensor del tensiomiógrafo. Esto resulta relevante ya que, al menos para la musculatura a nivel de MMII, se ha observado que el AP para un mismo músculo varía significativamente según la región del mismo, independientemente del ángulo articular que se considere (Ando *et al.*, 2015; Martín-Rodríguez *et al.*, 2024).

Dado que un mayor AP se asocia a mayor hipertrofia muscular, sería esperable encontrar los mayores valores en sujetos más jóvenes, tal como observaron Strasser *et al.* (2013) al comparar distintas porciones del cuádriceps femoral de sujetos activos jóvenes ( $24.2 \pm 3.7$  años) vs. AM (67.8

$\pm 4.8$  años). En concordancia con esto, en el trabajo de Jacob *et al.* (2022), al comparar sujetos en distintas franjas etarias (desde adultos jóvenes hasta AM), se observó que, tanto en hombres como en mujeres, el AP del VL disminuía a medida que los sujetos se hacían más añosos, aunque la diferencia solo alcanzaba significancia estadística a partir de los 50 años de edad (coincidiendo con el punto a partir del cual se verificaba una disminución de la fuerza y de la capacidad funcional de MMII). Aunado a esto, en el ya mencionado trabajo de Brauer *et al.* (2023) se observó una diferencia significativa (14%,  $p = 0.04$ ) en el AP del VL de corredores de mediana edad ( $53.9 \pm 2.5$  años) vs. corredores mayores ( $64.4 \pm 3.5$  años), siendo mayor en los primeros a pesar de tratarse en ambos casos de sujetos muy entrenados. También ha sido sugerido que valores bajos ( $< 11.4$  grados) están relacionados con procesos de atrofia muscular (Nieto-Taborda *et al.*, 2019), algo que como fuera mencionado está asociado con las edades avanzadas de la vida.

A pesar de esto y contrario a lo esperado, en lo que atañe a esta variable en el presente estudio no se observaron diferencias entre las diferentes franjas etarias analizadas. En el caso del RF, se observó una tendencia (no significativa,  $p > 0.05$ ) a un mayor AP en adultos jóvenes, en comparación con adultos y AM. Otros estudios han encontrado resultados dispares en relación al efecto de la edad sobre el AP. En el trabajo de Vélez-Vázquez *et al.* (2022) se observó, al comparar adultos jóvenes ( $< 40$  años) vs. adultos (entre 40 y 60 años) un menor AP en estos últimos a nivel del VL, que sin embargo resultó mayor a nivel del GM. Kubo *et al.* (2003) también encontraron, para ambos sexos, AP significativamente mayores ( $p < 0.001$ ) a nivel del VL de jóvenes (20 a 39 años) vs. AM (60 a 85 años), aunque no hallaron diferencias a nivel de GM y tríceps braquial. Contrario a esto, Ryan *et al.* (2015) observaron en jóvenes masculinos ( $19.8 \pm 1.7$  años), a nivel del GM, un AP 14% mayor que el de AM ( $69.3 \pm 3.3$  años) del mismo sexo ( $20.0 \pm 2.9$  grados vs.  $17.2 \pm 2.5$  grados, respectivamente;  $p < 0.01$ ). Esta falta de consenso podría estar, al menos en parte, ocasionada por una falta de estandarización en los protocolos utilizados en diferentes trabajos.

Los resultados del presente estudio, aunado a la falta de consenso en los resultados reportados por diferentes autores o autoras, como se mencionó *ut supra*, lleva a sugerir que el AP no sería una variable sensible o adecuada (al menos en forma aislada) para detectar procesos de deterioro de la CM que se suscitan con la edad. Tampoco ayudaría a explicar los cambios acaecidos en el grupo de AM observados en el presente trabajo, dado que no correlacionó con el Tc ni con la fuerza isométrica o dinámica, variables que sin embargo fueron afectadas negativamente por el proceso de envejecimiento.

Esto concuerda con lo hallado por Vélez-Vázquez *et al.* (2022), quienes no encontraron correlación

( $r = 0.08$ ) entre el AP del VL y la fuerza isométrica del cuádriceps femoral, lo cual resulta llamativo considerando que un decremento en el primero reflejaría una pérdida de sarcómeros en paralelo, y por lo tanto un menor potencial para generar tensión (Narici y Maffulli, 2010). En adición a esto, Bunout *et al.* (2023), estudiando grupos de adultos (31 a 52 años) y AM (65 a 73 años), encontraron que el AP del RF presentaba una asociación débil o ausente con el rendimiento miofascial. Según lo planteado por Lieber *et al.* (2022), la naturaleza extremadamente compleja de la mecánica de la contracción muscular, incluyendo la rotación de las fibras musculares y la concomitante modificación en el AP durante la misma, determinarían que esta última variable tenga muy poca o ninguna significancia funcional. Es por estas razones, que consideramos que los cambios en el AP no subyacerían a los hallazgos observados en el presente trabajo.

Por último, es necesario mencionar que en el presente estudio se analizaron las características de dos músculos superficiales (RF y BF), particularmente debido a la imposibilidad de acceder mediante TMG a la musculatura más profunda (lo que a su vez debe ser considerado una limitación de esta técnica). Las características mecánicas o arquitectónicas de los músculos superficiales, podrían o no ser representativas de la funcionalidad global del segmento corporal evaluado. En este sentido, la evidencia reciente ha mostrado que en lo que atañe a la extensión de rodilla, existe una correlación muy débil y no significativa ( $r = 0.20$ ;  $p = 0.566$ ) entre el AP del RF y la fuerza máxima isométrica (medida desde una flexión de rodillas de 90 grados, similar al presente estudio). Por otro lado, el AP del músculo vasto intermedio (porción profunda del cuádriceps femoral) resulta un mejor predictor del torque máximo de extensión de esta articulación ( $r = 0.68$ ), dado que su tensión contribuye significativamente más al momento extensor de rodilla total (40% a 52%) que las otras tres porciones del cuádriceps femoral (Ando *et al.*, 2015).

### 6.8 Limitaciones

El presente trabajo tuvo limitaciones. Por un lado, el tamaño de la muestra fue relativamente reducido. Además, los sujetos no fueron evaluados a la misma hora del día, estando esto supeditado a las posibilidades de horario de cada participante. Esto podría haber tenido cierto impacto sobre la evaluación dinamométrica, ya que se ha establecido que la expresión de fuerza tiende a seguir un ritmo circadiano, con mejores rendimientos promedio temprano en la tarde (Chtourou y Souissi, 2012; Sedliak *et al.*, 2008). Hasta donde conocemos, no hay trabajos que hayan estudiado el efecto de la hora del día sobre variables tensiomiográficas, algo que podría ser interesante de abordar en futuros estudios.

Adicionalmente, algunos de los sujetos (principalmente adultos jóvenes), tenían experiencia previa reciente en la ejecución de gestos de fuerza similares a los empleados en las evaluaciones dinamométricas; mientras que otros, fundamentalmente aquellos que conformaban el grupo de AM, carecían de dicha experiencia. Este factor podría haber introducido un sesgo de aprendizaje; no obstante, se intentó mitigar este efecto al permitir que todos los participantes realizaran series de prueba antes de la evaluación final.

Por otro lado, en lo que atañe a la TMG, aunque se tuvo sumo cuidado en seguir los protocolos recomendados, la relativa poca experiencia del autor del presente estudio es un factor a considerar. García-García *et al.* (2019) mencionan como un aspecto relevante, el hecho de alcanzar una alta confiabilidad intra-evaluador, la cual no fue medida para el presente trabajo.

Además, el hecho de no haber fijado el segmento evaluado durante la aplicación del estímulo podría haber tenido influencia en los resultados, ya que esto determinaría que en algunos casos la contracción no sea puramente de tipo isométrica; aunque por otro lado Schwiete *et al.* (2023) no encontraron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) en los valores de TMG del BF con el miembro sin fijar vs. fijado con una banda inextensible a nivel de tobillo, con el cual evitaban la flexión de rodilla luego del estímulo.

Finalmente, el hecho de no haber fijado la posición del tronco durante la evaluación dinamométrica, podría haber afectado el grado de activación muscular, al modificar la posición de la cadera, y consecuentemente causar un desplazamiento del punto de inserción proximal tanto del RF como de los músculos isquiotibiofibulares (Marchetti *et al.*, 2023). Si bien se les solicitó a los sujetos realizar el esfuerzo con el tronco en posición erguida (vertical), el banco utilizado no permitió la posibilidad de controlar en forma fehaciente esta variable.

## **7. Conclusiones**

En el presente estudio, se corroboró el impacto significativo del envejecimiento sobre las propiedades morfológicas, mecánicas y funcionales del sistema miofascial. Específicamente, se ha evidenciado una clara disminución en la masa muscular, la fuerza isométrica y la potencia de la musculatura flexo-extensora de MMII, aunado a un incremento en el Tc de RF y BF, en los grupos de mayor edad en comparación con los más jóvenes. No obstante, la ausencia de diferencias significativas en el Dm de ambos músculos entre los diferentes grupos etarios, sugiere que ciertos

indicadores de la mecánica muscular podrían estar menos afectados por el envejecimiento, o responderían de manera diferencial a los cambios relacionados con la edad.

