

Universidad de la República
Instituto Superior de Educación Física
Licenciatura en Educación Física
Tesina

**Asimetrías y desbalances musculares entre cuádriceps e isquiosurales y
su impacto en las propiedades contráctiles y la fuerza**

Gimena DE LOS SANTOS

Franco FUMERO

Bruno GILENE

Diego MAIDANA

Mariana RAPPALINI

Profesor tutor PhD. Andrés GONZÁLEZ

Rendimiento Deportivo y Entrenamiento

Montevideo, 2023

1. ÍNDICE

1. ÍNDICE	1
LISTA DE ABREVIATURAS.....	2
LISTA DE TABLAS Y FIGURAS	3
RESUMEN	4
AGRADECIMIENTOS	5
2. INTRODUCCIÓN	6
2.1 Pregunta de Investigación.....	11
2.2 Hipótesis	11
2.3 Objetivo general y específicos.....	11
3. MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL	12
3.1 Calidad muscular	12
3.2 Tensiomiografía.....	15
3.3 Dinamometría	18
3.4 Fuerza muscular.....	20
3.4.1 Asimetrías	20
4. METODOLOGÍA	22
4.1 Muestra	22
4.2 Instrumentos	23
4.3 Procedimiento	23
4.3.1 Tensiomiografía.....	23
4.3.2 Entrada en calor y dinamometría.....	24
4.4 Tratamiento de datos	26
5. RESULTADOS	28
6. DISCUSIÓN	33
7. CONCLUSIONES	38
8. REFERENCIAS	39

LISTA DE ABREVIATURAS

BF- Bíceps femoral.

BSA - Asimetría bilateral de fuerza.

A-TMG - Asimetría de tensiomiografía.

CM - Calidad muscular.

Dm - Deformación máxima.

F_{i max} - Fuerza isométrica máxima.

F_{max} - Fuerza máxima.

F_{pico} - Fuerza isotónica máxima.

Tc - Tiempo de contracción.

Td - Tiempo de respuesta.

Tr - Tiempo medio de relajación.

Ts - Tiempo de sustentación.

TMG - Tensiomiografía.

H:Q - Relación Cuádriceps e Isquiosurales.

H:H - Relación Isquiosurales - Isquiosurales.

P_{max} - Potencia máxima.

Q:Q - Relación Cuádriceps - Cuádriceps.

LISTA DE TABLAS Y FIGURAS

Figura 1 Representación de la curva de activación muscular.....	17
Figura 2 Colocación del sensor en RF y BF.....	24
Figura 3 Colocación tobillera para evaluaciones de dinamometría	25
Figura 4 Asimetrías a partir de dinamometría.	29
Figura 5 Asimetrías a partir de TMG.	30
Figura 6 Gráficas de correlación entre la edad y asimetrías.....	30
Figura 7 Gráficas de correlación entre la edad y asimetrías.....	31
Figura 8 Desbalance entre cuádriceps e isquiosurales.....	31
Figura 9 Se presentan las relaciones H:H y Q:Q con $F_{i \max}$	32
Figura 10 Relación entre $F_{i \max}$ flexión y asimetría TMG.	32
Ecuación 1 Cálculo de la CM.....	14
Ecuación 2 Cálculo de asimetría.	27
Ecuación 3 Cálculo de la relación H:Q	27
Ecuación 4 Cálculo porcentaje de diferencia de fuerza entre ambas piernas.....	27

RESUMEN

El presente estudio tuvo como objetivo analizar las asimetrías musculares en cuádriceps e isquiosurales y su manifestación a nivel de las propiedades contráctiles. La muestra estuvo compuesta por 35 sujetos, con una edad promedio de $22,3 \pm 3,4$ años, una talla media $176,8 \pm 8,9$ centímetros, y una masa corporal media de $73,8 \pm 8,4$ kilogramos. Para el propósito del estudio, se llevaron a cabo evaluaciones mediante tensiomiografía y dinamometría. Los resultados mostraron diferencias de cuatro puntos en las asimetrías detectadas entre la extensión ($6,4 \pm 4,4$ %) y la flexión ($10,4 \pm 5,4$ %) utilizando dinamometría. Mientras que a nivel de tensiomiografía, la diferencia fue más significativa, de veinte puntos. Además, se exploró la relación entre las asimetrías y la edad, sin encontrar correlaciones significativas entre estas para ambos métodos ($p > 0,05$). En cuanto a la relación H:Q, ambas piernas presentaron medias similares, las cuales se encontraron por debajo de lo esperado, siendo la pierna hábil ($55,2 \pm 8,1$) y para inhábil ($51,3 \pm 9,9$). Para concluir el análisis, se valoró la relación entre la $F_{i \max}$, los diferentes movimientos (flexión-extensión) a nivel de ambas piernas (hábil e inhábil). De acuerdo a los resultados, se encontró una fuerte relación entre la $F_{i \max}$ en flexión y la A-TMG, indicando que a menor asimetrías corresponde una mayor fuerza. Sin embargo, el efecto de esta relación no se replicó en otras correlaciones realizadas. Estos hallazgos sugieren la importancia de considerar las propiedades contráctiles, la fuerza y las asimetrías al evaluar la CM, y la necesidad de concebir a la misma desde una perspectiva integral, que no se limite a un enfoque meramente estructural que tome en cuenta únicamente las propiedades contráctiles o un enfoque funcionalista que considere únicamente la fuerza. Con esto se busca abarcar una mayor cantidad de aspectos, intentando capturar la complejidad del concepto CM, evitando así reducir su evaluación a una sola dimensión que podría no reflejar la totalidad de su significado.

Palabras clave: Calidad muscular. Asimetrías. Fuerza. Propiedades contráctiles.

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestros más sinceros agradecimientos hacia todas las personas que de alguna manera contribuyeron en el desarrollo de esta tesina.

Al Dr. Andrés González, nuestro tutor de tesis, por guiarnos en este proceso y por siempre estar dispuesto a responder y compartir sus conocimientos y experiencias. Su apoyo fue un pilar fundamental a lo largo de todo este camino.

También nos gustaría reconocer el aporte de Carol Torres, técnica en el laboratorio del Instituto Superior de Educación Física, quien estuvo siempre dispuesta a ayudarnos, siendo su aporte de vital importancia para la consecución de los resultados. Su dedicación fue de gran valor para nosotros y nuestro trabajo.

Además, deseamos honrar la memoria de nuestro compañero Bruno Gilene Parentelli, quien partió antes de poder entregar este trabajo. Aunque su presencia física ya no esté entre nosotros, recordamos su invaluable contribución al proyecto y su intachable dedicación para con el mismo. Recordamos y agradecemos profundamente su dedicación y esfuerzo. Este trabajo es un tributo a su honor y compromiso.

Finalmente, expresar un profundo agradecimiento a todas las personas que oficiaron de sujetos en nuestra investigación. Su participación fue esencial y sin ellos el estudio no habría sido posible.

Cada uno de estos aportes fue clave en la realización de este trabajo, agradecemos sinceramente a todas las personas mencionadas por su apoyo fundamental.

2. INTRODUCCIÓN

La calidad muscular (CM) es un término actualmente utilizado en todo el mundo por diferentes disciplinas científicas. Se centra principalmente en el estado de los adultos mayores, y se encuentra asociado con la estructura, composición y funcionalidad del músculo (Kołodziej & Czajka, 2022). No obstante, dependiendo del contexto en el que se utilice, puede referirse a dos conceptos distintos, las características observables, por un lado, enmarcado dentro de un enfoque estructuralista, y la asociación entre la fuerza y la masa por otro, posicionado desde el funcionalismo (Cruz-Jentoft & Sayer, 2019).

Este término ha sido objeto de debate por su ambigüedad, generando discrepancias en su entendimiento y aplicación. Autores como Naimo et al. (2021), resaltan la falta de consenso en su definición y su concomitante ambigüedad en el término y diversas formas de entenderla. Esta imprecisión en la definición se ve potenciada dado que el término “calidad” representa un atributo o propiedad, lo que subyace a las expectativas de la persona y los objetivos que posea (Barbat-Artigas et al., 2012).

Los estudios existentes de CM se encuentran en un campo donde las investigaciones aparecen vinculadas principalmente a adultos mayores. Tales estudios indagan a la misma como consecuencia de la sarcopenia, entendiendo que a partir de los 50 años se da una significativa disminución de la masa muscular, la fuerza y la potencia (Frontera et al., 2000; Barry & Carson, 2004). Es interesante en este punto destacar que estas disminuciones que acompañan al envejecimiento parecen ser evitables con el aumento de la actividad física, es así que en Hazzard (2009), se plantea la pregunta ¿desuso o envejecimiento?

Para definir la CM emergen, por un lado, los intentos de explicación a partir de la corriente estructuralista, es decir, el análisis de los componentes que atraviesan al músculo; mientras que por otro y dado lo invasivo que estos estudios resultan, aparecen las explicaciones desde el funcionalismo, considerando también que la potencia es el indicador clínico -junto a la fuerza- más afectado por la edad. Es así que autores como Barbat-Artigas et al. (2012), Lees et al. (2019), Kołodziej & Czajka (2022), comienzan a hablar de CM desde esta última, donde mediante exámenes de tipo test físico (sit to stand) considerados de fácil aplicabilidad, se podrá estimar la misma a partir de la aplicación de fuerza y la expresión de potencia.

Como se mencionó anteriormente, los estudios relacionados a la CM se centran en adultos mayores. Esto coincide con lo planteado por Naimo et al. (2021), quienes

indican que la CM no ha sido foco de atención en poblaciones jóvenes sanas; por su parte Kołodziej y Czajka (2022), realizaron un estudio en niños concluyendo la importancia de su evaluación en los controles de la primera infancia. Sin embargo, no se encuentran estudios que evalúen la CM en población joven, mucho menos en deportistas.

Considerando que tanto la fuerza como la potencia atraviesan en todo momento las acciones que realiza el cuerpo, desde una posición funcionalista se define a la CM como “cantidad de fuerza y/o potencia muscular por unidad de masa muscular” (Barbat-Artigas et al., 2012). Según Bell et al. (2014), estos componentes se encuentran condicionados por variables propias del músculo (volumen muscular, tipo de fibra, fatiga), y por otras externas (longitud de las extremidades y tendones, así como las propiedades de los mismos).

En esta línea de pensamiento, Newton et al. (2006), resaltan la importancia de la fuerza en el rendimiento motor, y consideran un aspecto relevante los desequilibrios entre musculatura agonista y antagonista o entre segmento dominante y no dominante. Para ser más precisos, Fousekis et al. (2010), definen las asimetrías funcionales como la diferencia de fuerza entre las extremidades inferiores. Bishop et al. (2019), por su parte las definen como el porcentaje de diferencia entre los valores de un músculo o grupo muscular y el del hemicuerpo opuesto.

Autores como Lehance et al. (2009), Fousekis et al. (2010), estudiaron la relación entre las asimetrías y los años de entrenamiento deportivo, observando que las mismas tienden a disminuir a medida que el deportista aumenta sus años de entrenamiento. Esta observación, sin embargo, no fue corroborada en el estudio de Kellis et al. (2001), y fue objeto de discusión por Ferreira et al. (2018), quienes tampoco encontraron diferencias.

Además del estudio de las asimetrías, es posible el estudio de la relación entre agonista-antagonista. Según la revisión de la literatura relacionada al tema, realizada por Coombs & Garbutt (2002), a nivel de los músculos de la rodilla la relación de fuerza mayormente analizada ha sido el ratio concéntrico de isquiosurales-cuádriceps. Señalan también la falta de consenso en cuanto a un valor esperable para esta relación, aunque se reconoce que un valor de 0.6 (60 si lo expresamos en términos de porcentaje) ha ganado cierta aceptación generalizada.

