

Construcción de un dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral y estudio transversal de la fuerza muscular en una población joven

Laura María Cano Méndez

Universidad de Caldas
Facultad de Ciencias para la Salud, Departamento Clínico
Manizales, Colombia
2023

Construcción de un dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral y estudio transversal de la fuerza muscular en una población joven

Laura María Cano Méndez

Trabajo de investigación presentado como requisito parcial para optar al título de:
Especialista en Medicina Interna Geriátrica

Director (a):

Doctor José Fernando Gómez Montes

Codirector (a):

Doctor Yeison Alberto Garcés Gómez

Grupo de Investigación

En Gerontología y Geriátrica Universidad de Caldas

Semillero de Investigación en Gerontología y Geriátrica Huellas

Línea de Investigación:

Capacidad funcional y actividad física

Universidad de Caldas

Facultad de Ciencias para la Salud, Departamento Clínico

Manizales, Colombia

2023



*“Yo no creo en la edad.
Todos los viejos
llevan
en los ojos
un niño,
y los niños
a veces
nos observan
como ancianos profundos”*

Pablo Neruda

A mis padres y abuelos

*Por enseñarme a ver en el rostro de una persona
mayor la dulzura y el cariño y a brindar cuidado*

Agradecimientos

Ingeniero Físico Diego Leonardo Cano Méndez

Coautor de este proyecto, ejecutor principal de la recolección de los datos

Doctor Yeison Alberto Garcés

Coautor de este proyecto, diseñador del modelo de dinamómetro fijo

Doctor Vladimir Henao Céspedes

Coautor de este proyecto, instrumentador electrónico del modelo de dinamómetro fijo

Ingeniero Mecánico Mario de Jesús Montoya

Constructor del diseño del dinamómetro fijo

Doctora Luisa Fernanda Castaño

Especialista en medicina física y rehabilitación, asesora temática

Doctor Juan David Osorio Bermúdez

Doctora Mariana López Cardona

Doctora Tania Karolina Burbano

Doctora Lina Ospina

Doctor Carlo Alejandro Vásquez

Doctor Diego Alejandro Gómez

Doctor Néstor Julián Zarate

Colaboradores en diferentes fases del proyecto

Universidad Católica de Manizales

Segunda alma mater del proyecto

Resumen

Introducción

El término sarcopenia ha adquirido protagonismo desde 1989, llama la atención sobre la disminución de la masa muscular asociada con el envejecimiento y su relación con desenlaces adversos en salud, genera, además, múltiples interrogantes sobre cada uno de los parámetros de evaluación de la función muscular (fuerza, movimiento y resistencia) y su relación con dichos desenlaces. Autores como Clark y Manini se han enfocado en la fuerza y actualmente son importantes defensores de la hipótesis de que la pérdida de masa muscular y la pérdida de fuerza muscular asociada al envejecimiento, podrían constituir dos fenómenos diferentes. En la actualidad se tiene amplia información sobre el valor de la dinamometría de presión manual en el diagnóstico de la sarcopenia, valores de referencia para la misma y su relación con desenlaces adversos en salud, sin embargo, existen pocos datos sobre la dinamometría de la fuerza producida por músculos de los miembros inferiores, sus valores de referencia y su relación con desenlaces adversos en salud, esto se debe principalmente a que los dinamómetros con capacidad de realizar estas mediciones son muy costosos, no están suficientemente validados o presentan imprecisiones en la medición; por tanto la presente investigación tuvo como objetivo diseñar y construir un dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral, el cual se construyó con las mejores características biodinámicas encontradas en la literatura para capturar la mayor fuerza de contracción del cuádriceps, con este dispositivo se realizó un estudio transversal de la fuerza muscular en una población joven.

Metodología

Se construyó un dinamómetro para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral a partir de una silla con altura ajustable, con flexión de la rodilla de 70 grados y un sistema de palanca amplificador de fuerzas, guaya, resorte y sensor tipo galga extensiométrica con una resolución de 100 gramos a 300 kilogramos. Con este dispositivo se propuso describir el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral de una población de hombres y mujeres de los 20 a los 50 años y realizar comparaciones entre sexos, entre decenios de edad y entre dinamometría de presión manual y dinamometría del torque isométrico del cuádriceps femoral. Los criterios de inclusión utilizados fueron la edad mencionada, la ausencia de

comorbilidad y de limitación funcional y actividad física leve a moderada según el cuestionario internacional de actividad física IPAQ.