En una sociedad como la uruguaya, que experimenta un acelerado proceso de envejecimiento demográfico, estos hallazgos enfatizan la necesidad de considerar estrategias de intervención dirigidas a la mejora o preservación de la masa y función del sistema miofascial, en las políticas de salud pública. La pérdida de la CM no solo se asocia con un aumento en la morbimortalidad, sino que también contribuye a la dependencia funcional. Esto disminuye la calidad de vida de los AM, a la vez que genera un mayor gasto social, debido a la necesidad de atención médica prolongada y cuidados asistenciales.

Programas de ejercicio físico específicos, que incluyan entrenamiento de fuerza y actividades funcionales, podrían no solo mitigar los efectos deletéreos de la edad sobre el sistema miofascial, sino también tener un impacto positivo en la sostenibilidad del sistema de salud, al reducir los costos asociados con el envejecimiento poblacional.

## **8. Perspectivas futuras**

La relevancia para el campo de la salud que adquiere el mantenimiento o mejora de la CM en los AM, aunado a la transición demográfica por la que atraviesa Uruguay, determinan la trascendencia de su adecuada evaluación. Además, dada la importancia de esta variable, resulta esencial desarrollar métodos de medición precisos, así como establecer indicadores confiables para su categorización en diferentes poblaciones.

En este escenario, el mencionado proyecto *Valoración de la calidad muscular integrando diferentes sistemas de medida*, del cual el presente trabajo forma parte, tiene entre sus propósitos futuros el diseño y desarrollo de índices de CM que permitan, entre otros aspectos, detectar con una mayor sensibilidad los cambios ocasionados por los procesos crónicos de envejecimiento. Adicionalmente, en otras áreas como el deporte, la evaluación de la CM mediante estos índices podría resultar de utilidad para monitorizar el entrenamiento, prevenir el desarrollo de lesiones específicas y predecir el rendimiento.

Para tales efectos, se están empleando los instrumentos y técnicas descritas en el presente estudio, así como otras adquiridas recientemente por el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio, entre las que se encuentran la elastografía, electromiografía, y oximetría muscular. Se espera que la aplicación de estas técnicas permita, con un enfoque innovador, desarrollar un análisis

cualitativo integral y exhaustivo del sistema miofascial.

## Lista de referencias

- Alentorn-Geli, E., Alvarez-Diaz, P., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Boffa, J. J., Cuscó, X., Ballester, J. y Cugat, R. (2015). Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surgery, Sports, Traumatology, Arthroscopy*, 23, 2508-2513. [https://doi.org/ 10.1007/s00167-014-3018-1](https://doi.org/10.1007/s00167-014-3018-1)
- Álvarez-Díaz, P., Alentorn-Geli, E., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Boffa, J. J., Cuscó, X., Ares, O., Ballester, J. y Cugat, R. (2016). Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surgery, Sports, Traumatology, Arthroscopy*, 24, 2264-2270. [https://doi.org/ 10.1007/s00167-014-3319-4](https://doi.org/10.1007/s00167-014-3319-4)
- American College of Sports Medicine. (2009). Exercise and physical activity for older adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(7), 1510-1530. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c>
- Ando, R., Saito, A., Umemura, Y. y Akima, H. (2015). Local architecture of the vastus intermedius is a better predictor of knee extension force than that of the other quadriceps femoris muscle heads. *Clinical physiology and functional imaging*, 35(5), 376-382. <https://doi.org/10.1111/cpf.12173>
- Arencibia-Moreno, R., Hernández-Gallardo, D. y Linares-Manrique, M. (2018). *Indicadores antropométricos. Dimensiones, índices e interpretaciones para la valoración del estado nutricional*. Ediciones Uleam.
- Asaka, T. y Wang, Y. (2008). Effects of aging on feedforward postural synergies. *Journal of Human Kinetics*, 20(2008), 63-70. <https://doi.org/10.2478/v10078-008-0018-6>
- Ascencio, E. J., Cieza-Gómez, G. D., Carrillo-Larco, R.M. y Ortiz, P. J. (2022). Timed up and go test predicts mortality in older adults in Peru: a population-based cohort study. *BMC Geriatrics*, 22(1), 1-13. [https://doi.org/ 10.1186/s12877-022-02749-6](https://doi.org/10.1186/s12877-022-02749-6)
- Axelrod, C. L., Dantas, W. S. y Kirwan, J. P. (2023). Sarcopenic obesity: emerging mechanisms and therapeutic potential. *Metabolism*, 146, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.metabol.2023.155639>

- Babiarczyk, B. y Turbiarz, A. (2012). Body mass index in elderly people - Do the reference ranges matter?. *Progress in Health Sciences*, 2(1), 58-65.
- Bao, W., Sun, Y., Zhang, T., Zou, L., Wu, X., Wang, D. y Chen, Z. (2020). Exercise programs for muscle mass, muscle strength and physical performance in older adults with sarcopenia: a systematic review and meta-analysis. *Aging and Disease*, 11(4), 863-873.  
<https://doi.org/10.14336/AD.2019.1012>
- Barbalho, S. M., Prync-Flato, U. A., Tofano, R. J., de Álvarez-Goulart, R., Landgraf-Guiguer, E., Detregiachi, C., Vieira, D., Cressoni, A., Leone, R., Rodrigues, F. T., Biteli, P., Rodrigues, D. y Dib-Bachara, M. (2020). Physical exercise and myokines: relationships with sarcopenia and cardiovascular complications. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(10), 1-15.  
<https://doi.org/10.3390/ijms21103607>
- Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Zamboni, M. y Aubertin-Leheudre, M. (2012). How to assess functional status: a new muscle quality index. *The Journal of Nutrition, Health and Aging*, 16(1), 67-77. <https://doi.org/10.1007/s12603-012-0004-5>
- Baskin, R. J. y Paolini, P. J. (1967). Volume change and pressure development in muscle during contraction. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 213(4), 1025-1030.  
<https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1967.213.4.1025>
- Benítez-Jiménez, A., Fernández-Roldán, K., Montero-Doblas, J. M. y Romacho-Castro, J. A. (2013). Reliability of tensiomyography (TMG) as a muscle assessment tool. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 13(52), 647-656.
- Birch, H. L., Peffers, M. J. y Clegg, P. D. (2016). Influence of ageing on tendon homeostasis. En P. W. Ackerman y D. A. Hart (Eds.), *Metabolic Influences on Risk for Tendon Disorders* (pp. 247-260). Springer.
- Bunout, D., Gonzalez, S., Canales, M., Barrera, G. y Hirsch, S. (2023). Ultrasound assessment of rectus femoris pennation angle and echogenicity. Their association with muscle functional measures and fat infiltration measured by CT scan. *Clinical Nutrition ESPEN*, 55, 420-424.  
<https://doi.org/10.1016/j.clnesp.2023.04.015>
- Buoite-Stella, A., Dragonetti, A. M., Fontanot, S., Sabot, R., Martini, M., Galmonte, A., Canton, G., Deodato, M. y Murena, L. (2024). The Acute Effects of Cold Water Immersion and Percussive Massage Therapy on Neuromuscular Properties and Muscle Soreness after

Exercise in Young Male Soccer Players. *Sports*, 12(6), 167.

<https://doi.org/10.3390/sports12060167>

Brauer, A. G., Lima da Silva, A. E., Teixeira, J., Villarejo-Mayor, J. J. y Barauce- Bento, P. C. (2023).

Muscle Architecture, Muscle Quality, and Neuromuscular Function of the Knee Extensor Muscle: A Comparison between Middle-aged and Older Endurance Runners. *Journal of Physical Education & Sport*, 23(7), 1794-1803. <https://doi.org/0.7752/jpes.2023.07219>

Burger, H., Valenčič, V., Marinček, Č. y Kogovšek, N. (1996). Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 35-38.

[https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00032-1](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00032-1)

Calvo-Lobo, C., Díez-Vega, I., García-Mateos, M., Molina-Martín, J. J., Díaz-Ureña, G. y Rodríguez-Sanz, D. (2018). Relationship of the skin and subcutaneous tissue thickness in the tensiomyography response: a novel ultrasound observational study. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 64(6), 549-553.

Chai, J. H., Kim, C., Kim, C. H. y Bae, S. W. (2018). The Qualitative Evaluation of The Quantitative Change of Muscle Using Tensiomyography (TMG). *Osteoporosis and Sarcopenia*, 4, 64-64.

<https://doi.org/10.1016/j.afos.2018.11.065>

Chai, J. H., Kim, C. H. y Bae, S. W. (2022). Comparison of thigh muscle characteristics between older and young women using tensiomyography. *bioRxiv*, 1-17.