Este índice se calcula con valores de fuerza obtenidos en ejercicios donde se solicita principalmente uno u otro grupo muscular. Los movimientos de estos ejercicios están regulados por el sistema nervioso, dependiendo, entre otras cosas, de la velocidad

de ejecución y su asociación con las capacidades contráctiles de ambos músculos (Frumento, 1995). Como se mencionó anteriormente, el cálculo clásico utiliza las contracciones concéntricas, sin embargo, tal y como plantean Coombs & Garbutt (2002) en su revisión son cada vez más los estudios que calculan la relación utilizando una contracción concéntrica (con) y otra excéntrica (ecc), ya sea $H_{ecc}:Q_{con}$ o $H_{con}:Q_{ecc}$; esto entendiendo que se acerca más a una evaluación funcional, puesto que las acciones donde se produce una lesión son aquellas que en contracción concéntrica de un grupo muscular, se demanda la contracción excéntrica de su antagonista. Por otro lado, mencionan que el cálculo clásico puede dar relaciones que no parecerían ser factores de riesgo, cuando con este nuevo cálculo sí aparecen como tales. Considerando todo lo mencionado anteriormente, para obtener un análisis más abarcativo sobre CM, es relevante reconocer la existencia de desequilibrios musculares. De acuerdo con ello, resulta relevante comparar los grupos musculares.

Dentro de los elementos empleados en evaluaciones musculares, el dinamómetro electromecánico funcional (dispositivo de reciente aparición en el mercado) emerge como un dispositivo potencialmente aplicable en la rehabilitación y el rendimiento deportivo, dado que permite evaluar y entrenar la fuerza en seres humanos (Rodríguez-Perea et al., 2019). En palabras de Rodríguez-Perea et al. (2021), un dinamómetro electromecánico funcional permite una amplia variedad de estímulos, y la evaluación de la ejecución de movimientos funcionales; esto radica en una de las ventajas respecto a los dinamómetros isocinéticos, que permiten movimientos que rara vez son aplicables a gestos cotidianos como caminar, correr, etc.

Por otro lado, la tensiomiografía (TMG) presenta la posibilidad de aislar cada músculo a evaluar, lo que permite, a partir de su tensión conocer de forma discriminada sus propiedades contráctiles, además de poder hablar de CM a partir de otros criterios, también sería posible comparar las asimetrías y desbalances de cada músculo. En este sentido, conocer si aquellas características funcionales se mantienen a un nivel más global o en caso de no ser así cómo se modifican externamente para ser compensadas, atenuadas o potenciadas.

Para un análisis más específico de las características del músculo, la TMG resulta un método novedoso, que de forma no invasiva (y de fácil aplicabilidad) permite la detección de las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos, a través de la contracción isométrica producida de forma involuntaria como respuesta a un estímulo

eléctrico (Dahmane et al., 2001). A partir de la respuesta de todo el músculo permite determinar sus propiedades funcionales.

En sus inicios, la TMG se utilizó principalmente en el ámbito patológico, teniendo como objetivo evaluar el tono muscular. Actualmente ha comenzado a utilizarse en el ámbito deportivo, cobrando relevancia dado que es un método en el que no se requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto evaluado. Esto ha sido sumamente valorado por parte de los deportistas y entrenadores, quienes a diario solicitan test de evaluación rápidos, precisos y que no interfieran en el trabajo cotidiano (Rodríguez-Matoso et al., 2010). En esta línea de pensamiento, la TMG resulta una herramienta de alta precisión para evaluar estructuras musculares (García-Manso et al., 2010).

La utilidad de la TMG fue también confirmada por Rodríguez-Ruiz et al. (2012), quienes la aplicaron en jugadores de voleibol playa, profundizando en el equilibrio muscular. Concluyeron que el exceso de masa muscular produce cierto desequilibrio, que se traduce en asimetrías musculares en extensores y flexores de rodilla. Estudios como el de García-García et al. (2013), también se centraron en los desequilibrios de extensores y flexores de rodilla, pero en este caso a lo largo del tiempo, dividiendo el mismo en periodo preparatorio y competitivo. Concluyendo que las propiedades contráctiles son modificables por el tipo de entrenamiento en el que se encuentre y además señalan que no todos los músculos estudiados tuvieron las mismas adaptaciones.

Tomando en cuenta las sugerencias planteadas por autores como Valenčič et al. (2001), respecto a una posible correlación entre la deformación máxima (D_m) y la fuerza muscular, emerge la posibilidad de establecer una relación entre la evaluación de las propiedades contráctiles mediante TMG y la medición de la fuerza muscular a través de la dinamometría. De acuerdo con ello, podríamos pensar en un análisis integral que incluya la exploración de posibles asimetrías tanto a nivel muscular como en las propiedades contráctiles.

En función a lo presentado anteriormente, la CM es un aspecto crítico para el rendimiento deportivo, sin embargo, su evaluación en jóvenes deportistas ha sido escasamente abordada en la literatura científica. Sumado a ello, la insuficiente comprensión de las propiedades contráctiles y su conexión con la fuerza muscular en jóvenes deportistas representa una limitante en la mejora y optimización del rendimiento deportivo. Por esta razón, resulta interesante analizar las asimetrías musculares a nivel de las propiedades contráctiles medidas a través del uso de tensiomiografía, y su relación

con las asimetrías de fuerza muscular en los músculos del cuádriceps e isquiosurales en jóvenes deportistas.

Este estudio, junto a otros similares en términos conceptuales y metodológicos, forman parte de una línea de investigación en deporte y rendimiento.

2.1 Pregunta de Investigación

La pregunta que orientó el estudio fue, ¿cómo se manifiestan las asimetrías musculares en cuádriceps e isquiosurales a nivel de las propiedades contráctiles y la fuerza?

2.2 Hipótesis

En el marco de esta investigación, se plantearon una serie de hipótesis que guiaron el análisis de las asimetrías y desbalances musculares entre cuádriceps e isquiosurales y su impacto en las propiedades contráctiles y la fuerza. Teniendo en cuenta esto, fueron tres las hipótesis:

Hipótesis 1: No existe diferencia entre las asimetrías musculares manifestadas a nivel de las propiedades contráctiles y los niveles de fuerza entre los músculos cuádriceps e isquiosurales en jóvenes deportistas.

Hipótesis 2: No existe diferencia entre asimetrías de fuerza y asimetrías a nivel de propiedades contráctiles.

Hipótesis 3: Deportistas más jóvenes presentan menores niveles de asimetría en cuádriceps e isquiosurales.

2.3 Objetivo general y específicos

El objetivo general de esta investigación fue “analizar las asimetrías musculares en cuádriceps e isquiosurales y su manifestación a nivel de las propiedades contráctiles, y la fuerza”.

Se plantean además los siguientes objetivos específicos:

- 1 Analizar las asimetrías de fuerza máxima isométrica, fuerza pico en la musculatura del cuádriceps e isquiosurales en jóvenes deportistas.
- 2 Analizar las concordancias de los valores de asimetría en los músculos cuádriceps e isquiosurales utilizando dos métodos diferentes, la tensiomiografía y la dinamometría.

3. MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL

3.1 Calidad muscular

El concepto de CM brinda una perspectiva de las propiedades estructurales y funcionales del sistema músculo esquelético; siendo la masa muscular el factor determinante; sin embargo, ni la masa muscular ni la fuerza por sí solas pueden estimar la CM (Antelo et al., 2022). En esta línea, Kołodziej & Czajka (2022), entienden que se encuentra asociada con la estructura, composición y funcionalidad del músculo.

A partir de los criterios que se utilizan para hablar de CM es que la misma puede determinarse considerando dos enfoques distintos, las características observables (enfoque estructuralista) por un lado, y por otro, la asociación entre la fuerza y la masa (funcionalista) (Cruz-Jentoft & Sayer, 2019).

Siguiendo la línea estructuralista, en Hazzard (2009), se propone la determinación de la misma en función de la composición estructural, apareciendo como indicadores la innervación nerviosa, contractilidad, fatigabilidad, densidad capilar, contenido de grasa intramuscular, metabolismos energéticos, funciones mitocondriales y daño oxidativo. Sin embargo, a nivel clínico la obtención de estos datos resulta de procesos invasivos y en muchos casos costosos o poco prácticos.

En función a los estudios de Barbat-Artigas et al. (2012), que indican a la fuerza o potencia muscular por unidad de masa muscular como marcadores clínicamente relevantes para la CM; emergen los estudios con foco en la funcionalidad muscular -segunda línea-, para determinar la misma. Además, se estima que factores como la obesidad, el nivel de actividad física, el género, las hormonas sexuales y la edad, influyen sobre la CM. Son varios los factores que contribuyen a la disminución de la CM; no obstante, los más generales son los neurológicos y los músculo-esquelético, ya que la producción de fuerza está relacionada a estos dos (Russ et al., 2012).

Teniendo en cuenta lo anterior, a efectos del presente estudio consideramos la definición de autores como Barbat-Artigas et al. (2012), Kołodziej & Czajka (2022), Lees et al. (2019), Metter et al. (1999), quienes la definen como “cantidad de fuerza y/o potencia muscular por unidad de masa muscular”. La evaluación de la misma, está relacionada con los instrumentos que se utilizan para verificar la masa muscular, la fuerza y la potencia (Barbat-Artigas et al., 2012).

En esta línea de pensamiento, autores como Brooks et al. (2006), Fukumoto et al. (2012), Goodpaster et al. (2006), establecen que la generación de fuerza se presenta como producto de la CM esquelética independientemente de la cantidad del músculo. Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente, sujetos con igual volumen muscular pueden presentar diferencias en relación a la producción de fuerza.

En función a esto, estudios marcan la importancia de los factores neurales como contribuyentes a la disociación muscular entre la masa y la función muscular (Barbat-Artigas et al., 2013). Aun así, prevalece el cálculo de la CM en base a la relación de la fuerza muscular por unidad de cantidad de músculo, poniendo en relevancia la arquitectura y composición del músculo en cuanto a las fibras, además de la capacidad de transmitir la fuerza producida por los tejidos conectivos.

Estudios marcan la CM como un índice novedoso de capacidad funcional en el que se confía cada vez más como un biomarcador crítico de la salud muscular en poblaciones adultas fisiopatológicas y de capacidad funcional reducida (Naimo et al., 2021). No obstante, tal y cómo plantea Naimo et al. (2021), la CM no ha sido foco de atención en poblaciones jóvenes sanas.

Sin embargo, Kołodziej y Czajka en un estudio publicado en 2022 sobre la CM en niños, trazaron como objetivo evaluar la composición corporal, la fuerza muscular, y la relación entre la calidad funcional de los músculos y los parámetros de bioimpedancia en niños de seis y siete años. Midieron la fuerza de presión manual, los parámetros de bioimpedancia, y estimaron los componentes de composición corporal. La fuerza de presión manual en relación con la masa muscular esquelética apendicular se tomó como indicador de la calidad funcional muscular.

En sus hallazgos, marcaron que la reactancia y el ángulo de fase son buenos indicadores de la calidad de los músculos esqueléticos apendiculares en niños sanos. Concluyeron la importancia de llevar un control de la misma en la atención primaria de pediatría (Kołodziej & Czajka, 2022). Sumado a ello, plantearon que el control del índice de CM es especialmente importante para controlar el desarrollo normal de los niños.

Otro estudio realizado por Lynch et al. (1999), centrado en observar la CM de los brazos y piernas en diferentes grupos etarios, demostró que la CM fue un 30% mayor en el brazo que en la pierna a lo largo del tiempo tanto en sexo masculino como femenino. A su vez, la CM del brazo y la pierna mostró una disminución a un ritmo similar con el

pasar del tiempo en los hombres, mientras que en las mujeres la CM de las piernas disminuyó un 20% más que la de los brazos.

Dando paso a otro estudio, Jerez-Mayorga et al. (2019), se propusieron comparar los niveles de fuerza isométrica entre adultos mayores con y sin osteoartritis (OA) de cadera y adultos jóvenes sanos. Sumado a eso, determinar la relación entre el índice de calidad muscular y la fuerza isométrica.

A la hora de realizar mediciones, utilizaron un dinamómetro electromecánico funcional para medir la contracción isométrica voluntaria máxima de los músculos de la articulación de la cadera. Cada uno realizó una contracción isométrica voluntaria máxima durante seis segundos, tres veces, con al menos un minuto de descanso para evitar la fatiga. Los movimientos evaluados fueron flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa de la cadera.