Resultados

Este estudio tuvo como resultado el primer dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral de la región, al igual que un amplio análisis bibliométrico que revela una tendencia creciente en la investigación sobre el tema, especialmente en la medicina física, la deportología y la ortopedia, resaltó, además, la escasa información que existe al respecto en la geriatría. A partir de dicho análisis se logró también construir un marco de referencia de la dinamometría del torque isométrico máximo con el estándar de oro, obteniendo un rango de 78.7 Nm a 176.1 Nm en las mujeres y 118.9 a 266 Nm en los hombres, lo cual contrasta con los resultados de este estudio observacional de corte transversal que documentó un rango de 46 a 233 Nm en mujeres y 106 a 374 Nm en hombres. Este estudio además documentó diferencias significativas entre hombres y mujeres para la fuerza de agarre y para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral, sin embargo, no encontró diferencias entre decenios de edad ni en los hombres ni en las mujeres, lo que habla de un probable inicio de declinación de la fuerza muscular a edades más tardías. El análisis bivariado mostró correlación en las mujeres entre la fuerza de agarre y el torque ($p=0.000$ R de Pearson 0.450), en los hombres entre el torque y el peso corporal ($p=0.045$ R de Pearson 0.247), el torque y la fuerza de agarre ($p=0.032$ R de Pearson 0.265)

Conclusiones

Este estudio abre el camino para investigaciones futuras en geriatría en relación con la fuerza de contracción del cuádriceps femoral en todas sus variedades, al igual que a la validación del dispositivo. Asimismo, contribuye en la determinación de la edad de declinación de la fuerza muscular, en un marco de referencia para la misma en las edades mencionadas y en la identificación de correlación entre la fuerza de agarre y el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral, lo que a futuro permitiría establecer diferencias en el envejecimiento de la fuerza muscular entre miembros superiores y miembros inferiores. Es necesaria la validación del dispositivo contra el estándar de oro y la realización de estudios longitudinales para caracterizar apropiadamente la trayectoria de declinación de la fuerza muscular.

Palabras clave: Sarcopenia, dinapenia, torque isométrico del cuádriceps femoral,

Abstract

Introduction

Sarcopenia has gained relevance since 1989, focusing in decrease of muscle mass associated with aging and its relationship with adverse health outcomes, also, raising multiple questions about each of the muscle function assessment parameters (strength, movement and resistance) and its relationship with these outcomes. Authors such as Clark and Manini have focused on strength and are currently important advocates of the hypothesis that loss of muscle mass and loss of muscle strength associated with aging could constitute two different phenomena. Currently, there is extensive information on the value of handgrip dynamometry in the diagnosis of sarcopenia, reference values for it and its relationship with detrimental health outcomes, however, there are few data on dynamometry of muscles of the lower limbs, their reference values and their relationship with adverse health outcomes, this is mainly because the dynamometers with the capacity to make these measurements are very expensive, not sufficiently validated or have inaccuracies in the measurement. Therefore, the present investigation had the objective of build a fixed dynamometer for the maximum isometric torque of the quadriceps femoris, which was built with the best biodynamic characteristics found in the literature to capture the greatest contraction strength of the quadriceps, which a cross-sectional study of muscle strength in a young population was done with.

Methodology

A dynamometer for the isometric maximum torque of the quadriceps femoris was built from a chair with adjustable height, with 70-degree knee flexion and a force-amplifying lever system, wire, and strain gauge-type sensor with a resolution of 100 grams to 300 kilograms. With this device, it was proposed to describe the maximum isometric torque of the quadriceps femoris in a population of men and women from 20 to 50 years of age and make comparisons between men and women, between decades of age and between hand grip dynamometry and isometric torque dynamometry of the quadriceps femoris. The inclusion criteria used were the age mentioned, the absence of comorbidity and functional limitation, and mild to moderate physical activity according to the IPAQ international physical activity questionnaire.

Results

This study resulted in the first fixed dynamometer for isometric maximal torque of the quadriceps femoris in the region, as well as an extensive bibliometric review that reveals a growing trend in research on the subject, especially in physical medicine, sports medicine, and orthopedics, also, highlighted the bare information that exists in this regard in geriatrics. Based on this analysis, it was possible to build a reference framework for maximum isometric torque dynamometry with the gold standard, obtaining a range of 78.7 Nm to 176.1 Nm in women and 118.9 to 266 Nm in men, which contrasts with the results of this cross-sectional observational study that documented a range of 46 to 233 Nm in women and 106 to 374 Nm in men. This study also documented significant differences between men and women for grip strength and for the isometric maximum torque of the quadriceps femoris, however, it did not find differences between decades of age, neither in men nor in women, which suggests a probable onset decline in muscle strength at later ages. The bivariate analysis showed a correlation in women between grip strength and torque ($p=0.000$ Pearson's R 0.450), in men between torque and body weight ($p=0.045$ Pearson's R 0.247), torque and grip strength ($p= 0.032$ Pearson's R 0.265).

Conclusions

This study opens the door for future research in geriatrics related to strength of contraction of the quadriceps femoris in all its varieties, as well as the validation of the device. Likewise, it contributes to the determination of the age of decline of muscular strength, in a frame of reference for the same at the mentioned ages and to the identification of the correlation between the grip strength and the maximum isometric torque of the quadriceps femoris, which, in the future, it would make it possible to establish differences in the aging of muscle strength between upper and lower limbs. Validation of the device against the gold standard and longitudinal studies are necessary to properly characterize the trajectory of muscle strength decline.