Christopher, A., Kraft, E., Olenick, H., Kiesling, R. y Doty, A. (2021). The reliability and validity of the Timed Up and Go as a clinical tool in individuals with and without disabilities across a lifespan: A systematic review: Psychometric properties of the Timed Up and Go. *Disability and Rehabilitation*, 43(13), 1799-1813. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1682066>

Chtourou, H. y Souissi, N. (2012). The effect of training at a specific time of day: a review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(7), 1984-2005.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825770a7>

Cruz-Jentoft, A. J., Bahat, G., Bauer, J., Boirie, Y., Bruyère, O., Cederholm, T., Cooper, C., Landi, F., Lolland, Y., Sayer, A. A., Schneider, S., Sieber, C. C., Topinkova, E., Vandewoude, M., Visser, M. y Zamboni, M. (2019). Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age and Ageing*, 48(1), 16-31. <https://doi.org/10.1093/ageing/afy169>.

- Cuoco, A., Callahan, D. M., Sayers, S., Frontera, W. R., Bean, J. y Fielding, R. A. (2004). Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59, 1200–1206.
- Cuschieri, S. (2019). The STROBE guidelines. *Saudi Journal of Anaesthesia*, 13(Suppl 1), S31-S34. [https://doi.org/10.4103/sja.SJA\\_543\\_18](https://doi.org/10.4103/sja.SJA_543_18)
- Dahmane, R., Djordjevič, S., Šimunič, B. y Valenčič, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle: Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2451-2459. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.020>
- Dahmane, R., Djordjevič, S. y Smerdu, V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 4(11), 999-1006. <http://doi.org/10.1007/s11517-006-0114-5>.
- Dahmane, R., Valenčič, V., Knez, N., & Eržen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39, 51-55. <https://doi.org/10.1007/BF02345266>
- Daily, J. W. y Park, S. (2022). Sarcopenia is a cause and consequence of metabolic dysregulation in aging humans: effects of gut dysbiosis, glucose dysregulation, diet and lifestyle. *Cells*, 11(3), 1-17. <https://doi.org/10.3390/cells11030338>
- Danesini, P. C., Heim, M., Tomalka, A., Siebert, T. y Ates, F. (2024). Endomysium determines active and passive force production in muscle fibers. *Journal of Biomechanics*, 168, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112134>
- D'Antona, G., Pellegrino, M. A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C. N., Canepari, M., Saltin, B. y Bottinelli, R. (2003). The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology*, 552(2), 499-511. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2003.00499.x>
- de Paula-Simola, R. Á., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M. y Ferrauti, A. (2015). Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(5), 1339-1348. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000768>

- Dent, E., Woo, J., Scott, D. y Hoogendijk, E. O. (2021). Sarcopenia measurement in research and clinical practice. *European Journal of Internal Medicine*, 90, 1-9.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejim.2021.06.003>
- Deschenes, R. M., Gaertner, J. y O'Reilly, S. (2013). The effects of sarcopenia on muscles with different recruitment patterns and myofiber profiles. *Current Aging Science*, 6(3), 266-272.  
<https://doi.org/10.2174/18746098113066660035>
- Ditroilo, M., Hunter, A. M., Haslam, S. y De Vito, G. (2011). The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiological Measurement*, 32(8), 1-30.  
<https://doi.org/10.1088/09673334/32/8/020>
- Domaszewski, P., Pakosz, P., Konieczny, M., Bączkiewicz, D. y Sadowska-Krępa, E. (2021). Caffeine-induced effects on human skeletal muscle contraction time and maximal displacement measured by tensiomyography. *Nutrients*, 13(3), 1-9. <https://doi.org/10.3390/nu13030815>
- Fabiani, E., Herc, M., Šimunič, B., Brix, B., Löffler, K., Weidinger, L., Ziegl, A., Kastner, P., Kapel, A. y Goswami, N. (2021). Correlation between timed up and go test and skeletal muscle tensiomyography in female nursing home residents. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 21(2), 247-254.
- Faulkner, J. A., Larkin, L. M., Claflin, D. R., Brooks, S. V. (2007). Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 34(11), 1091-1096. <https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2007.04752.x>
- Fragala, M. S., Clark, M. H., Walsh, S. J., Kleppinger, A., Judge, J. O., Kuchel, G. A. y Kenny, A. M. (2012). Gender differences in anthropometric predictors of physical performance in older adults. *Gender Medicine*, 9(6), 445-456. <https://doi.org/10.1016/j.genm.2012.10.004>
- Fragala, M. S., Kenny, A. M. y Kuchel, G. A. (2015). Muscle quality in aging: a multi-dimensional approach to muscle functioning with applications for treatment. *Sports Medicine*, 45, 641-658. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0305-z>
- Frisancho, A. R. (1981). New norms for upper fat and muscle areas for assessment of nutritional status. *American Journal of Clinical Nutrition*, 34, 2540-2545

- Frontera, W. R. (2017). Physiologic changes of the musculoskeletal system with aging: a brief review. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 28(4), 705-711.  
<https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.004>
- Frontera, W. R., Reid, K. F., Phillips, E. M., Krivickas, L. S., Hughes, V. A., Roubenoff, R. y Fielding, R. A. (2008). Muscle fiber size and function in elderly humans: a longitudinal study. *Journal of Applied Physiology*, 105(2), 637-642. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90332.2008>
- Frontera, W. R. y Ochala, J. (2015). Skeletal muscle: a brief review of structure and function. *Calcified Tissue International*, 96, 183-195.  
<https://doi.org/10.1007/s002230149915-y>
- Fry, C. S., Drummond, M. J., Glynn, E. L., Dickinson, J. M., Gundermann, D. M., Timmerman, K. L., Walker, D. K., Dhanani, S., Volpi, E. y Rasmussen, B. B. (2011). Aging impairs contraction-induced human skeletal muscle mTORC1 signaling and protein synthesis. *Skeletal muscle*, 1(11), 1-11. <https://doi.org/10.1186/2044-5040-1-11>
- Fuchs, C. J., Kuipers, R., Rombouts, J. A., Brouwers, K., Schrauwen-Hinderling, V. B., Wildberger, J. E., Verdijk, L. B. y van Loon, L. J. (2023). Thigh muscles are more susceptible to age-related muscle loss when compared to lower leg and pelvic muscles. *Experimental Gerontology*, 175, 112159. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2023.112159>
- Gallagher, D. y Heymsfield, S. B. (1998). Muscle distribution: variations with body weight, gender, and age. *Applied Radiation and Isotopes*, 49(5-6), 733-734.  
[https://doi.org/10.1016/S09698043\(97\)00096-1](https://doi.org/10.1016/S09698043(97)00096-1)
- García-García, O., Cancela-Carral, J. M. y Huelin-Trillo, F. (2015). Neuromuscular profile of top-level women kayakers assessed through tensiomyography. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(3), 844-853. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000702>
- García-García, O., Cuba-Dorado, A., Álvarez-Yates, T., Carballo-López, J. y Iglesias-Caamaño, M. (2019). Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 10, 49-69. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S161485>
- García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. y Da Silva-Grigoletto, M. E. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 98-102.

- García-Manso, J. M., Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento, S. y Quiroga, M. (2011). Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). *Journal of Sports Sciences*, 29(6), 619-625.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2010.548822>
- Garland, S. J., Gerilovsky, L. y Enoka, R. M. (1994). Association between muscle architecture and quadriceps femoris H-reflex. *Muscle & Nerve*, 17(6), 581-592.  
<https://doi.org/10.1002/mus.880170604>
- Gil, S., Loturco, I., Tricoli, V., Ugrinowitsch, C., Kobal, R., Cal Abad, C. C. y Roschel, H. (2015). Tensiomyography parameters and jumping and sprinting performance in Brazilian elite soccer players. *Sports Biomechanics*, 14(3), 340-350. <https://doi.org/10.5114/jhk/161571>
- Giovanelli, N., Taboga, P., Rejc, E., Šimunič, B., Antonutto, G. y Lazzer S. (2016) Effects of an uphill marathon on running mechanics and lower-limb muscle fatigue. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(4), 522–529.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.20140602>
- González-Seguel, F., Molina, J. y Ríos-Castro, F. (2023). Confiabilidad en ecografía muscular esquelética por evaluadores experimentados y novatos de cuidados críticos. *Revista Médica de Chile*, 151(9), 1153-1163.
- Goodpaster, B. H., Park, S. W., Harris, T. B., Kritchevsky, S. B., Nevitt M., Schwartz, A. V., Simonsick, E. M., Tylavsky, F. A., Visser, M. y Newman, A. B. (2006). The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(10), 1059-1064. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.10.1059>
- Gorelick, M. L. y Brown, J. M. M. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 100, 35-44. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0397-8>
- Guadagnin, E. C., Priario, L. A., Carpes, F. P. y Vaz, M. A. (2019). Correlation between lower limb isometric strength and muscle structure with normal and challenged gait performance in older adults. *Gait & posture*, 73, 101-107. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.131>
- Gustafsson, T. y Ulfhake, B. (2021). Sarcopenia: what is the origin of this aging-induced disorder?. *Frontiers in Genetics*, 12, 1-16. <https://doi.org/10.3389/fgene.2021.688526>