En cuanto al índice de calidad muscular se estimó en base a la fórmula de Takai et al. (2009), este índice incluye la longitud de la extremidad expresada en metros, la altura de la silla utilizada en el test Sit to Stand, la masa corporal en kilogramos, la aceleración de la gravedad (9.81 m/s^2) y una constante de 10.

$$MQI (Watts) = (Leg\ length \times 0.4) \times Body\ mass \times gravity \times 10 / Time\ sit\ to\ stand$$

Ecuación 1 Ecuación planteada por Takai et al. (2019), para el cálculo de la CM.

A partir de sus hallazgos, concluyeron que existen diferencias en el índice de calidad muscular y la fuerza isométrica de los músculos de la cadera entre los sujetos con OA, el grupo de adultos mayores sin OA y los adultos jóvenes sanos. El índice de calidad muscular es diferente en los tres grupos. Los sujetos con OA presentan un índice de calidad muscular más bajo respecto a los demás grupos.

3.2 Tensiomiografía

La tensiomiografía (TMG) es un método de medición no invasivo, que utiliza la mecanografía, para la detección de las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos a través de la contracción isométrica producida de forma involuntaria como respuesta a un estímulo eléctrico. A partir de la respuesta de todo el músculo permite determinar sus propiedades funcionales (Dahmane et al., 2001).

En base al recorrido histórico que realizan Rodríguez-Matoso et al. (2010), es sabido que la misma fue desarrollada en la Faculty of Electrical Engineering de la University of Ljubljana (Eslovenia) por el profesor Vojko Valenčič, con el objetivo de evaluar el tono muscular en pacientes con patologías neuromusculares (Valenčič, 1990); para luego trasladarse al campo del deporte por medio de investigaciones realizadas por dicha universidad, intensificadas debido al vínculo que se estableció con el equipo olímpico esloveno, durante su preparación para los Juegos Olímpicos de Sydney 2000 y los Juegos Olímpicos de Invierno de Salt Lake City 2002.

En este sentido, la información proporcionada es relevante para el estudio de enfermedades musculares, procesos de rehabilitación, dimensionamiento del entrenamiento y adaptación muscular (Šimunič et al., 2005). En el ámbito deportivo, permite realizar un seguimiento y control del proceso de entrenamiento, posibilitando una adecuada monitorización y mejora de los programas de prevención y recuperación de lesiones (García-García et al., 2013). Sumado a la practicidad del instrumento, su rápida aplicabilidad, así como no interferir con las cargas de trabajo -en el caso de deportistas- se ha potenciado su uso en los últimos años (Rodríguez-Matoso, D. et al., 2010).

Contrario a otros métodos invasivos, la TMG no se limita a evaluar una unidad motora (UM) la cual no sería representativa de todo el músculo. Tampoco tiene la producción de fuerza muscular como resultado final, aspecto importante dado que en dichos casos los resultados se encuentran condicionados por las características de la articulación, así como la contribución de otros músculos que producen torque sobre la misma. Como se mencionó anteriormente la TMG no mide la fuerza directamente, sin embargo, esta se correlaciona con el desplazamiento del vientre muscular (deformación radial) durante la contracción.

De este modo permite mediciones de respuestas musculares individuales de todos los músculos esqueléticos superficiales (Dahmane et al., 2001). A su vez, las mediciones

obtenidas reflejan las propiedades intrínsecas del vientre muscular dejando a un lado toda la influencia que pudiera generar el tejido conectivo circundante (Šimunič et al., 2005).

En este sentido, la TMG posee una serie de ventajas -específicamente en el ámbito deportivo- al momento de evaluar estructuras musculares debido a su alta precisión ($\leq 4 \mu\text{m}$). Estas se pueden cuantificar en cinco. 1) Es un protocolo rápido y sin esfuerzo físico. 2) Es una herramienta no invasiva en donde las estimulaciones eléctricas son de moderada a baja intensidad (de 1 a 110 mA). 3) Se pueden individualizar los músculos superficiales respondiendo -así- a especificidades del deportista/deporte. 4) Notifica respuestas agudas-crónicas sobre el músculo a las distintas cargas de entrenamiento, sin depender de sus características internas, estado de entrenamiento o nivel de aplicación. 5) Es de gran utilidad para la observación de las características morfológicas y funcionales de las estructuras musculares analizadas (García-Manso et al., 2010).

Otros aportes relevantes que arroja la TMG son los valores de simetría, examinando la existencia de asimetrías bilaterales (entre el lado derecho e izquierdo), asimetrías funcionales (entre los músculos que rodean la articulación) y desbalances. De esta forma, los estudios por TMG son de suma importancia en el entrenamiento deportivo para prevenir lesiones, evaluar y mejorar la rehabilitación, así como dictar planes de entrenamiento más específicos e individualizados (García-Manso et al., 2010).

Dentro de la información proporcionada por el software -dirá Šimunič et al. (2005), parámetros temporales de contracción- se encuentra, la deformación máxima (Dm) entendida como el desplazamiento radial del vientre muscular tras una estimulación, expresado en milímetros. Otro de los parámetros, es el tiempo de respuesta (Td), representa el tiempo que tarda la estructura muscular en alcanzar el 10% del desplazamiento total observado; el tiempo de contracción (Tc) es aquel que transcurre desde que finaliza el tiempo de respuesta (10% de Dm) hasta el 90% de la misma. El tiempo medio de relajación (Tr) es lo que tarda el músculo en descender del 90% hasta el 50%, en relación a este García-Manso et al. (2010), agregan que este parámetro permite comparar los valores de un mismo sujeto para obtener datos respecto a su estado de fatiga. Por otro lado, el tiempo de sustentación (Ts), es el tiempo que transcurre desde que en la fase de contracción se alcanza el 50% de la Dm, hasta que se vuelve a alcanzar el 50% en la fase de relajación (García-García et al., 2019) (Fig. 1).

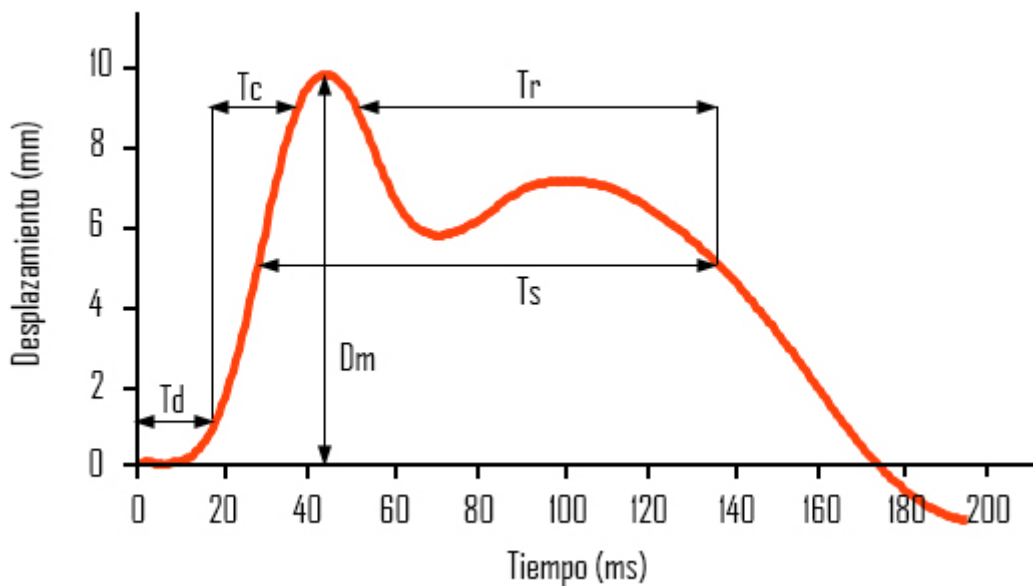


Figura 1 Representación de la curva de activación muscular. Imagen recuperada de la medición de uno de los sujetos de la muestra, con las medidas agregadas.

Para realizar una correcta evaluación García-Manso et al. (2010), plantean una serie de aspectos metodológicos a considerar; 1) Posición de los segmentos que se van a evaluar; debido a que un cambio en la posición modifica la respuesta. 2) Punto de colocación del sensor; el mismo debe situarse de forma perpendicular en la porción más prominente del vientre muscular. Longitudinalmente respecto al recorrido del vientre, se colocan los electrodos, los cuales se disponen simétricamente a 20-50mm del punto de medición (Dahmane et al., 2001). 3) Recuperación entre cada estímulo; si se emplean cargas que permiten alcanzar la D_m , es necesario espaciar los estímulos para evitar el fenómeno de activación post-tetánica. 4) Fatiga muscular; dado que la misma distorsiona la contracción muscular. 5) Fijación de los segmentos; corresponde a una evaluación de contracción isométrica. 6) Temperatura muscular; grandes caídas de temperatura muscular reducen los valores de velocidad de contracción y deformación.

El sensor colocado presiona el vientre muscular (con una magnitud de fuerza preestablecida y constante) por medio de un resorte. Por los electrodos colocados (cátodo proximal y ánodo distalmente respecto al sensor) circula (durante 1ms) una corriente continua también regulable, la cual recorre el músculo estimulando la contracción. Esta genera un aumento del diámetro del vientre, que superando la resistencia del sensor desplaza el mismo (este desplazamiento es medido tanto en términos de recorrido como en tiempo para arrojar los datos anteriormente mencionados) (Dahmane et al., 2001).

3.3 Dinamometría

El dinamómetro electromecánico funcional es un dispositivo que ha sido introducido recientemente en el ámbito de la rehabilitación y el rendimiento deportivo, pudiéndose utilizar tanto para evaluaciones (análisis de rendimiento en forma de prevención o rehabilitación en edades adultas) como para entrenamientos (Rodríguez-Perea et al., 2021).

El mismo le permite al usuario aplicar fuerza (a una velocidad voluntaria) sobre una linga que se enrolla en un rodillo. Además, una célula de carga detecta la tensión aplicada a la linga y la señal resultante se envía a un convertidor analógico digital con resolución de 12 bits. Los datos son recopilados con un codificador de 2500 ppr unido al rodillo. Los datos de los diferentes sensores se obtienen a una frecuencia de 1 kHz (Rodríguez-Perea et al., 2021).

Cerda Vega et al. (2018), plantean que es un instrumento que permite evaluar movimientos en diferentes planos y ángulos a través de su sistema de poleas que da la posibilidad de realizar movimientos específicos y naturales. Sumado a ello, Jerez-Mayorga et al. (2021), traen a escena la posibilidad de sistematizar y controlar múltiples componentes de la carga durante la realización de movimientos naturales, como pueden ser rango y velocidad del movimiento, magnitud de la resistencia, control de la fuerza ejercida y el tipo de contracción muscular (isométrica, concéntrica, y excéntrica).

Lesnak et al. (2020), plantean que el dinamómetro isocinético es un método viable y seguro para evaluar tanto la fuerza como la potencia muscular. Además, facilita la obtención de valores isométricos que posibilitan estimar los valores de 1RM (repetición máxima) en la extensión de rodilla con contracción isotónica. Esto genera beneficios a la hora de prescribir tipos de entrenamientos con cargas más individualizadas para una óptima rehabilitación. En esta línea, Chamorro et al. (2018), afirman que, si bien la dinamometría isocinética es considerada el estándar de oro para medir la fuerza el dinamómetro electrónico funcional, puede ser una alternativa al evaluar la fuerza dado su bajo costo y la posibilidad de evaluar la fuerza funcional además de una evaluación analítica. Rodríguez-Perea et al. (2019), adhieren a considerar su bajo costo como una de las ventajas y además agregan su fácil utilización como otro punto a destacar.

Sí bien el dinamómetro electromecánico funcional emerge como una alternativa respecto a la dinamometría isocinética, la fiabilidad relativa y absoluta no ha sido

informada en la literatura (Chamorro et al., 2018). Teniendo en cuenta esto, existen antecedentes que apunta a investigar sobre ello; por ejemplo ha sido usado para evaluar la fuerza isométrica de los rotadores del hombro (Chamorro et al., 2018), la fuerza abductora de la cadera (Cerdeja Vega et al., 2018), la confiabilidad del Sit to Stand en adultos jóvenes sanos (Jerez-Mayorga et al., 2021), y para medidas de ejercicio excéntrico de flexión de rodilla durante el movimiento de balanceo en jugadores de fútbol (Sánchez-Sánchez et al., 2021), entre otros.