- Hanney, W. J., Kolber, M. J., Salamh, P. A., Moise, S., Hampton, D. y Wilson, A. T. (2022). The Reliability of Tensiomyography for Assessment of Muscle Function in the Healthy Population: A Systematic Review. *Strength and Conditioning Journal*, 44(6), 18-35. [https://doi.org/ 10.1519/SSC.0000000000000699](https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000699)
- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., Macera, C. A., Heath, G. W., Thompson, P. D. y Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, 116(9), 1081-1093. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATION.107.185649>
- Haus, J. M., Carrithers, J. A., Trappe, S. W. y Trappe, T. A. (2007). Collagen, cross-linking, and advanced glycation end products in aging human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 103(6), 2068-2076. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00670.2007>
- Holloszy, J. O. (2000). The biology of aging. *Mayo Clinic Proceedings*, 75(1), S3-S9
- Höök, P., Sriramoju, V. y Larsson, L. (2001). Effects of aging on actin sliding speed on myosin from single skeletal muscle cells of mice, rats, and humans. *American Journal of Physiology - Cell Physiology*, 280(4), C782-C788. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.2001.280.4.C782>
- Hurley, B. F. (1995). Age, gender, and muscular strength. *Journals of Gerontology-Biological Sciences and Medical Sciences*, 50, 41-44.
- Instituto Nacional de Estadística. (2011). *Resultados del Censo de Población 2011: población, crecimiento y estructura por sexo y edad*. <https://unstats.un.org/unsd/demographic/sources/census/wphc/Uruguay/URY2011esPopulation.pdf>
- Jacob, I., Johnson, M. I., Jones, G., Jones, A. y Francis, P. (2022). Age-related differences of vastus lateralis muscle morphology, contractile properties, upper body grip strength and lower extremity functional capability in healthy adults aged 18 to 70 years. *BMC geriatrics*, 22(1), 1-15. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03183-4>
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. y Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology*, 89, 81-88. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.1.81>

- Jiménez, R. M., Gómez, G. E. S., Brezo, M. M. y Fernández, F. V. (2010). Protocolo diagnóstico de la pérdida de peso y del estado nutricional en el paciente geriátrico. *Medicine: Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 10(62), 4301-4304.
- Jiménez-Lupión, D., Chiroso-Ríos, L., Martínez-García, D., Rodríguez-Pérez, M. y Jerez-Mayorga, D. (2023). Effects of power training on functional capacity related to fall risk in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 104(9), 1514-1525. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2023.01.022>
- John, S., Stallmach, N. L. y Witte, K. (2022). The effect of sensor position shifts on tensiomyographic parameters. *Scientific Journal of Sport and Performance*, 1(2), 124-135. <https://doi.org/10.55860/RPZL3362>
- Johnson, M., Polgar, J., Weightman, D. y Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*, 18(1), 111-129.
- Jones, T. E., Stephenson, K. W., King, J. G., Knight, K. R., Marshall, T. L. y Scott, W. B. (2009). Sarcopenia: mechanisms and treatments. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 32(3), 83-89.
- Kalc. M., Puš, K., Paravlic, A., Urbanc, J. y Šimunič, B. (2023). Diagnostic accuracy of Tensiomyography parameters for monitoring peripheral neuromuscular fatigue. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 70, 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102775>
- Kanazawa, Y., Miyachi, R., Higuchi, T. y Sato, H. (2023). Effects of aging on collagen in the skeletal muscle of mice. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(17), 1-15. <https://doi.org/10.3390/ijms241713121>
- Keller, K. y Engelhardt, M. (2013). Strength and muscle mass loss with aging process. Age and strength loss. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 3(4), 346-350. <https://doi.org/10.11138/mltj/2013.3.4.346>
- Kitamura, A., Seino, S., Abe, T., Nofuji, Y., Yokoyama, Y., Amano, H., Nishi, M., Taniguchi, Y., Narita, M., Fujiwara, Y. y Shinkai, S. (2021). Sarcopenia: prevalence, associated factors, and the risk of mortality and disability in Japanese older adults. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 12(1), 30-38. <https://doi.org/10.1002/jcsm.12651>

- Krogh, M. C. y Klarlund, B. (2020). Muscle–organ crosstalk: the emerging roles of myokines. *Endocrine Reviews*, 41(4), 594-609. <https://doi.org/10.1210/endrev/bnaa016>
- Kraemer, W. J., Fleck, S. J. y Deschenes, M. R. (2016). *Exercise Physiology. Integrating Theory and Application*. Wolters Kluwer. 525 p.
- Križaj, D., Šimunič, B. y Žagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 645-651. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.01.008>
- Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S. Y., Okada, M. y Fukunaga, T. (2003). Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *International Journal of Sports Medicine*, 24(2), 125-130. <https://doi.org/10.1055/s-2003-38204>
- Kumar, V., Selby, A., Rankin, D., Patel, R., Atherton, P., Hildebrandt, W., Williams, J., Smith, K., Seynnes, O., Hiscock, N. y Rennie, M. J. (2009). Age-related differences in the dose–response relationship of muscle protein synthesis to resistance exercise in young and old men. *The Journal of Physiology*, 587(1), 211-217. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2008.164483>
- Kusumoto, Y., Goto, H., Chiba, K., Oonishi, S. y Tsuchiya, J. (2023). Characteristics of muscle contraction of the rectus femoris using tensiomyography by sex in healthy college students: a cross-sectional study. *PeerJ*, 11, e14732. <https://doi.org/10.7717/peerj.14732>
- Kwan, K. Y. C., Ng, K. W. K., Rao, Y., Zhu, C., Qi, S., Tuan, R. S., Ker, D.F.E. y Wang, D. M. (2023). Effect of aging on tendon biology, biomechanics and implications for treatment approaches. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(20), 15183. <https://doi.org/10.3390/ijms242015183>
- Labata-Lezaun, N., Canet-Vintró, M., López-de-Celis, C., Rodríguez-Sanz, J., Aiguadé, R., Cuadra-Llopart, L., Jovell-Fernández, E. L., Bosch, J. y Pérez-Bellmunt, A. (2022). Effectiveness of a multicomponent training program on physical performance and muscle quality in older adults: a quasi-experimental study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(1), 1-8. <https://doi.org/10.3390/ijerph20010222>
- Labata-Lezaun, N., González-Rueda, V., Llorca-Almuzara, L., López-de-Celis, C., Rodríguez-Sanz, J., Cadellans-Arróniz, A., Bosch, J. y Pérez-Bellmunt, A. (2023). Correlation between physical

performance and tensiomyographic and myotonometric parameters in older adults.

*Healthcare*, 11(15), 1-11. <https://doi.org/10.3390/healthcare11152169>

Larsson, L., Degens, H., Li, M., Salviati, L., Lee, Y. I., Thompson, W., Kirkland, J. L. y Sandri, M. (2019). Sarcopenia: aging-related loss of muscle mass and function. *Physiological Reviews*, 99(1), 427-511. <https://doi.org/10.1152/physrev.00061.2017>

Larsson, L. y Moss, R. L. (1993) Maximum velocity of shortening in relation to myosin isoform composition in single fibres from human skeletal muscles. *Journal of Physiology*, 472(1), 595-614. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019964>

Lexell, J., Henriksson-Larsén, K., Winblad, B. y Sjöström, M. (1983). Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 6(8), 588-595.

Li, M., Ogilvie, H., Ochala, J., Artemenko, K., Iwamoto, H., Yagi, N., Bergquist, J. y Larsson, L. (2015). Aberrant post-translational modifications compromise human myosin motor function in old age. *Aging cell*, 14(2), 228-235. <https://doi.org/10.1111/ace.12307>

Li, X., Xu, Z. Z., Lu, J., Bao, Q. T., Liu, X. R., Zhao, R. X., Xu, G. X. (2021). Contractile Properties of Erector Spinae in Patients with Chronic Nonspecific Low Back Pain: Based on Tensiomyography. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 12, 450-455. <https://doi.org/10.3969/j.issn.1006-9771.2021.04.010>

Lieber, R. L. (2022). Can we just forget about pennation angle?. *Journal of Biomechanics*, 132, 110954. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110954>

Lizama-Pérez, R., Muñoz-Cofré, R., Vidal-Seguel, N., Chirisa Ríos, I., Jerez Mayorga, D. y Chirisa Ríos, R. L. (2023a). Asociación entre la Arquitectura Muscular y el índice de Calidad Muscular en Adultos Sedentarios. *International Journal of Morphology*, 41(4), 1254-1260. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022023000401254>

Lizama-Pérez, R., Muñoz-Cofré, R., Vidal-Seguel, N., Chirisa, R. I., Jeréz-Mayorga, D., Intelangelo, L. y Chirisa Ríos, R. L. (2023b). Influence of probe position in the measurement of muscle thickness and its association with lean mass: an ultrasound study. *International Journal of Morphology*, 41(2):640-645. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022023000200640>