Ahondando en estos, Chamorro et al. (2018), trazaron como objetivo determinar la confiabilidad relativa y absoluta del pico de torque isométrico en rotación interna y externa del hombro utilizando un dinamómetro electromecánico funcional. Además, determinar la posición óptima para la evaluación de la fuerza de rotación del hombro (40° o 90° de abducción del hombro). En función a lo investigado, concluyeron que el protocolo de prueba de fuerza isométrica con dinamómetro electromecánico funcional presentó una excelente reproducibilidad, pudiendo ser usado en entornos clínicos para monitorear los cambios de fuerza.

Por otro lado, a nivel de miembros inferiores, Cerdeja Vega et al. (2018), plantearon como objetivo establecer la validez y confiabilidad de tres protocolos para evaluar la fuerza isométrica de los músculos abductores de la cadera. En sus conclusiones afirman que el dinamómetro electromecánico funcional resulta un instrumento válido y confiable para medir la fuerza de la musculatura abductora de la cadera en todas las posiciones. Además, establecieron que los valores de fuerza máxima fueron más altos cuando el sujeto está en posición decúbito lateral.

En Sánchez-Sánchez et al. (2021), se plantea como objetivo determinar la fiabilidad del dinamómetro electromecánico funcional en medidas de ejercicio excéntrico de los isquiosurales en el movimiento de swing en jugadores de fútbol. Tomaron una muestra de diecinueve jugadores masculinos de fútbol federados que realizaron el ejercicio excéntrico de los isquiosurales. En función a esto concluyeron que es un dispositivo confiable para evaluar la fuerza excéntrica de los músculos isquiosurales en jugadores de fútbol.

3.4 Fuerza muscular

Barbat-Artigas et al. (2012), afirma que tanto la fuerza como la potencia podrían ser indicadores de la CM. Por lo tanto, evaluar la masa muscular, fuerza muscular y potencia muscular podría utilizarse para cuantificar la calidad de los músculos.

La fuerza muscular desde el punto de vista de la mecánica, puede definirse como la capacidad de la musculatura para deformar o modificar la aceleración de un cuerpo, es decir $F = m \times a$. Mientras tanto, desde la fisiología, es definida como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, que puede tener (o no) relación con una resistencia externa (López & Fernández Vaquero, 2006).

3.4.1 Asimetrías

Las asimetrías pueden definirse como el porcentaje de diferencia entre valores (habitualmente fuerza) obtenidos con miembro hábil e inhábil (Bishop et al., 2019). De acuerdo con Hewit et al. (2012), los factores determinantes pueden ser aspectos hereditarios, mecánicos, fisiológicos, anatómicos, lesiones y otros tantos más; además pueden ser un fenómeno natural, reflejo de las exigencias de la práctica deportiva.

En esta línea, Troule & Casamichana (2016), adhieren afirmando que las asimetrías pueden responder a las demandas unilaterales exigidas por el ámbito deportivo (por ejemplo, utilización del lado hábil). Por lo que se relacionan con la dominancia de un lado del cuerpo sobre el otro, lo cual produce una mayor habilidad en el mismo, generando diferencias en la fuerza de los músculos involucrados (Pellicer-Chenoll et al., 2017). Menzel et al. (2013), remarcan la importancia de las asimetrías al indicar que estas generan modificaciones en la mecánica de los gestos deportivos, afectando el rendimiento e incrementando el riesgo de lesión en el sistema músculo esquelético.

En función a lo planteado anteriormente, Croisier et al. (2003), realizaron un estudio longitudinal durante nueve meses en el que evaluaron las asimetrías de jugadores de fútbol en la pretemporada, y durante la temporada se registraron la frecuencia de nuevas lesiones, concluyendo que es válido utilizar como factor de riesgo de lesión aquellos desequilibrios musculares de fuerza superiores al 15%. Este estudio se centró en los músculos isquiosurales; y en este sentido agregan que, si bien los orígenes son multifactoriales, dada la gran variabilidad en el rendimiento muscular en las pruebas de dinamometría, aquellos futbolistas con desequilibrios resultaron 5 veces más propensos a sufrir lesiones del tipo distensión a nivel de los isquiosurales.

Por otra parte, Petschnig et al. (1998), realizaron un estudio transversal a sujetos que se sometieron quirúrgicamente a una reconstrucción del ligamento cruzado anterior, en el que compararon sus valores de simetría con los de una población sana que se utilizó como referencia, utilizaron pruebas de rendimiento funcional (saltos verticales) e isocinéticas; donde concluyeron que la población sana presentaba valores de simetría superiores al 95% mientras que los sujetos operados presentaban valores por debajo del 85% de simetría, lo que se puede leer como superiores al 15% de asimetría.

Estudios como los realizados por Maly et al. (2016), evaluaron la presencia de asimetría de fuerza en jugadores de fútbol jóvenes en relación con los músculos extensores y flexores de rodilla. Estos autores toman en vital consideración la preferencia de los miembros identificando miembro dominante y no dominante.

Este concepto se encuentra ligado a la relación H:Q la cual considera la fuerza y su comparación para constituir información de utilidad en la evaluación del desequilibrio muscular de deportistas. Por lo tanto, puede resultar de gran relevancia para el entrenamiento la determinación de asimetrías en fuerza, estimadas a través de un valor que describa la acción conjunta de estos grupos musculares antagónicos, como lo es la proporción H:Q. Además, se puede hablar de diferentes formas de evaluar la proporción H:Q (fuerza máxima, funcional) (Pellicer-Chenoll et al., 2017).

Para determinar las asimetrías se puede utilizar la dinamometría electromecánica funcional, ya que varios trabajos indican que es precisa al evaluar valores de fuerza y potencia máximos durante la extensión y flexión rápida de pierna (valorar relación H:Q) (Cerdeira Vega et al., 2018; Jerez-Mayorga et al., 2021; González et al., 2023).

A su vez, la TMG permitiría el análisis de asimetrías al posibilitar la comparación de desequilibrios a través de determinaciones H:Q en un tercer nivel, el de las capacidades musculares. Es fundamental comprender que la capacidad muscular está vinculada a la contractilidad (Frumento, 1995; Johnson, 2007). Medir la capacidad contráctil de músculos in vivo, requiere de registros de la deformación o tensión desarrollada por un músculo luego de recibir un estímulo controlado cuando este se encuentra en reposo. La TMG detecta las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos aportando mediciones de respuestas musculares individuales de todos los músculos esqueléticos superficiales (Dahmane et al., 2001). Por lo que, el uso de TMG permitiría el análisis de asimetrías haciendo posible comparar las asimetrías y desbalances a través de determinaciones H:Q en un tercer nivel, el de las capacidades musculares.

4. METODOLOGÍA

El presente estudio se enmarcó en un enfoque cuantitativo de carácter secuencial y probatorio. Argumentado según escritos de Hernández et al. (2014), se partió de una idea que se fue acotando, una vez delimitada se definieron objetivos y preguntas de investigación, se revisó la literatura y se construyó un marco o perspectiva teórica. Las preguntas planteadas condujeron a la formulación de hipótesis y la determinación de variables. Resuelto esto, se trazó un plan para su comprobación, se midieron las variables en un contexto determinado, y se analizaron las mediciones obtenidas utilizando métodos estadísticos, extrayendo una serie de conclusiones respecto a las hipótesis.

Según Hernández et al. (2014), se empleó un diseño experimental en esta investigación. Se utilizaron estudios de intervención para explicar cómo las situaciones generadas afectaron a los individuos que participaron en la investigación.

4.1 Muestra

La muestra estuvo compuesta por 35 sujetos, con una edad promedio de $22,3 \pm 3,4$ años, una talla media $176,8 \pm 8,9$ centímetros, y una masa corporal media de $73,8 \pm 8,4$ kilogramos. Los criterios de inclusión fueron: estar en actividad y no haber tenido lesiones en los últimos seis meses. Por otro lado, fueron criterios excluyentes: (1) consumo de drogas recreativas/sociales en la semana previa a la toma de datos (alcohol, marihuana como ejemplos), (2) operaciones a nivel ligamentoso y meniscal. Además, los participantes no debían haber realizado entrenamientos a muy alta intensidad en las 24 horas previas ni entrenamiento en las últimas 12 horas.

De la muestra inicial, se excluyeron un total de tres sujetos, dos de ellos presentaron datos incompletos en la toma de datos con dinamómetro, mientras que uno presentó irregularidades en la ecografía y molestias durante algunos ejercicios de dinamometría. Esto impidió la completa recopilación de datos. Además, algunos sujetos contaron con algunos valores ausentes, pudiendo deberse a errores en la base de datos o códigos que no quedaron configurados correctamente al ser guardados. Aunque los datos de estos aparecen incompletos, los sujetos continuaron siendo válidos para otros análisis.

Este estudio tuvo la aprobación del comité de ética del ISEF (Res. N°26/2023).

4.2 Instrumentos

Los instrumentos utilizados incluyeron un banco y una camilla, así como un tensiomiógrafo (TMG, Ljubljana, Eslovenia) y un dinamómetro electromecánico funcional (Dynasystem, Granada, España).

4.3 Procedimiento

En una única ocasión, se solicitó a los voluntarios presentarse en el laboratorio del Grupo de Investigación en Deporte y Rendimiento, situado en el subsuelo del ISEF en Montevideo, Parque Batlle s/n. Fue imprescindible llevar indumentaria adecuada, compuesta por una remera y un short, con el propósito de facilitar la captura de datos (ambas prendas podían ser cambiadas en las instalaciones). Posterior a brindarles la información, se otorgó el consentimiento informado el cual debieron leer y firmar en caso de estar de acuerdo, luego se procedió a tomar datos personales y medidas antropométricas relevantes.

4.3.1 Tensiomiografía

La evaluación inicial consistió en medir la contractilidad muscular en estado de reposo. Para llevar a cabo dicha evaluación, se utilizó un tensiomiógrafo con el sujeto en posición de decúbito sobre una camilla. Se procedió a evaluar el músculo representante del cuádriceps, el recto femoral (RF), así como el bíceps femoral (BF) para los isquiosurales.

Para tomar las medidas de ambos músculos, se estandarizó el lugar de colocación del sensor de alta precisión (relativo para cada músculo). En el caso del RF, se ubicó en la mitad de la longitud total entre la espina ilíaca hasta el tendón rotuliano, entendiendo que en este punto se encuentra el vientre muscular.



Figura 2 Colocación del sensor para la medición del músculo RF (a la izquierda), y músculo BF (a la derecha).

El procedimiento fue realizado de manera análoga para ambas extremidades, primero decúbito dorsal (para RF) y luego decúbito ventral (para BF). A cada lado de estos puntos de referencia se colocaron los parches que transmiten el estímulo eléctrico, cuidando que estos queden a una distancia de 2 o 3 cm del sensor. A través de los mismos se enviaron los estímulos que utilizan al músculo como medio conductor, comenzando a una intensidad de 20 mA (mili amperes) para gradualmente aumentarla de a 10 mA hasta llegar a obtener una respuesta mecánica máxima, visualizada mediante la superposición de los gráficos de respuesta. El equipo disponible permitía un máximo de 100 mA y el estímulo dura 1 milisegundo. Se consideró el valor máximo de deformación alcanzado en cada músculo para las futuras determinaciones.

4.3.2 Entrada en calor y dinamometría

Una vez finalizada la toma de medidas de tensiomiografía, cada participante llevó a cabo una sesión de calentamiento general de 15 minutos donde se trabajó globalmente la movilidad articular, elongación estática y dinámica de los principales músculos involucrados en el estudio (BF, RF) así como sus sinergistas. Posteriormente realizaron ejercicios pliométricos para la activación cardiovascular.