- López-Chicharro, J. y Fernández-Vaquero, A. (2022). *Fisiología del Ejercicio* (4ª ed). Editorial Médica Panamericana.
- Loturco, I., Gil, S., de Souza Laurino, C. F., Roschel, H., Kobal, R., Abad, C. C. y Nakamura, F. Y. (2015). Differences in muscle mechanical properties between elite power and endurance athletes: a comparative study. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1723-1728. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000803>
- Luciani, L. (1923). *Fisiologia dell'uomo* (6ª ed). Società Editrice Libreria.
- Macgregor, L. J., Hunter, A. M., Orizio, C., Fairweather, M. M. y Ditroilo, M. (2018). Assessment of skeletal muscle contractile properties by radial displacement: the case for tensiomyography. *Sports Medicine*, 48(7):1607–1620.
- Manini, T. M. (2011). Development of physical disability in older adults. *Current Aging Science*, 4, 184-191. <https://doi.org/10.2174/1874609811104030184>
- Marchetti, P. H., Gomes, W. A., Da Silva, J. J., Magalhaes, R. A., Teixeira, L. F. y Whiting, W. C. (2023). Backseat Inclination Affects the Myoelectric Activation During the Inclined Leg Press Exercise in Recreationally Trained Men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 37(10), e541-e545. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004504>
- Martin-Rodriguez, S., Gonzalez-Henriquez, J. J., Diaz-Conde, J. C., Calbet, J. A. y Sanchis-Moysi, J. (2024). The relationship between muscle thickness and pennation angle is mediated by fascicle length in the muscles of the lower extremities. *Scientific Reports*, 14(1), 14847. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-65100-6>
- Martin-Rodriguez, S., Loturco, I., Hunter, A. M., Rodríguez-Ruiz, D. y Munguia-Izquierdo, D. (2017). Reliability and measurement error of tensiomyography to assess mechanical muscle function: A systematic review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(12), 3524-3536. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002250>
- Marzuca-Nassr, G. N., Alegría-Molina, A., SanMartín-Calísto, Y., Artigas-Arias, M., Huard, N., Sapunar, J., Salazar, L. A. Verdijk, L. B. y van Loon, L. J. (2023). Muscle mass and strength gains following resistance exercise training in older adults 65–75 years and older adults above 85 years. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 34(1), 11-19. <https://doi.org/10.1123/ijsnem.2023-0087>

- Matía-Martín, P., Cuesta-Triana, F. M. y Sánchez-Rodríguez, J. L. (2003). Valoración nutricional en el anciano. Malnutrición. Diagnóstico diferencial y actitud terapéutica. *Medicine: Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 8(109), 5841-5852.  
[https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(03\)71078-6](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(03)71078-6)
- Metter, E. J., Talbot, L. A., Schrager, M. y Conwit, R. (2002). Skeletal muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(10), B359-B365.  
<https://doi.org/10.1093/gerona/57.10.b359>
- Miokovic, T., Armbrecht, G., Felsenberg, D. y Belavý, D. L. (2012). Heterogeneous atrophy occurs within individual lower limb muscles during 60 days of bed rest. *Journal of Applied Physiology*, 113(10), 1545-1559. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00611.2012>
- Mohajer, B., Dolatshahi, M., Moradi, K., Najafzadeh, N., Eng, J., Zikria, B., Guermazi, A. y Demehri, S. (2022). Role of thigh muscle changes in knee osteoarthritis outcomes: osteoarthritis initiative data. *Radiology*, 305(1), 169-178. <https://doi.org/10.1148/radiol.212771>
- Moore, D. R., Churchward-Venne, T. A., Witard, O., Breen, L., Burd, N. A., Tipton, K. D. y Phillips, S. M. (2015). Protein ingestion to stimulate myofibrillar protein synthesis requires greater relative protein intakes in healthy older versus younger men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 70, 57–62.  
<https://doi.org/10.1093/gerona/glu103>.
- Moreland, J. D., Richardson, J. A., Goldsmith, C. H. y Clase, C. M. (2004). Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatric Society*, 52(7), 1121-1129. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52310.x>
- Mur Gimeno, E., Campa, F., Badicu, G., Castizo-Olier, J., Palomera-Fanegas, E. y Sebio-Garcia, R. (2020). Changes in muscle contractile properties after cold-or warm-water immersion using tensiomyography: A cross-over randomised trial. *Sensors*, 20(11):1-10.  
<https://doi.org/10.3390/s20113193>
- Naclerio-Ayllón, F. J., Leyva-Rodríguez, J. S. y Forte, D. (2005). Determinación de los Niveles de Fuerza Máxima Aplicada, Velocidad y Potencia por Medio de un Test Creciente en Sentadilla Profunda con Barra Libre, en Levantadores Españoles. *PubliCE Standard*.  
<https://g-se.com/determinacion-de-los-niveles-de-fuerza-maxima-aplicada-velocidad-y->

potencia-por-medio-de-un-test-creciente-en-sentadilla-profunda-con-barra-libre-en-  
levantadores-espanoles-508-sa-l57cfb27152082

Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D. y Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, 95(6), 2229-2234.  
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00433.2003>

Narici, M. V. y Maffulli, N. (2010). Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *British Medical Bulletin*, 95(1), 139-159. <https://doi.org/10.1093/bmb/ldq008>

Nene, A., Byrne, C. y Hermens, H. (2004). Is rectus femoris really a part of quadriceps?: Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait & posture*, 20(1), 1-13. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00074-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00074-2)

Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94.  
<https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3025>

Nieto-Taborda, K. N., Galviz-Ruiz, G. E., Mantilla-Espinosa, R. A., Dávila, C. P. y Martínez-Lozano, D. J. (2019). Evaluación ecográfica de los parámetros estructurales del músculo en pacientes con lupus eritematoso sistémico. *Revista Colombiana de Radiología*, 30(2), 5132-5137.  
<https://doi.org/10.53903/01212095.78>

Ogawa, M., Yasuda, T. y Abe, T. (2012). Component characteristics of thigh muscle volume in young and older healthy men. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 32(2), 89-93.  
<https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2011.01057.x>

Onambele, G. L., Narici, M. V. y Maganaris, C. N. (2006). Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *Journal of Applied Physiology*, 100(6), 2048-2056.  
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01442.2005>

Pabla, P., Jones, E. J., Piasecki, M. y Phillips, B. E. (2024). Skeletal muscle dysfunction with advancing age. *Clinical Science*, 138(14), 863-882. <https://doi.org/10.1042/CS20231197>

Pakosz, P., Konieczny, M., Domaszewski, P., Dybek, T., García-García, O., Gnoiński, M. y Skorupska, E. (2024). Muscle contraction time after caffeine intake is faster after 30 minutes than after 60 minutes. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 21(1), 155-165.  
<https://doi.org/10.1080/15502783.2024.2306295>

- Palma, A., Perrotta, V. y Rovira, A. (2015). *Las personas mayores en Uruguay: un desafío impostergable para la producción de conocimiento y políticas públicas*. Instituto Nacional del Adulto Mayor, Ministerio de Desarrollo Social.
- Pan, L., Xie, W., Fu, X., Lu, W., Jin, H., Lai, J., Zhang, A., Yu, Y., Li, Y. y Xiao, W. (2021). Inflammation and sarcopenia: A focus on circulating inflammatory cytokines. *Experimental Gerontology*, 154, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111544>
- Papadopoulou, S. K. (2020). Sarcopenia: A contemporary health problem among older adult populations. *Nutrients*, 12(5), 1-20. <https://doi.org/10.3390/nu12051293>
- Paravlic, A. H., Pisot, R. y Simunic, B. (2020). Muscle-specific changes of lower extremities in the early period after total knee arthroplasty: Insight from tensiomyography. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 20(3), 390-397.
- Parodi-Feye, A. S. (2017). Análisis crítico de la Ley de Henneman. *Educación Física y Ciencia*, 19(2), e032. <https://doi.org/10.24215/23142561e032>
- Pawlina, W. y Ross, M. H. (2020). *Histology. A text and atlas* (8<sup>va</sup> ed.). Wolters Kluwer.
- Pedersen, B. K. y Febbraio, M. A. (2012). Muscles, exercise and obesity: skeletal muscle as a secretory organ. *Nature Reviews Endocrinology*, 8(8), 457-465. <https://doi.org/10.1038/nrendo.2012.49>
- Pereira, L. A., Ramirez-Campillo, R., Martín-Rodríguez, S., Kobal, R., Abad, C. C., Arruda, A. F., Guerreiro, A. y Loturco, I. (2019). Is Tensiomyography-derived velocity of contraction a sensitive marker to detect acute performance changes in elite team-sport athletes?. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 15(1), 31-37. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0959>
- Piqueras-Sanchiz, F., Martín-Rodríguez, S., Cornejo-Daza, P. J., Sánchez-Valdepeñas, J., Serrano-Gómez, V., Pareja-Blanco, F. y García-García, Ó. (2024). Identification of Peripheral Fatigue through Exercise-Induced Changes in Muscle Contractility. *Journal of Human Kinetics*, 93, 145-154. <https://doi.org/10.5114/jhk/185297>
- Pisciottano, M. V. C., Pinto, S. S., Szejnfeld, V. L. y de Moura Castro, C. H. (2014). The relationship between lean mass, muscle strength and physical ability in independent healthy elderly women from the community. *The Journal of Nutrition, Health and Aging*, 18(5), 554-558. <https://doi.org/10.1007/s12603-013-0414-z>

- Pišot, R., Keršič, K., Djordjević, S., Medved, V., Završnik, J. y Šimunic, B. (2004). Differentiation of skeletal muscles in 9-year-old children. *Kinesiology*, 36(1), 90-97.
- Pišot, R., Narici, M. V., Šimunič, B., De Boer, M., Seynnes, O., Jurđana, M., Biolo, G. y Mekjavić, I. B. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *European Journal of Applied Physiology*, 104, 409-414. <https://doi.org/10.1007/s004210080698-6>
- Plotkin, D. L., Roberts, M. D., Haun, C. T. y Schoenfeld, B. J. (2021). Muscle fiber type transitions with exercise training: shifting perspectives. *Sports*, 9(9), 1-11. <https://doi.org/10.3390/sports9090127>
- Pus, K., Paravlic, A. H. y Šimunič, B. (2023). The use of tensiomyography in older adults: a systematic review. *Frontiers in Physiology*, 14, 1213993. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1213993>
- Raeder, C., Wiewelhove, T., De Paula-Simola, R. Á., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M. y Ferrauti, A. (2016). Assessment of fatigue and recovery in male and female athletes after 6 days of intensified strength training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(12), 3412-3427. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001427>
- Reid, K. F. y Fielding, R. A. (2012). Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40(1), 4-12. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31823b5f13>
- Reid, K. F., Pasha, E., Doros, G., Clark, D. J., Patten, C., Phillips, E. M, Frontera, W. R. y Fielding RA. (2014). Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular activation and single fiber contractile properties. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 29-39. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2728-2>
- Rezuş, E., Burlui, A., Cardoneanu, A., Rezuş, C., Codreanu, C., Pârvu, M., Rusu, G. y Tamba, B. I. (2020). Inactivity and skeletal muscle metabolism: a vicious cycle in old age. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(2), 1-21. <https://doi.org/10.3390/ijms21020592>
- Rikli, R. y Jones, C. J. (2013). *Senior Fitness Test Manual* (2<sup>da</sup> ed.). Human Kinetics. 200 p.

- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., De Saa, Y. y García-Manso, J. M. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencia de la Actividad Física y el Deporte*, 10(40), 620-629.
- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento, S., Vaamonde, D., Da Silva-Grigoletto, M. E. y García-Manso, J. M. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 81-86.
- Rodríguez-Matoso, D., García-Manso, J. M., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. y da Silva-Grigoletto, M. E. (2012). Evaluación de la respuesta muscular como herramienta de control en el campo de la actividad física, la salud y el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 5(1), 28-40.
- Rodríguez-Ruiz, D., García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., Da Silva-Grigoletto, M. y Pisot, R. (2013). Effects of age and physical activity on response speed in knee flexor and extensor muscles. *European Review of Aging and Physical Activity*, 10, 127-132.  
[https://doi.org/ 10.1007/s11556-013-0127-7](https://doi.org/10.1007/s11556-013-0127-7)
- Romdhani, A., Sahli, F., Ghouili, H., Trabelsi, O., Rebhi, M., Ben Aissa, M., Saidane, M., Guelmami, N., Dergaa, I., Haddad, M. y Zghibi, M. (2024). Exploring the impact of verbal encouragement on strength, endurance, and psychophysiological responses: enhancing teaching strategies in sports science education. *Frontiers in Sports and Active Living*, 6, 1-11. <https://doi.org/10.3389/fspor.2024.1360717>
- Roy-García, I., Rivas-Ruiz, R., Pérez-Rodríguez, M. y Palacios-Cruz, L. (2019). Correlación: no toda correlación implica causalidad. *Revista Alergia Mexico*, 66(3), 354-360.  
<https://doi.org/10.29262/ram.v66i3.651>
- Rusu, L., Calina, M. L., Avramescu, E. T., Paun, E. y Vasilescu, M. (2009). Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 50(2), 283-290. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2024.102943>
- Ryan, E. D., Rosenberg, J. G., Scharville, M. J., Sobolewski, E. J., Tweedell, A. J. y Kleinberg, C. R. (2015). Pennation Angle Does Not Influence the Age-Related Differences in Echo Intensity of the Medial Gastrocnemius. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 41(2), 618–621.  
<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.08.004>

- Saalu, L. C. y Osinubi, A. A. (2022). Andropause (male menopause): valid concepts, fables and controversies. *University of Lagos Journal of Basic Medical Sciences*, 1(1), 33-37.
- Samuel, D. y Rowe, P. J. (2009). Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. *Gerontology*, 55(6), 621-629.  
<https://doi.org/10.1159/000236043>
- Schleip, R., Jäger, H. y Klingler, W. (2012). What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 496-502.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.08.001>
- Schwiete, C., Roth, C., Braun, C., Rettenmaier, L., Happ, K., Langen, G. y Behringer, M. (2023). Sensor location affects skeletal muscle contractility parameters measured by tensiomyography. *Plos one*, 18(2), 1-12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0281651>
- Seidl, L., Tosovic, D. y Brown, J. M. (2017). Test-retest reliability and reproducibility of laser-versus contact-displacement sensors in mechanomyography: implications for musculoskeletal research. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(2), 130-136.  
<https://doi.org/10.1123/jab.2016-0085>
- Sedliak, M., Finni, T., Cheng, S., Haikarainen, T. y Häkkinen, K. (2008). Diurnal variation in maximal and submaximal strength, power and neural activation of leg extensors in men: Multiple sampling across two consecutive days. *International Journal of Sports Medicine*, 29(03), 217-224. <http://doi.or/10.1055/s-2007-965125>
- Sirvent, J. y Alvero, J. (2017). *La cineantropometría y sus aplicaciones*. Univiersitat d'Alicant.
- Šimunič, B., Degens, H., Rittweger, J., Narici, M., Mekjavić, I. B. y Pišot, R. (2011). Noninvasive estimation of myosin heavy chain composition in human skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1619–1625.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821522d0>
- Šimunič, B., Koren, K., Rittweger, J., Lazzer, S., Reggiani, C., Rejc, E., Pišot, R., Narici, M. y Degens, H. (2019). Tensiomyography detects early hallmarks of bed-rest-induced atrophy before changes in muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, 126(4), 815-822.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00880.2018>
- Šimunič, B., Pišot, R., Rittweger, J. y Degens, H. (2018). Age-related slowing of contractile properties differs between power, endurance, and nonathletes: a tensiomyographic

- assessment. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 73(12), 1602-1608. <https://doi.org/10.1093/gerona/gly069>
- Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M. y Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age and Ageing*, 23(5), 371-377. <https://doi.org/10.1093/ageing/23.5.371>
- Skelton, D. A., Kennedy, J. y Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function infrequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and Ageing*, 31, 119–125. <https://doi.org/10.1093/ageing/31.2.119>
- Stecco, C. (2015). *Functional Atlas of the Human Fascial System*. Churchill Livingstone, Elsevier.
- Steffl, M., Sima, J., Shiells, K. y Holmerova, I. (2017). The increase in health care costs associated with muscle weakness in older people without long-term illnesses in the Czech Republic: results from the Survey of Health, Ageing and Retirement in Europe (SHARE). *Clinical Interventions in Ageing*, 12, 2003–2007. <https://doi.org/10.2147/CIA.S150826>
- Stone, M. H., Stone, M. y Sands, W. A. (2007). *Principles and Practice of Resistance Training*. Human Kinetics.
- Strasser, E. M., Draskovits, T., Praschak, M., Quittan, M. y Graf, A. (2013). Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age*, 35, 2377-2388. <https://doi.org/10.1007/s113570139517-z>
- Takeda, K., Kato, K., Ichimura, K. y Sakai, T. (2023). Unique morphological architecture of the hamstring muscles and its functional relevance revealed by analysis of isolated muscle specimens and quantification of structural parameters. *Journal of Anatomy*, 243(2), 284-296. <https://doi.org/10.1111/joa.13860>
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D. M. y Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 761-766. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.02.008>
- Valenčič, V. y Knez, N. (1997). Measuring of skeletal muscles' dynamic properties. *Artificial Organs*, 21(3), 240-242. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1997.tb04658.x>