Finalizada la etapa de calentamiento cada individuo realizó sesiones de familiarización con dinamómetro electromecánico funcional. Tomando como referencia

Jerez-Mayorga et al. (2019), cada sujeto realizó dos o tres contracciones submáximas de los músculos implicados (BF, RF) con el objetivo de familiarizarse con los procedimientos de la prueba.

Se llevaron a cabo las mediciones utilizando una tobillera con anclaje al nivel del tobillo, conectada al dispositivo mediante una linga de nylon de mínima capacidad de deformación. En la etapa inicial, cada participante realizó contracciones isométricas máximas de 5'' de los músculos del cuádriceps e isquiosurales en cada miembro inferior, registrando las fuerzas máximas obtenidas ($F_{i\ max}$).



Figura 3 Colocación tobillera con anclaje hacia posterior para evaluar movimientos de extensión.

A efectos del análisis de los datos no se hablará de derecha e izquierda, sino de hábil e inhábil. A partir de los valores de $F_{i\ max}$, se calculó la carga de trabajo para las contracciones isotónicas, la misma fue equivalente al 60% de la $F_{i\ max}$ en flexión y extensión. El ejercicio isotónico constaba de tres repeticiones, y para el análisis se utilizó repetición de potencia más alta (P_{max}). Durante la ejecución de estos ejercicios, se enfatizó la importancia de alcanzar la máxima velocidad posible en los movimientos.

En relación a las tres repeticiones de cada ejercicio, el tiempo de descanso entre cada serie fue de entre 2' y 5' entre cada ejercicio. Se considerarán los valores máximos de fuerza y potencia (P_{max}).

4.4 Tratamiento de datos

Los datos recopilados durante la evaluación fueron meticulosamente registrados en un libro de Excel (2019), una primera hoja se limitó a los datos aportados por el dinamómetro (en ambos tipos de contracción) dentro de los datos nominales se discriminaron por sujeto, tipo de contracción, ejercicio y lateralidad, mientras que dentro de los datos escalares se registraron la repetición, recorrido, tiempo bajo tensión, fuerza media, fuerza pico, velocidad media, velocidad pico, potencia media, potencia pico, trabajo, impulso y tiempo al pico. Se tomaron en cuenta los valores de fuerza pico, en acción isométrica fueron utilizados como $F_{i\ max}$, mientras que los valores de la acción isotónica se los usó como F_{max} .

Por otro lado, en una segunda hoja se registraron aquellos brindados por la TMG, dentro de los datos nominales se predisponía en sujetos, músculo y lateralidad, y en los escalares lo hacía en Tc, Td, Tr y Dm. En una tercera hoja se registraron los datos antropométricos de los sujetos, dentro de ellos, pierna hábil, peso, talla, edad, IMC, porcentaje de grasa, porcentaje de músculo, perímetro derecho, pliegue derecho, perímetro izquierdo, pliegue izquierdo. La interrelación entre las hojas se hizo a partir de hojas dinámicas.

Se obtuvo de las variables cuantitativas la media o promedio (\bar{x}) como medida de tendencia central; la desviación estándar (DE) para cuantificar la dispersión con respecto a la media; y el coeficiente de variación (CV) definido por la razón DE/\bar{x} expresado como porcentaje, esta variabilidad relativa permite la comparación entre diferentes conjuntos de datos. La normalidad se evaluó a través de la prueba de Shapiro-Wilk, reportando el p-valor asociado, considerando un nivel de significancia $\alpha=0.05$. Además, se identificaron los valores mínimo y máximo observados.

En la fase de análisis estadístico, se estudió la posible asociación lineal entre variables cuantitativas mediante el coeficiente de correlación de Pearson (r), para determinar el tamaño del efecto se utilizaron los parámetros planteados por Goss-Sampson, M. (2019), siendo $< 0,1$ es irrelevante, de $0,1$ a $0,3$ es un efecto pequeño, $> 0,3$ a $0,5$ es un efecto moderado y $> 0,5$ es un efecto grande.

Se estudió la correlación entre la edad y el porcentaje de asimetría (medido por ambos métodos), por otro lado, entre $F_{i\ max}$ bilateral y la A-TMG, así como también $F_{i\ max}$ bilateral y BSA. Para la comparación de medias entre dos grupos relacionados se aplicó la prueba t de Student para muestras emparejadas. Se estableció un nivel de significancia

$\alpha=0,05$ para los contrastes de hipótesis. Para la utilización de esta prueba se verificó previamente la normalidad de las variables a través de la prueba Shapiro-Wilk. Además, previo a la realización de las correlaciones fueron identificados y posteriormente depurados -en una única instancia- los valores atípicos, generando así la aparición de menos puntos (en las gráficas) en comparación a la muestra total, con el objetivo de evitar que estos valores pudieran afectar los resultados obtenidos. Para todos los análisis estadísticos se utilizó el programa JASP, en su versión 0.18.1.0, a su vez con el mismo fueron realizadas todas las gráficas presentadas.

En cuanto al cálculo de la asimetría para los valores de $F_{i \max}$ se utilizará la ecuación planteada en Impellizzeri et al. (2007), Asimetría de Fuerza Bilateral (BSA, por su sigla en inglés), se plantea en términos de pierna fuerte y débil, en el presente estudio se usará pierna hábil e inhábil (Ecuación 2).

$$BSA = (hábil - inhábil) \div hábil \times 100$$

Ecuación 2 Ecuación para el cálculo de asimetría planteada por Impellizzeri et al. (2007), modificada para su aplicación considerando la extremidad hábil.

A los efectos del análisis, la asimetría fue expresada en valores absolutos, dado que resulta interesante observar la magnitud de la misma, y no si esta es positiva (mayor fuerza en extremidad hábil), o negativa.

Para el cálculo de la relación H:Q se utilizó la siguiente ecuación (Ecuación 3).

$$H:Q = F_{pico} \text{ Isquiosurales} \div F_{pico} \text{ Cuádriceps} \times 100$$

Ecuación 3 Ecuación para el cálculo de la relación H:Q.

Se calculó qué porcentaje de la $F_{i \max}$ representa la diferencia de fuerza entre ambas piernas, para ello se utilizó la siguiente ecuación (Ecuación 4). En el presente estudio se consideró fuerte y débil en función de las medias.

$$\% \text{ de diferencia} = (F_{i \max} \text{ fuerte} - F_{i \max} \text{ débil}) \times (100 \div F_{i \max} \text{ débil})$$

Ecuación 4 Ecuación para calcular el porcentaje de diferencia de fuerza entre ambas piernas.

5. RESULTADOS

Tal y como se mencionó en la metodología se determinaron por un lado las propiedades contráctiles del músculo Recto Femoral (Tabla 1) y por otro lado, Bíceps Femoral (Tabla 2).

Tabla 1. Propiedades contráctiles del Recto Femoral.

	Recto Femoral**							
	Dm (mm)		Tc (ms)		Td (ms)		Tr (ms)	
	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil
Media	7,1	7,0	28	25,2	25,4	26,2	53,4	74,1
Desviación Típica	2,72	2,23	7	3,13	2,68	3,67	60,7	103
Coeficiente de Variación	,385	,319	,248	,124	,105	,140	1.13	1,38
Shapiro Wilk	,946	,917	,870	,943	,885	,672	,732	0,58
Valor de p de Shapiro Wilk**	,169	,044*	,003*	,170	,006*	<,001*	<,001*	<,001*
Mínimo	2,55	3,39	19,3	20,5	22,2	22	9	7
Máximo	14	11,6	49,1	33,6	32	41,7	248	517

**Para hábil fueron válidos los datos de 27 sujetos, y para inhábil 25.

*Nota: La prueba de Shapiro-Wilk no mostró significancia ($p > 0.05$), indicando que los datos no se ajustan a una distribución normal.

Tabla 2. Análisis descriptivo de las propiedades contráctiles del Bíceps Femoral.

	Bíceps Femoral**							
	Dm (mm)		Tc (ms)		Td (ms)		Tr (ms)	
	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil
Media	3,98	5,37	27	35,4	25,1	26,8	63,2	44,22
Desviación Típica	2,87	2,39	13	16,3	7,8	4,25	59	38,3
Coeficiente de Variación	,720	,446	,449	,461	,313	,158	,933	,867
Shapiro Wilk	,907	,925	,860	,805	,600	,841	,785	,830
Valor de p de Shapiro Wilk	,026*	,083	,003*	<,001*	<,001*	,002*	<,001*	,001*
Mínimo	,190	2,24	11,6	19,5	18,7	21,5	5,83	7
Máximo	10,7	10,2	61,7	73	59,33	41,7	276,6	158

**Para hábil fueron válidos los datos de 25 sujetos, y para inhábil 23.

*Nota: La prueba de Shapiro-Wilk no mostró significancia ($p > 0.05$), indicando que los datos no se ajustan a una distribución normal.

Simultáneamente, a través del dinamómetro se analizaron las propiedades mecánicas de los mismos, tanto en isometría (Tabla 3; A), como en acción isotónica (Tabla 3; B).

Se presenta por un lado (A) el análisis descriptivo de la $F_{i\ max}$ en extensión y flexión discriminadas por pierna hábil e inhábil. Por otro lado (B) se presenta el mismo análisis descriptivo para la F_{max} .

Tabla 3. | A) Fuerza máxima isométrica | B) Fuerza máxima isotónica

	$F_{i\ max}(N)$				$F_{max}(N)$			
	Extensión		Flexión		Extensión		Flexión	
	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil	Hábil	Inhábil
Válido	28	28	28	28	30	30	32	30
Ausente	4	4	4	4	1	1	0	1
Media	603	583	331	294	474	450	248	233
Desviación Típica	146	154	58,1	57,1	112	123	49	45,1
Coefficiente de Variación	,243	,264	,175	,188	,237	,273	,197	,193
Shapiro Wilk	,956	,965	,973	,960	,966	,951	,963	,977
Valor de p de Shapiro Wilk	,280	,453	,666	,346	,440	,179	,338	,731
Mínimo	335	336	181	166	242	263	138	150
Máximo	842	903	452	399	662	668	355	328

En cuanto al análisis de los valores de asimetría y su relación con las propiedades contráctiles, se analizaron los niveles de las mismas reflejados a través de los 2 métodos. Respecto a los valores de $F_{i\ max}$ obtenidos a partir de dinamometría, se obtuvo a nivel de extensión una media de $6,4 \pm 4,4\%$, mientras que a nivel de flexión la media fue de $10,4 \pm 5,4$ (Fig. 4).

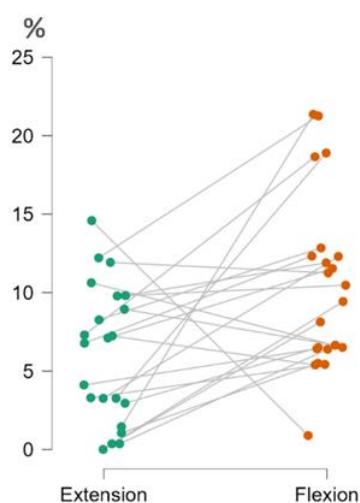


Figura 4 Asimetrías a partir de dinamometría (BSA).

Por otro lado, mediante Tensiomiografía se realizó un análisis de asimetría a nivel de las propiedades contráctiles de cada músculo (valor de simetría brindado por el propio instrumento, determinado a partir de la comparación de las curvas de desplazamiento - Fig. 1-), obteniendo a nivel de RF una media de $11,6 \pm 4,5$; por otra parte, a nivel de BF la media obtenida fue de $31,3 \pm 19,4$. (Fig. 5)

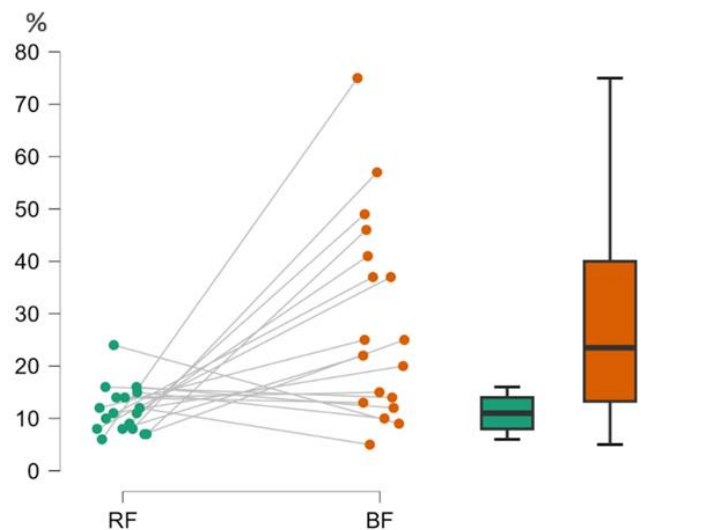


Figura 5 Asimetrías a partir de TMG (A-TMG).

De relacionar las asimetrías con la edad no se encontraron relaciones significativas (Fig. 6 y 7), tanto a nivel de las propiedades contráctiles edad - A-TMG de RF ($R=,050$); edad - A-TMG de BF ($R=,237$); como en el movimiento isotónico edad-BSA extensión ($R=-,389$); edad-BSA flexión ($R=-,076$).

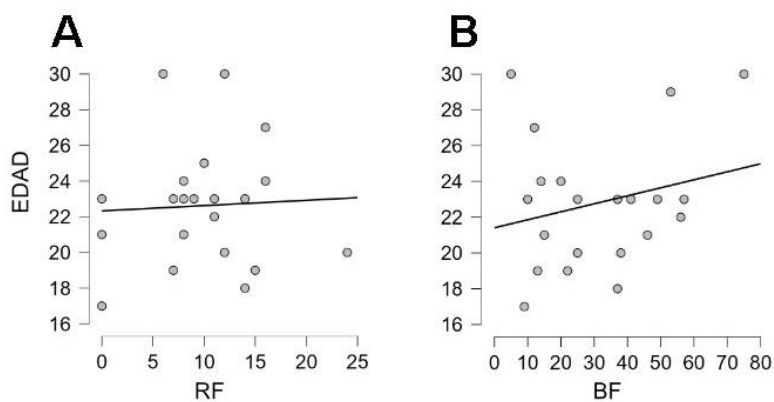


Figura 6 Gráficas de correlación entre la edad y asimetrías, edad - A-TMG RF (A); edad - A-TMG BF (B).

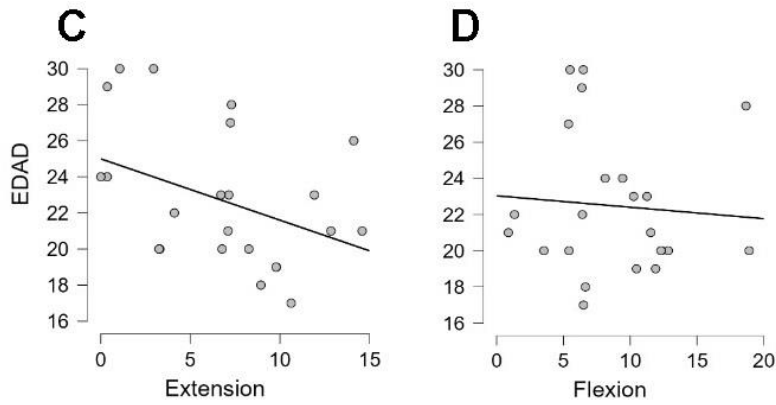


Figura 7 Gráficas de correlación entre la edad y asimetrías, edad-BSA extensión (C); edad-BSA flexión (D).

Posteriormente a ello, se calculó la relación H:Q a nivel de ambas piernas, obteniendo para la pierna hábil una media de $55,2 \pm 8,1$; mientras que la pierna inhábil arrojó valores de $51,3 \pm 9,9$ (Fig. 8). A su vez, analizando lo que sucede dentro de cada grupo, para la pierna hábil el 75% de la muestra reflejó isquiosurales por debajo del valor esperado, con desbalances de $51,7 \pm 5,9$; mientras que para la inhábil lo hizo 83,3% con desbalances de $48,4 \pm 7,4$.

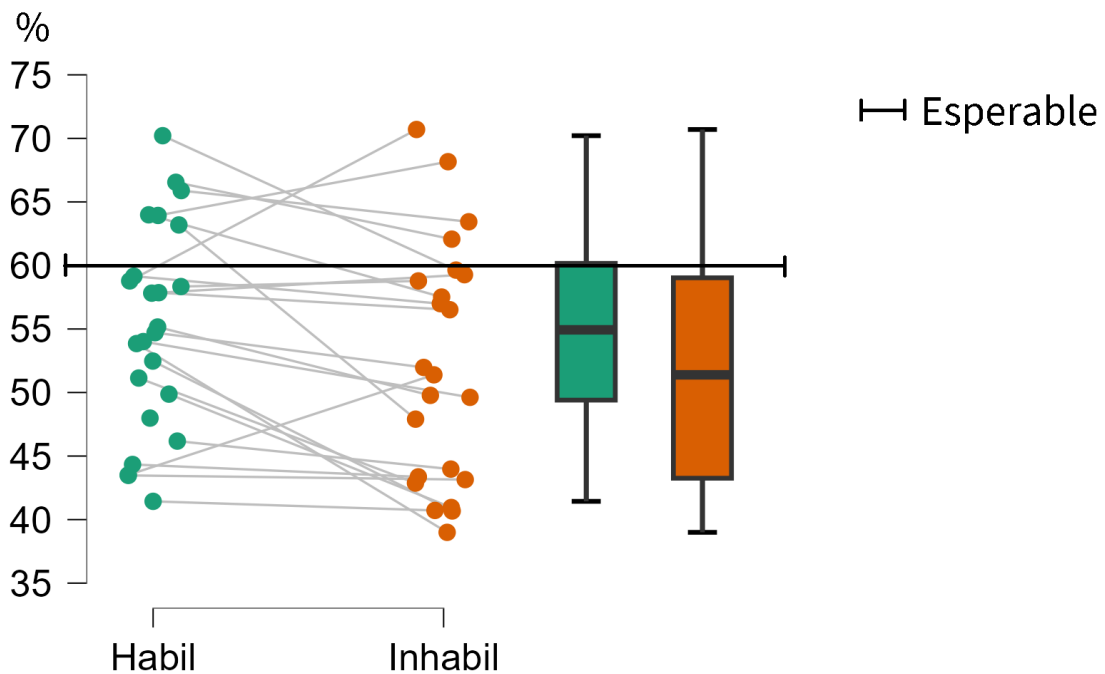


Figura 8 Se presenta el desbalance entre cuádriceps e isquiosurales expresados en porcentajes, cada sujeto presenta el valor de la relación H:Q para su pierna hábil e inhábil, se expresa también la relación esperable.

Se estudió la $F_{i\ max}$ de la pierna hábil y sus diferencias respecto a la inhábil para extensión, así como para flexión. En extensión hábil presentó una media de $603\pm 146\text{N}$, mientras que la inhábil $583\pm 154\text{N}$, presentando una diferencia del 3,3% (Fig. 9 A). Por otra parte, en flexión la pierna hábil tuvo una media $332\pm 58\text{N}$ y la inhábil $304\pm 57\text{N}$, presentando una diferencia del 8,1% (Fig. 9 B).

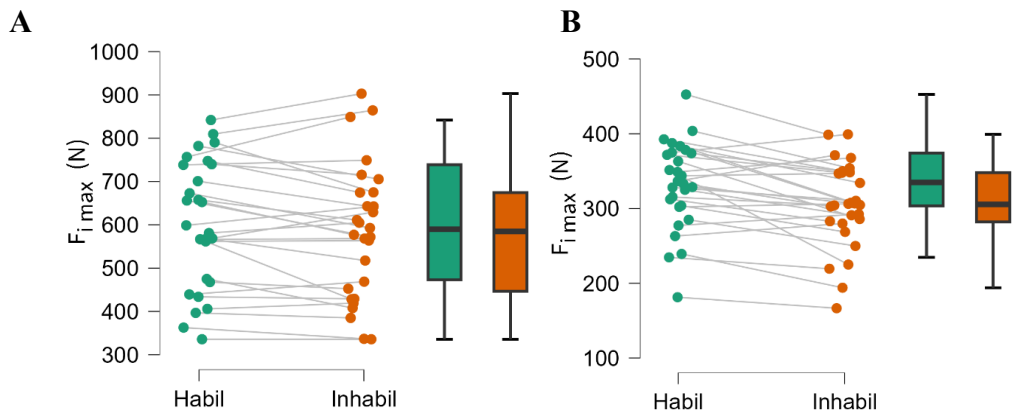


Figura 9 Se presentan las relaciones H:H de $F_{i\ max}$ (A), y la relación de $F_{i\ max}$ en Q:Q (B).

Por último, se analizó la relación entre los porcentajes de asimetría (A-TMG para tensiomiografía y BSA para dinamometría) y su relación con la $F_{i\ max}$ bilateral (tanto en flexión como extensión). En función a ello, se obtuvieron relaciones débiles de pendiente positiva, $F_{i\ max}$ extensión - BSA ($R=,027$); $F_{i\ max}$ flexión - BSA ($R=,200$); $F_{i\ max}$ extensión - A-TMG ($R=,150$), sin embargo, la relación entre $F_{i\ max}$ flexión y A-TMG presentó un efecto grande ($R=-0,611$). Para todos los casos de estudio se realizó primero un estudio de distribución para detectar valores atípicos.

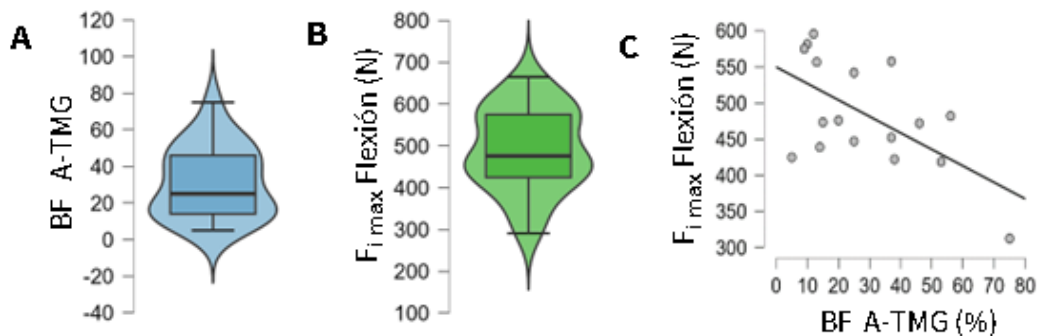


Figura 10 A Distribución de A-TMG para BF; B Distribución de $F_{i\ max}$ Flexión; C Relación entre $F_{i\ max}$ flexión y A-TMG.

6. DISCUSIÓN

El presente estudio se planteó como objetivo evaluar las asimetrías de fuerza y propiedades contráctiles, a través de dos métodos (dinamometría y tensiomiografía).

Atkins et al. (2016), resaltan la importancia de mantener simetría y equilibrio en ambos hemicuerpos, dado que son la base de muchos movimientos simples y complejos. En función a esto se evaluaron los valores de BSA (asimetría bilateral de fuerza) tanto para extensión como flexión. En línea con los hallazgos de Impellizzeri et al. (2007), los valores absolutos se mantuvieron por debajo del 15% de asimetría. En base a la bibliografía consultada, resulta positivo considerando que valores superiores podrían ser predictores de lesiones musculares (Croisier et al., 2003), así como también esperables en poblaciones con lesiones musculares recientes (Petsching et al., 1998).

Por otra parte, se observó una diferencia de cuatro puntos en la media de BSA entre extensión y flexión, planteando la interrogante sobre la mayor asimetría presente en la flexión. Estas diferencias de asimetrías Q:Q respecto a H:H, aparecen también en Kalata et al. (2021), (Q:Q=6,29-11,10%, H:H=7,79-12,12%) y Maly et al. (2021), (Q:Q=7,97-9,29%, H:H=7,94-11,47%), sin embargo difieren de lo encontrado en Jones & Bampouras (2010), (Q:Q=10.53±9.44 %, H:H=10.30±5.69 %).