- Valenzuela, P. L., Maffiuletti, N. A., Saner, H., Schütz, N., Rudin, B., Nef, T. y Urwyler, P. (2020). Isometric strength measures are superior to the timed up and go test for fall prediction in older adults: results from a prospective cohort study. *Clinical Interventions in Aging*, 15, 2001-2008. <https://doi.org/10.2147/CIA.S276828>
- Valerius, K., Frank, A., Kolster, B., Hirsch, M. C., Hamilton, C. y Lafont, E. A. (2013). *El libro de los músculos: anatomía, exploración, función* (5a ed.). Ars Médica.
- Vélez-Vázquez, T., Carbonero-López, P. y del Baño Aledo, M. E. (2022). Estudio ecográfico de la arquitectura muscular de la musculatura de miembro inferior: Variabilidad según sexo y edad. *Fisioterapia*, 44(1), 6-14. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2021.03.002>
- Vidnjevič, M., Tasheva, R., Urbanc, J. y Gašperin, U. (2017). Differences of the tensiomyography-derived biceps femoris muscle contraction time and displacement between different age and fitness groups. *Annales Kinesiologiae*, 8(1), 15-22.
- Wang, Y., Luo, D., Liu, J., Song, Y., Jiang, B. y Jiang, H. (2023). Low skeletal muscle mass index and all-cause mortality risk in adults: A systematic review and meta-analysis of prospective cohort studies. *Plos one*, 18(6), e0286745. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0286745>
- Wiewelhove, T., Raeder, C., de Paula-Simola, R. A., Schneider, C., Döweling, A. y Ferrauti, A. (2017). Tensiomyographic markers are not sensitive for monitoring muscle fatigue in elite youth athletes: a pilot study. *Frontiers in Physiology*, 8, 1-9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00406>
- Wiewelhove, T., Raeder, C., Meyer, T., Kellmann, M., Pfeiffer, M. y Ferrauti, A. (2015). Markers for routine assessment of fatigue and recovery in male and female team sport athletes during high-intensity interval training. *PloS one*, 10(10), e0139801.
- Wilkinson, D. J., Piasecki, M. y Atherton, P. (2018). The age-related loss of skeletal muscle mass and function: Measurement and physiology of muscle fibre atrophy and muscle fibre loss in humans. *Ageing Research Reviews*, 47, 123-132. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2018.07.005>
- Wilson, M. T., Hunter, A. M., Fairweather, M., Kerr, S., Hamilton, D. L. y Macgregor, L. J. (2023). Enhanced skeletal muscle contractile function and corticospinal excitability precede strength and architectural adaptations during lower-limb resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 123(9), 1911-1928. <https://doi.org/10.1007/s0042102305201-8>

- Wilson, H. V., Johnson, M. I. y Francis, P. (2018). Repeated stimulation, inter-stimulus interval and inter-electrode distance alters muscle contractile properties as measured by Tensiomyography. *PloS one*, 13(2), e0191965.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191965>
- Wilson, H. V., Jones, A., Johnson, M. I. y Francis, P. (2019). The effect of inter-electrode distance on radial muscle displacement and contraction time of the biceps femoris, gastrocnemius medialis and biceps brachii, using tensiomyography in healthy participants. *Physiological Measurement*, 40(7), 075007. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab1cef>
- Wilson, M. T., Ryan, A. M., Vallance, S. R., Dias-Dougan, A., Dugdale, J. H., Hunter, A. M., Lee, D. y Macgregor, L. J. (2019). Tensiomyography derived parameters reflect skeletal muscle architectural adaptations following 6-weeks of lower body resistance training. *Frontiers in Physiology*, 10, 1493. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01493>
- Wroblewski, A. P., Amati, F., Smiley, M. A., Goodpaster, B. y Wright, V. (2011). Chronic exercise preserves lean muscle mass in masters athletes. *The Physician and Sports Medicine*, 39(3), 172-178. <https://doi.org/10.3810/psm.2011.09.1933>
- Yoshida, Y., Marcus, R. L. y Lastayo, P. C. (2012). Intramuscular adipose tissue and central activation in older adults. *Muscle & Nerve*, 46, 813–816.  
<https://doi.org/10.1002/mus.23506>
- Young, A. (1984). The relative isometric strength of type I and type II muscle fibres in the human quadriceps. *Clinical Physiology*, 4(1), 23-32.  
<https://doi.org/10.1111/j.1475097X.1984.tb00641.x>
- Zubac, D., Paravlić, A., Koren, K., Felicita, U. y Šimunič, B. (2019). Plyometric exercise improves jumping performance and skeletal muscle contractile properties in seniors. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 19(1), 38-49.

## **Anexos**

### *Anexo 1. Hoja de información entregada a los participantes previo a las evaluaciones*

#### **Título del proyecto**

Valoración de la calidad muscular integrando diferentes sistemas de medida

#### **Investigadores responsables**

Nombre: Dr. Calos Magallanes

Teléfono / Celular: 092196473

E-mail: camagallanes@gmail.com

Nombre: Dr. Andrés González

Teléfono / Celular: 099777160

E-mail: andres.gonz.ramirez@gmail.com

#### **Institución responsable y lugar donde se llevará a cabo el estudio**

El estudio se desarrollará en el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio del Instituto Superior de Educación Física (ISEF). El mismo se enmarca en las actividades del Grupo Investigación en Deporte y Rendimiento, del Grupo de Investigación en Educación Física y Salud y del Grupo de Investigación LIEBRE.

#### **Propósito del estudio**

El **objetivo general** es analizar la relación que existe entre los distintos indicadores de calidad muscular que se obtendrán mediante (i) tensiomiografía, (ii) elastografía, (iii) ecografía, (iv) electromiografía, (v) dinamometría y (vi) oximetría. Los mismos se medirán en situación de reposo y durante ejercicios físicos de fácil ejecución (ver apartado “Descripción de las actividades experimentales”).

#### **Participación libre y voluntaria**

La participación es completamente voluntaria y se podrá abandonar el estudio en cualquier momento sin necesidad de proporcionar ninguna justificación.

En caso que Ud. desee información complementaria sobre el estudio que no esté incluida en este

documento o se le haya explicado oralmente, podrá dirigirse en cualquier momento a los investigadores responsables del proyecto.

### **Descripción de las actividades experimentales**

El protocolo de valoración de la calidad muscular se realizará en una única sesión de aproximadamente dos horas de duración. A efectos de facilitar la comprensión, describimos el protocolo separándolo en tres momentos.

**Primer momento (aprox. 15 min):** recibimiento, firma del consentimiento informado y registro de datos personales y medidas corporales.

Los participantes ingresarán al laboratorio vistiendo ropa deportiva. Luego de explicarles los procedimientos del estudio y recabar datos personales como fecha de nacimiento y lateralidad (pierna y brazo dominantes), se les solicitará que lean y firmen (i) la hoja de información y (ii) la hoja de consentimiento informado.

Posteriormente se registrará la talla, el peso (mediante balanza que incluye sistema de bioimpedancia para estimar la composición corporal) y medirán los perímetros y pliegues cutáneos de ambos muslos.

**Segundo momento (aprox. 45 min):** registros en situación de reposo

Una vez de finalizado el primer momento se procederá con los registros de tensiomiografía, elastografía y ecografía. Todas las medidas se efectúan en el mismo sitio (músculos) del cuerpo y con el sujeto en la misma posición. Esta última dependerá del músculo que se va a evaluar (para el cuádriceps, acostado boca arriba, y para los isquiosurales, acostado boca abajo).

**Tercer momento (aprox. 60 min):** pruebas físicas

Finalizados los registros de reposo y luego de un breve calentamiento de aproximadamente 5 minutos de duración (que consistirá de ejercicios de movilidad articular, estiramientos y flexo-extensiones de miembros inferiores), se pasará a las pruebas físicas. El protocolo estándar consiste en las siguientes pruebas: (a) fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas estáticas, (b) fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas dinámicas, (c) pararse y sentarse desde una silla con carga adicional y, ocasionalmente, (d) test de esfuerzo máximo o submáximo en cicloergómetro o tapiz rodante.

Importa señalar que las cargas utilizadas en las pruebas siempre estarán acorde a las características y capacidades físicas de la persona a ser evaluada.

### **Breve descripción de las técnicas y pruebas físicas utilizadas**

#### Tensiomiografía

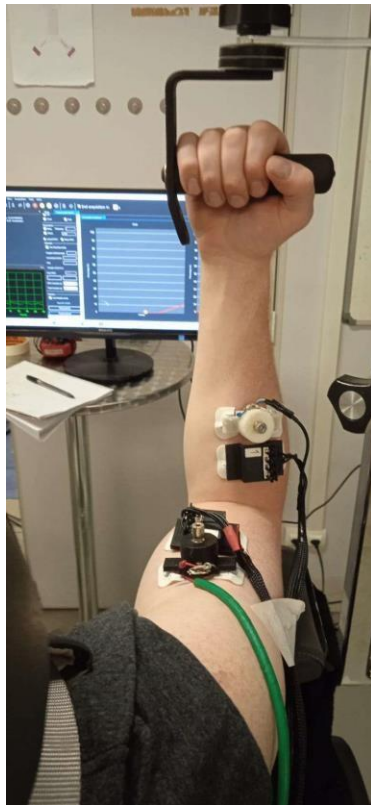
La tensiomiografía es una técnica de evaluación neuromuscular no invasiva que se utiliza para medir la respuesta mecánica de un músculo en función de su actividad eléctrica. Sobre la superficie del músculo objetivo se colocan electrodos y se apoya un sensor de alta precisión. Posteriormente se aplica un estímulo eléctrico de corta duración y baja intensidad que genera una contracción muscular. Durante este proceso se registran datos de la actividad mecánica del músculo que proporcionan información sobre las propiedades contráctiles del mismo.



#### Elastografía muscular

La elastografía es una técnica no invasiva que consiste en propagar una onda sonora por el músculo y registrar el desfase de la misma en sensores que se colocan próximos al parlante emisor. Por medio de un parlante se emiten 5 a 10 pulsos de sonido de 100 Hz de frecuencia y un segundo de duración cada uno. Tanto los sensores como el parlante son fijados a la piel con parches de electro cardiograma descartables. Los datos que proporciona esta técnica reflejan propiedades físicas del músculo como viscosidad y elasticidad.