Esta tendencia de mayor asimetría en los flexores también se encontró en TMG a nivel de las propiedades contráctiles. Sin embargo, se evidenció que la diferencia entre las medias es cinco veces superior que la de dinamometría, observándose una principal diferencia en los valores de A-TMG para BF, los cuales están ligeramente por encima del triple. Mientras que, en el caso de RF, los valores de A-TMG son casi dos veces superiores, ambas asimetrías presentaron distribuciones normales ($p=,199$ y $p=,056$ respectivamente). Surgen nuevas interrogantes, por un lado, por qué estas asimetrías aparecen más altas en las propiedades contráctiles, y por otro, qué implicancias tiene esta diferencia de asimetría.

En un intento de explicar las diferencias de asimetría entre flexores y extensores, podemos pensar en el uso/desuso del movimiento. García-García et al. (2013), en un estudio longitudinal de diferentes vastos de la musculatura flexora y extensora de la rodilla, concluyeron que el entrenamiento genera adaptaciones en las propiedades contráctiles, sin embargo, estas adaptaciones no se comportan igual en todos músculos; en este sentido vieron que el Tc del BF pasó de ser uno de los más altos (junto al de RF) en el periodo preparatorio, a ser el más bajo en el periodo competitivo siendo además el

único que disminuyó. Si bien estas fueron adaptaciones relativas al ciclismo de ruta, es posible pensar que las diferencias entre las propiedades contráctiles obtenidas en el presente estudio sean resultado de adaptaciones específicas, dependientes del periodo y tipo de entrenamiento.

Retomando la pregunta anterior en torno a las propiedades contráctiles más asimétricas, pero ahora desde un enfoque inverso, pretendemos entender por qué se produce la compensación de las asimetrías a nivel macro. De acuerdo con los resultados, al realizar un movimiento de forma voluntaria, las asimetrías se atenúan notoriamente, lo que se traduce en una compensación de las asimetrías observadas a nivel de las propiedades contráctiles.

Sí bien la tensiomiografía permite superar la dificultad que presenta determinar el desempeño de cada músculo dentro de un mismo grupo muscular (García-García et al., 2013), es evidente que el análisis de uno de los vastos que componen los músculos evaluados no refleja la totalidad de la realidad del movimiento, ya que en su manifestación, no funcionan de manera aislada sino en conjunto y en colaboración con otros músculos que funcionan sinérgicamente, disminuyendo así los niveles de asimetría. En este sentido, es pertinente plantear que otra razón podría estar dada por la diferencia respecto a la naturaleza de cada método de evaluación. Schot et al. (1994), afirma que las asimetrías presentan una alta dependencia con la metodología de registro empleada.

Sumado a ello, podría pensarse en otra respuesta asociada a las posibles limitantes en el estudio, y tener en consideración la aparición de movimientos accesorios por falta de técnica o en la búsqueda de lograr una mayor fuerza máxima. En base a esto y a efectos de futuras investigaciones podría plantearse el uso de otros elementos que permitan evitar sinergias musculares. Por ejemplo, un banco con respaldo para impedir inclinaciones de tronco, levantamientos de cadera, o cualquier otro movimiento auxiliar que involucre otros músculos. Aunque este sea un factor a considerar, al analizar los valores del coeficiente de variación entre las repeticiones ejecutadas por cada sujeto, estas se encontraron en un rango de 0,11 y 0,17, con una media de 0,15. Por lo que los resultados del coeficiente de variación entre repeticiones por sujeto para los diferentes ejercicios determinaron parámetros normales, siendo aceptables las variaciones para la potencia, indicando que no hubo desviaciones en los valores por mal uso o falta de elementos.

En relación a las implicancias de los diferentes resultados de asimetría, parece inevitable vincularlos con la CM, entendiendo que, si las asimetrías representan un factor

de riesgo para las lesiones (Croisier et al., 2003; Petschnig et al., 1998), estas pueden ser consideradas indicadores de CM. En este sentido, si la determinación de la CM se basara únicamente en las propiedades contráctiles (corriente estructuralista) podríamos decir que esta es menor que la determinada por la vía funcionalista (BSA), puesto que esta en términos de simetría arrojó resultados más cercanos a los valores esperados.

Sin embargo, resulta impreciso afirmar que la CM de un músculo es relativa al método con el que se mida, incluso también que esta es determinable a partir del análisis aislado de sus partes; a diferencia de esto, pareciera más adecuado pensar la misma desde una mirada holística entendiendo al cuerpo como un sistema interrelacionado, y no como la sumatoria de partes. De esta forma posicionarse desde una teoría holística, permite entender los eventos desde las múltiples interacciones que caracterizan al mismo, tal como se producen en el contexto real, implicando una actitud integradora y, además, una teoría explicativa orientada a la comprensión multicausal de los procesos, protagonistas y su contextos (Briceño et al., 2010).

Por otra parte, se analizó la relación entre los músculos isquiosurales y cuádriceps, revelando como resultado que la relación H:Q es mayor en la pierna dominante, esto se relaciona con los hallazgos de Kong & Burns (2010) quienes obtuvieron una relación H:Q mayor en la pierna hábil. Los mismos sugirieron que la disparidad podría explicarse por las debilidades presentes en los isquiosurales de la pierna menos hábil, lo cual es semejante a lo observado por el presente estudio, en el que el isquiosural inhábil fue un 8% más débil que el dominante. Teniendo en cuenta las ideas enunciadas por Siff y Verkhoshansky (2004), la disparidad de fuerza podría estar influenciada, entre otros aspectos, por la coordinación intra e inter muscular. En este sentido, y teniendo en cuenta que la distinción entre pierna hábil e inhábil se relaciona con la preferencia al realizar una tarea motriz específica, es posible que la menos hábil presente una coordinación inferior y por ende menos fuerza.

Se encontraron diferencias significativas entre la asimetría de los agonistas y antagonistas de cada sujeto (Fig. 4). Evidenciada por la disposición cruzada de los valores emparejados (altas asimetrías en flexores-bajas en extensores y viceversa). Esta observación resulta interesante dado que las individualidades parecerían compensadas a nivel del total de la muestra. A pesar de estas diferencias individuales, se observó una tendencia a la normalidad cuando se considera el conjunto total, lo que sugiere una compensación de estas variaciones. La relación H:Q (Fig. 7) presentó el mismo

comportamiento donde medias similares tienen a la interna distribuciones individuales diferentes. Este comportamiento se repitió al analizar la distribución de la $F_{i\max}$ (Fig. 8), tanto en flexión como en extensión, donde los grupos presentaron medias y desviaciones estándar similares entre ambos hemicuerpos, pero esta no refleja la distribución de cada sujeto, presentando estos valores diferentes entre el hemicuerpo hábil y el inhábil.

Estos resultados, se alinean con los hallazgos de González-Ramírez et al. (2023), quienes determinaron el índice bilateral de las extremidades superiores en términos de fuerza, velocidad y potencia máxima en jugadores de balonmano. Aunque los índices de simetría no mostraron asociación con el índice bilateral, la observación individual reflejó la importancia de tener precaución al evaluar a un atleta de manera individual.

Esta observación remarca la importancia de adoptar un enfoque crítico al momento de analizar resultados estadísticos, así como durante el recopilado y procesamiento de antecedentes, dado que estas discordancias no fueron reflejadas ni siquiera en las desviaciones estándar. Siguiendo las consideraciones planteadas por Sabino (2010) luego de un adecuado procesamiento de datos, y para dar respuesta al problema planteado, es necesario el análisis crítico de la información, con su consecuente síntesis y sistematización de los resultados para llegar a conclusiones fundamentadas.

Sí bien el estudio antes mencionado informó sobre un comportamiento similar, no se han identificado antecedentes que expliquen las diferencias de comportamiento entre lo revelado en el análisis grupal y lo observado en la conducta individual de cada sujeto.

Al explorar la relación entre la edad y las asimetrías, autores como Kalata et al. (2021), analizaron las asimetrías de fuerzas en diferentes categorías (U13, U15 y U17), observándose una tendencia a ser menor a medida que la categoría es mayor. Estos hallazgos se alinean con las conclusiones de Fousekis et al. (2010), quienes plantean que los jugadores con mayor edad de entrenamiento profesional presentan menores asimetrías de fuerza. Sumado a ello Lehance et al. (2009), en un estudio comparativo entre U17, U21 y "PRO" también encontró menores desbalances a medida que aumenta la categoría.

Sí bien estos estudios no profundizan en las causas de por qué las asimetrías disminuyen a medida que los deportistas avanzan en sus categorías, parece claro que los años de entrenamiento tienen un impacto significativo a nivel muscular, no así la edad cronológica, puesto que como se mencionó en los resultados, no hubo correlaciones entre esta y las asimetrías. De acuerdo con ello, podríamos pensar que las asimetrías son relativas al uso específico del músculo en el tiempo.

Para futuras investigaciones resultaría interesante realizar un estudio longitudinal donde se evalúen periódicamente las asimetrías a medida que los sujetos aumentan sus años de práctica deportiva, puesto que diversas investigaciones (Fousekis et al., 2010, Kalata et al., 2021, Maly et al., 2016) presentan sus conclusiones a partir de estudios transversales en base a diferentes edades de entrenamiento. Por otra parte, sería interesante que la muestra estuviese dividida en dos grupos, uno con deportistas cuyos deportes presenten características acíclicas, entendiendo que estos deportes requieren patrones motores asimétricos, conduciendo al desarrollo de adaptaciones asimétricas (Fousekis et al., 2010); el otro grupo, con aquellos que practiquen deportes cíclicos. Y a partir de esto, evaluar cómo evoluciona la asimetría en función de los años de entrenamiento, y si presenta diferencias entre grupos.

Por último, al discutir sobre las asimetrías y su relación con la fuerza, resulta interesante puntualizar que en los hallazgos se obtuvo una única correlación existente a nivel de $F_{i\ max}$ flexión y A-TMG, con efecto grande ($R=-0,611$). Sin embargo, las demás correlaciones analizadas, no presentaron relaciones significativas. De acuerdo con esto, podría establecerse una relación entre las propiedades contráctiles y la fuerza, es decir entre ambos métodos.

7. CONCLUSIONES

Este estudio tuvo como objetivo analizar las asimetrías musculares de fuerza y propiedades contráctiles a nivel de cuádriceps e isquiosurales. A diferencia de lo esperado según la primera hipótesis, se encontraron diferencias entre las asimetrías evaluadas.

La conceptualización de la calidad muscular presenta un panorama diverso, y definir el método de evaluación es actualmente objeto de debate. En este sentido podríamos evaluar CM a partir de TMG desde una perspectiva estructuralista, basada en el análisis de las propiedades contráctiles; y evaluarse desde la dinamometría, permitiendo así abordar este concepto desde una perspectiva funcionalista.

Al vincular estas perspectivas con el concepto de asimetría, los resultados obtenidos sugieren una CM inferior en términos de propiedades contráctiles, evidenciada por una menor simetría en los resultados, objetando así la hipótesis que afirma la no existencia de diferencias entre asimetrías de fuerza y A-TMG.

Parecería extraño hablar de dos valores de CM para un mismo músculo, aún más, que esta fuese relativa al método con el que se evalúe; en este sentido dada la consideración reinante de que ni la masa muscular ni la fuerza por sí solas podrían estimar la CM, resulta crucial definir un concepto que tome en cuenta tanto las características funcionales como estructurales de los músculos. En esta línea de pensamiento, evaluar la CM en función a estos métodos, implicaría aprovechar las ventajas de cada uno de ellos para obtener una valoración completa.

En lo que respecta a la hipótesis que vincula la edad cronológica con los niveles de asimetría, los resultados no respaldaron la afirmación. Teniendo en cuenta ello, resulta de interés evaluar esta relación utilizando la edad deportiva como variable, permitiendo analizar la influencia de los años de práctica deportiva en los niveles de asimetría.

A efectos de futuras investigaciones, se sugiere llevar a cabo un estudio longitudinal, que evalúe las asimetrías musculares de forma integral en individuos de una misma disciplina deportiva a lo largo del tiempo, teniendo como objetivo entender la dinámica de las asimetrías y su posible correlación con el entrenamiento, el rendimiento deportivo y la incidencia de lesiones.

8. REFERENCIAS

- Antelo, M., González, C., Novak, J., Olivera, M., Rocca, M., Viscarret, M., & Fábrica, G. (2022). Potencia de miembros inferiores y calidad muscular en adultos mayores.
- Atkins, S. J., Bentley, I., Hurst, H. T., Sinclair, J. K., & Hesketh, C. (2016). The presence of bilateral imbalance of the lower limbs in elite youth soccer players of different ages. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *30*(4), 1007-1013. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182987044>
- Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Zamboni, M., & Aubertin-Leheudre, M. (2012). How to assess functional status: A new muscle quality index. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, *16*(1), 67-77. <https://doi.org/10.1007/s12603-012-0004-5>
- Barbat-Artigas, S., Rolland, Y., Vellas, B., & Aubertin-Leheudre, M. (2013). Muscle Quantity Is Not Synonymous With Muscle Quality. *Journal of the American Medical Directors Association*, *14*(11), 852.e1-852.e7. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2013.06.003>
- Barry, B. K., & Carson, R. G. (2004). The Consequences of Resistance Training for Movement Control in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *59*(7), 730-754. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.7.M730>
- Bell, D. R., Sanfilippo, J. L., Binkley, N., & Heiderscheit, B. C. (2014). Lean Mass Asymmetry Influences Force and Power Asymmetry During Jumping in Collegiate Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *28*(4), 884-891. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000367>
- Kellis, S., Gerodimos, V., Kellis, E., & Manou, V. (2001). Bilateral isokinetic concentric and eccentric strength profiles of the knee extensors and flexors in young soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, *9*(1), 31-39.
- Bishop, C., Brashill, C., Abbott, W., Read, P., Lake, J., & Turner, A. (2019). Jumping asymmetries are associated with speed, change of direction speed, and jump performance in elite academy soccer players. *Journal of Strength and*

- Briceño, J., Cañizales, B., Rivas, Y., Lobo, H., Moreno, E., Velásquez, I., & Ruzza, I. (2010). La holística y su articulación con la generación de teorías. *Educere*, 14(48), 73-83.
- Brooks, N., Layne, J. E., Gordon, P. L., Roubenoff, R., Nelson, M. E., & Castaneda-Sceppa, C. (2006). Strength training improves muscle quality and insulin sensitivity in Hispanic older adults with type 2 diabetes. *International Journal of Medical Sciences*, 4(1), 19-27. <https://doi.org/10.7150/ijms.4.19>
- Cerda Vega, E., Jerez-Mayorga, D., Machado Payer, R., Campos Jara, C., Guzman-Guzman, I., Reyes Ponce, A., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS One*, 13(8), e0202248. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202248>
- Chamorro, C., Fuente, C. D. L., Jerez, D., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2018). Reliability of Shoulder Rotators Isometric Strength Test using a Novel Pulley Electromechanical Dynamometer. Influence of the Assessment Position. *Asian Journal of Sports Medicine*, 9(2). <https://doi.org/10.5812/asjms.60406>
- Cruz-Jentoft, A. J., & Sayer, A. A. (2019). Sarcopenia. *The Lancet*, 393(10191), 2636-2646. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)31138-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)31138-9)
- 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(1), 51-55. <https://doi.org/10.1007/BF02345266>
- Ferreira, J. C., Araujo, S. R. S., Pimenta, E. M., Menzel, H. J. K., Medeiros, F. B., Andrade, A. G., Ocarina, J. M., & Chagas, M. H. (2018). Impact of competitive level and age on the strength and asymmetry of young soccer players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 24, 357-360.
- Frontera, W. R., Hughes, V. A., Fielding, R. A., Fiatarone, M. A., Evans, W. J., & Roubenoff, R. (2000). Aging of skeletal muscle: A 12-yr longitudinal study.

Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985), 88(4), 1321-1326.
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.88.4.1321>

Frumento, A. S. (1995). *Biofísica. Capítulo 4: Temas de biofísica muscular* (3a ed.). Madrid: Mosby.

Fukumoto, Y., Ikezoe, T., Yamada, Y., Tsukagoshi, R., Nakamura, M., Mori, N., Kimura, M., & Ichihashi, N. (2012). Skeletal muscle quality assessed from echo intensity is associated with muscle strength of middle-aged and elderly persons. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4), 1519-1525.
<https://doi.org/10.1007/s00421-011-2goodpas099-5>

García-Manso, J. M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., Saa, Y. D., Vaamonde, D., & Rodríguez-Ruiz, D. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*.3(3), 98-102.

García-García, O., Cuba-Dorado, A., Álvarez-Yates, T., Carballo-López, J., & Iglesias-Caamaño, M. (2019). Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open access journal of sports medicine*, 49-69.
<https://doi.org/10.2147/OAJSM.S161485>

García-García, O., Hernández Mendo, A., Serrano Gómez, V., & Morales-Sánchez, V. (2013). Aplicación de la teoría de generalizabilidad a un análisis de tensiomiografía en ciclistas profesionales de ruta. *Revista de Psicología del Deporte* , 22 (1), 53-60.

González-Ramírez, A., Torres, C., Magallanes, C., & Fábrica, C. G. (2023). Bilateral index, power, force, and velocity during bench press with different loads in male handball players. *Frontiers in physiology*, 14, 456.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1130914>

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., Newman, A. B., & for the Health ABC Study. (2006). The Loss of Skeletal Muscle Strength, Mass, and Quality in Older Adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *The*

Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 61(10), 1059-1064. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.10.1059>

- Goss-Sampson, M. (2019). *Statistical analysis in JASP: A guide for students*.
- Hazzard, W. R. (2009). *Hazzard 's geriatric medicine and gerontology* (J. B. Halter, J. G. Ouslander, M. Tinetti, S. Studenski, K. P. High, & S. Asthana, Eds.; 6th ed). McGraw-Hill Medical.
- Hernández Sampieri, Roberto, y Carlos F. Fernandez-Collado (2014). *Metodología de la investigación*. Editado por Pilar Baptista Lucio. Sexta edición. México D.F.: McGraw-Hill Education.
- Hewit, J., Cronin, J., & Hume, P. (2012). Multidirectional Leg Asymmetry Assessment in Sport. *Strength & Conditioning Journal*, 34(1), 82-86.
- Jerez-Mayorga, D., Huerta-Ojeda, Á., Chiroso-Ríos, L. J., Guede-Rojas, F., Guzmán-Guzmán, I. P., Intelangelo, L., Miranda-Fuentes, C., & Delgado-Floody, P. (2021). Test–Retest Reliability of Functional Electromechanical Dynamometer on Five Sit-to-Stand Measures in Healthy Young Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(13), 6829. <https://doi.org/10.3390/ijerph18136829>
- Jerez-Mayorga, D., Ríos, L. J. C., Reyes, A., Delgado-Floody, P., Payer, R. M., & Requena, I. M. G. (2019). Muscle quality index and isometric strength in older adults with hip osteoarthritis. *PeerJ*, 7, e7471. <https://doi.org/10.7717/peerj.7471>
- Johnson, A. T. (2007). *Biomechanics and Exercise Physiology: Quantitative Modeling* (2nd ed.). New York: Taylor & Francis.
- Lesnak, J. B., Anderson, D. T., Farmer, B. E., Katsavelis, D., & Grindstaff, T. L. (2019). Ability of isokinetic dynamometer to predict isotonic knee extension 1-repetition maximum. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(5), 616-620. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0396>.
- Lees, M. J., Wilson, O. J., Hind, K., & Ispoglou, T. (2019). Muscle quality as a complementary prognostic tool in conjunction with sarcopenia assessment in

- younger and older individuals. *European Journal of Applied Physiology*, 119(5), 1171-1181. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04107-8>
- López, C., & Fernández Vaquero, A. (2006). *Fisiología del Ejercicio* (3.ª ed.). Médica Panamericana.
- Lynch, N. A., Metter, E. J., Lindle, R. S., Fozard, J. L., Tobin, J. D., Roy, T. A., Fleg, J. L., & Hurley, B. F. (1999). Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 86(1), 188-194. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.1.188>
- Maly, T., Zahalka, F., & Mala, L. (2016). Unilateral and Ipsilateral Strength Asymmetries in Elite Youth Soccer Players With Respect to Muscle Group and Limb Dominance. *International Journal of Morphology*, 34(4), 1339-1344. <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022016000400027>
- Menzel, H.-J., Chagas, M. H., Szmuchrowski, L. A., Araujo, S. R. S., De Andrade, A. G. P., & De Jesus-Moraleida, F. R. (2013). Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(5), 1370-1377. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318265a3c8>
- Metter, E. J., Lynch, N., Conwit, R., Lindle, R., Tobin, J., & Hurley, B. (1999). Muscle Quality and Age: Cross-Sectional and Longitudinal Comparisons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(5), B207-B218. <https://doi.org/10.1093/gerona/54.5.B207>
- Naimo, M. A., Varanoske, A. N., Hughes, J. M., & Pasiakos, S. M. (2021). Skeletal Muscle Quality: A Biomarker for Assessing Physical Performance Capabilities in Young Populations. *Frontiers in Physiology*, 12, 706699. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.706699>
- Newton, R. U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J. K., Doan, B. K., Robertson, M., ... & Kraemer, W. J. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 971-977.

- Pellicer-Chenoll, M., Serra-Añó, P., Cabeza-Ruiz, R., Pardo, A., Aranda, R., & González, L. M. (2017). Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio between genders in level-matched soccer players. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 10(1), 14-18. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2015.05.002>
- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., De Saa, Y., & García-Manso, J. M. (2010). Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 620-629.
- Rodriguez-Perea, A., Chiroso Ríos, L. J., Martinez-Garcia, D., Ulloa-Díaz, D., Guede Rojas, F., Jerez-Mayorga, D., & Chiroso Rios, I. J. (2019). Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ*, 7, e7883. <https://doi.org/10.7717/peerj.7883>
- Rodriguez-Perea, Á., Jerez-Mayorga, D., García-Ramos, A., Martínez-García, D., & Chiroso Ríos, L. J. (2021). Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 235(3), 176-181. <https://doi.org/10.1177/1754337120984883>
- Russ, D. W., Gregg-Cornell, K., Conaway, M. J., & Clark, B. C. (2012). Evolving concepts on the age-related changes in “muscle quality”. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 3(2), 95-109. <https://doi.org/10.1007/s13539-011-0054-2>
- Sabino, C. (2014). *El proceso de investigación*. Editorial Episteme.
- Sánchez-Sánchez, A. J., Chiroso-Ríos, L. J., Chiroso-Ríos, I. J., García-Vega, A. J., & Jerez-Mayorga, D. (2021). Test-retest reliability of a functional electromechanical dynamometer on swing eccentric hamstring exercise measures in soccer players. *PeerJ*, 9, e11743. <https://doi.org/10.7717/peerj.11743>
- Siff, M. C. & Verkhoshansky, Y. (2004). *Superentrenamiento*. (Vol. 24) España, Barcelona: Editorial Paidotribo.

- Šimunič, B., Rozman, S., & Pišot, R. (2005). Detecting the velocity of the muscle contraction. In *III International Symposium of New Technologies in Sport, Sarajevo*.
- Takai, Y., Ohta, M., Akagi, R., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2009). Sit-to-stand test to evaluate knee extensor muscle size and strength in the elderly: a novel approach. *Journal of physiological anthropology*, 28(3), 123-128. <https://doi.org/10.2114/jpa2.28.123>
- Troule, S & Casamichana, D. (2016). Application of functional test to the detection of asymmetries in soccer players. *Journal of Sport and Health Research*. 8(1):53-64.
- Valenčič, V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities. Beograd: Nauka*, 102-8. 575-584
- Valenčič, V., Knez, N., & Simunic, B. (2001). Tensiomyography: Detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*. 1. 1-10.
- Kołodziej, M., & Czajka, K. (2022). Skeletal muscle quality in 6- and 7-y-old children assessed using bioelectrical impedance analysis. *Nutrition*, 96, 111568. <https://doi.org/10.1016/j.nut.2021.111568>