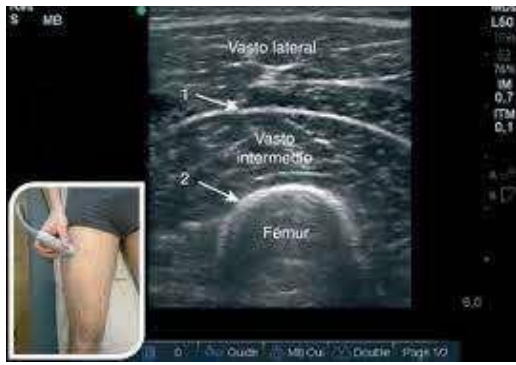
Para la medición el sujeto permanece en la misma posición que se colocó para la tensiomiografía (para el cuádriceps, acostado boca arriba, y para los isquiosurales, acostado boca abajo).



### Ecografía muscular

La ecografía muscular es una técnica por imágenes, no invasiva, que se utiliza para observar la estructura interna de los músculos. Durante una ecografía muscular se aplica un gel conductor en el área de interés y se coloca una sonda de ultrasonido sobre la piel. Esta sonda emite ondas sonoras de alta frecuencia que penetran en los tejidos musculares y luego rebotan de vuelta hacia la sonda. La sonda recoge estos ecos y los convierte en imágenes visibles en un monitor. La ecografía muscular puede proporcionar información detallada sobre la estructura del músculo, como su grosor, longitud y forma. También puede utilizarse para identificar anomalías, como desgarros, lesiones o inflamación, y para evaluar el flujo sanguíneo muscular.

Para la medición, el sujeto permanece en la misma posición que se colocó para la tensiomiografía y elastografía (para el cuádriceps, acostado boca arriba, y para los isquiosurales, acostado boca abajo).



### Electromiografía

La electromiografía es una técnica no invasiva utilizada para evaluar la actividad eléctrica de los músculos. Los electrodos, que se fijan con cinta adhesiva sobre la piel, poseen sensores que captan la actividad eléctrica que se genera durante el proceso de contracción y relajación muscular. La superficie de los músculos se limpia previamente con alcohol y, de ser necesario, se rasura la zona para garantizar un buen contacto. Con los datos obtenidos es posible analizar la secuencia de activación, el nivel de actividad y estimar la participación de distintos tipos de fibras musculares durante el movimiento.

La medición se realizará durante algunas de las pruebas físicas que se incluyen en el protocolo (fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas estáticas y dinámicas, pararse y sentarse desde una silla con carga adicional).



### Oximetría muscular

Durante la oximetría muscular se mide, de forma no invasiva y mediante un pequeño dispositivo portable, los niveles de oxígeno en la musculatura de la persona mientras realiza ejercicio. El dispositivo (Moxy) se coloca sobre el músculo de interés (ej. cuádriceps, deltoides), fijado con cinta adhesiva para evitar que se mueva.

La medición se realizará durante algunas de las pruebas físicas que se incluyen en el protocolo (ej.

test de esfuerzo en cicloergómetro o tapiz rodante).



### Dinamometría

La dinamometría es una técnica que suele utilizarse para medir la fuerza muscular. El dinamómetro electromecánico funcional que poseemos (Dynasystem) permite el control y medición de la carga de forma altamente precisa y permanente durante la ejecución del movimiento. Dado que la carga se ejerce mediante una cuerda, la fuerza se puede aplicar en la dirección que se desea, lo que posibilita evaluar no apenas movimientos simples convencionales (ej. flexo-extensiones de rodillas) sino también “movimientos naturales controlados”.

La dinamometría se utilizará para algunas de las pruebas físicas que se incluyen en el protocolo (ej. pararse y sentarse desde una silla con carga adicional, test de fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas estáticas y dinámicas).



### Prueba de fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas estáticas

Desde la posición de sentado sobre un banco (construido específicamente para este estudio) y con la/s rodilla/s en ángulo de 90 grados (sin posibilidad de movimiento), se efectúa una contracción máxima de aproximadamente 5 segundos. El test se realiza para la musculatura

flexora y extensora, con cada pierna por separado y con ambas piernas juntas. En cada una de las instancias se ejecutan 3 repeticiones y se registra el mayor valor de fuerza generada.



#### Prueba de fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas dinámicas

Desde la misma posición inicial de la prueba anterior y con una carga equivalente al 60% de la fuerza máxima registrada en la misma (para cada una de las instancias), se efectúa una contracción máxima explosiva. También aquí, el test se realiza para la musculatura flexora y extensora, con cada pierna por separado y con ambas piernas juntas. En cada una de las instancias se ejecutan 3 repeticiones y se registra el mayor valor de potencia generada.

#### Prueba de pararse y sentarse desde una silla con carga adicional

Desde la posición de sentado sobre un banco de altura regulable (construido específicamente para este estudio) y con una carga equivalente al 60% de la fuerza máxima registrada en la prueba de extensión estática de rodillas (bipodal), se le solicita al sujeto que se levante aplicando fuerza de la manera más rápida que sea capaz. La carga se ejerce mediante la cuerda del Dynasystem, la cual se fija a un arnés (chaleco) que se le coloca al sujeto. Se realizan tres repeticiones, con algunos segundos de pausa entre las mismas, y se registra el mayor valor de potencia generada.



#### Prueba de esfuerzo máximo o submáximo en cicloergómetro o tapiz rodante

El test tendrá una duración máxima aproximada de 15 minutos. El protocolo a utilizar dependerá de la persona a evaluar y del objetivo de la medición. En ciertos casos se utilizarán protocolos máximos (hasta alcanzar fatiga) o submáximos, ya sea con intensidad constante o aumentando la misma de manera gradual. Durante el test se monitorizarán permanentemente parámetros cardiovasculares (frecuencia cardíaca, volumen sistólico, gasto cardíaco, presión arterial) y respiratorios (consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono). En ocasiones también se medirán los niveles de oxígeno a nivel muscular (en forma no invasiva, por oximetría) y/o determinará el lactato sanguíneo mediante la extracción de una gota de sangre de la yema del dedo o del lóbulo de la oreja.



### **Medidas de bioseguridad en el manejo de las muestras de sangre**

Las muestras de sangre que se extraigan de la yema del dedo o lóbulo de la oreja serán tratadas siguiendo las normas de bioseguridad sugeridas por el Ministerio de Salud Pública.

### **Confidencialidad**

La información obtenida en este estudio será guardada confidencialmente en un laptop y un disco externo como respaldo, a los cuales sólo tendrán acceso los investigadores responsables y colaboradores del proyecto. Esta información estará a disposición de los sujetos participantes durante cualquier momento del estudio. En las publicaciones o comunicaciones que se vayan a realizar se resguardará el anonimato de los participantes.

### **Riesgos o efectos colaterales.**

Los registros de reposo (tensiomiografía, ecografía, elastografía) y los registros que se realizan de forma simultánea con las pruebas físicas (electromiografía y oximetría) no implican ningún riesgo para la persona, más allá de alguna leve incomodidad (ej. al percibir el pequeño estímulo eléctrico sobre la piel).

Las pruebas físicas que se realizarán y las cargas (peso, intensidad) a utilizar estarán acorde a las capacidades físicas de los participantes. Las mismas no implican riesgos para la salud ni la integridad física o psicológica de los participantes, más allá de los riesgos inherentes de la práctica deportiva. Aunque la probabilidad es baja, no se descarta la ocurrencia de alguna lesión músculo-esquelética (calambre o desgarro) o algún episodio cardíaco (presión arterial anormal, ritmo cardíaco muy lento o muy rápido y, raramente, algún accidente cardíaco). A través de la observación y monitorización continua que realizarán los investigadores a cargo del estudio, todo esfuerzo se hará para prevenir y minimizar eventuales complicaciones.

### **Beneficios que los participantes obtendrán de este estudio**

A cada participante se le entregará un informe con los resultados de la evaluación; información que eventualmente podrá ser utilizada para el ajuste o confección de su programa de entrenamiento. Los participantes no recibirán ningún otro beneficio por participar en el estudio.

### **Atención médica**

En caso de ocurrir alguna lesión o perjuicio de salud, el servicio de emergencia móvil que dispone la institución se hará cargo de la asistencia médica primaria. Vale destacar que el lugar donde se realizará el estudio cuenta con desfibrilador externo automático.

Firma del participante o tutor del mismo .....

Aclaración .....

Firma de un investigador responsable .....

Aclaración .....

Fecha .....

### **Hoja de consentimiento informado**

Declaro haber leído en su totalidad la información contenida en el documento "Hoja de Información" correspondiente al proyecto titulado: "Valoración de la calidad muscular integrando diferentes sistemas de medida", bajo la responsabilidad de los investigadores Dr. Carlos Magallanes y Dr. Andrés González. He obtenido una copia de dicho documento donde consta la explicación del procedimiento experimental, los riesgos asociados, así como también la información de contacto de los investigadores responsables. Todas mis preguntas y dudas han sido contestadas en forma completa y satisfactoria. Mi firma, que consta a continuación, indica que voluntariamente he accedido y acepto participar en este estudio.

Firma del participante.....fecha.....

Firma del investigador.....fecha.....