Key words: Sarcopenia, dynapenia, quadriceps femoris isometric torque

Tabla de contenido

| | |
|--|-----------|
| Introducción | 11 |
| Capítulo 1: Planteamiento y justificación del problema | 13 |
| Capítulo 2: Fisiología de la célula muscular | 16 |
| 1. Introducción | 16 |
| 2. Estructuras contráctiles | 16 |
| 3. Transmisión de la fuerza | 17 |
| 4. Determinantes de la fuerza de contracción..... | 17 |
| 4.1. Suma de contracciones..... | 17 |
| 4.2. Reclutamiento | 18 |
| Capítulo 3: Biomecánica de músculo esquelético | 19 |
| 1. Acciones del músculo esquelético | 19 |
| 2. Parámetros de desempeño de la función muscular | 19 |
| 2.1. Producción de movimiento | 19 |
| 2.2. Fuerza muscular | 20 |
| Capítulo 4: Cambios fisiológicos del músculo esquelético con el envejecimiento 24 | |
| 1. Cambios con el envejecimiento que explican la pérdida de la fuerza muscular | 25 |
| 1.1. Cambios del sistema nervioso central..... | 25 |
| 1.2. Cambios supraespinales | 26 |
| 1.3. Cambios en las propiedades espinales | 26 |
| 1.4. Otros factores que contribuyen a la pérdida de la función muscular con el envejecimiento | 27 |
| 1.4.1. Hormonas | 27 |
| 1.4.2. Inflamación | 27 |
| 1.4.3. Resistencia a la insulina | 27 |
| Capítulo 5: Sarcopenia | 29 |
| Capítulo 6: Estrategias de medición de la fuerza muscular | 35 |
| 1. Prueba de una repetición máxima (1-RM) | 35 |
| 2. Dinamometría manual | 36 |
| 3. Dinamometría fija | 37 |
| 4. Dinamometría isocinético | 37 |
| 5. Otros métodos | 38 |
| Capítulo 7: Marco de referencia del torque máximo isométrico isocinético del cuádriceps femoral: Análisis Bibliométrico | 39 |
| Capítulo 8: Valoración de la actividad física | 49 |
| 1. Cuestionario de autorreporte de actividad física | 49 |
| 2. Diarios de autorreporte de actividad física | 50 |



| | |
|---|-----------|
| 3. Dispositivos | 50 |
| 3.1. Acelerómetros | 50 |
| 3.2. Podómetros..... | 50 |
| 3.3. Monitores de frecuencia cardiaca | 51 |
| 4. Observación directa | 51 |
| Capítulo 9: Objetivos | 52 |
| 1. Objetivos generales | 52 |
| 2. Objetivos específicos..... | 52 |
| Capítulo 10: Metodología | 53 |
| 1. Dispositivo | 53 |
| 2. Muestra..... | 56 |
| 3. Análisis estadístico..... | 57 |
| Capítulo 11: Resultados | 59 |
| Capítulo 12: Discusión | 69 |
| Capítulo 13: Conclusiones | 74 |
| Bibliografía..... | 75 |
| Anexos..... | 80 |

Introducción

El envejecimiento de la población es un fenómeno global que puede interpretarse como un logro de la humanidad asociado a los avances médicos y tecnológicos, sin embargo, envejecer podría asociarse con enfermedad, discapacidad y pérdida de la independencia por medio de diferentes factores, algunos modificables, otros irreversibles(1). Por tal motivo, identificar e intervenir condiciones típicas del envejecimiento que permitan predecir este tipo de desenlaces, tales como la sarcopenia y la dinapenia deben constituir una prioridad en el ámbito de la investigación y en la práctica clínica.

La dinapenia es un concepto que aún se encuentra en construcción y que se perfila como una herramienta eficiente en la predicción de desenlaces en funcionalidad. Hasta el momento, la dinamometría de presión manual y valoraciones clínicas como prueba de incorporarse de una silla, la maniobra de Lázaro y la velocidad de la marcha, hacen parte del arsenal que permite sospechar la presencia de dinapenia, sin embargo, desconocemos como sería el desempeño de la dinamometría de miembros inferiores para identificar la presencia de dinapenia y su capacidad de predicción de desenlaces en funcionalidad, puesto que los dispositivos disponibles para tal fin o no son accesibles en la práctica rutinaria (dinamómetro isocinético) o no se encuentran lo suficientemente validados (plataforma Nintendo Wii, dinamometría manual), por tanto, se requiere de un dispositivo que sea accesible para objetivar la medición de la fuerza muscular en los miembros inferiores, con el mayor rigor posible, para validar a futuro su uso en el diagnóstico de dinapenia y su utilidad en la predicción de desenlaces en funcionalidad.

Esta investigación tuvo como propósito desarrollar un instrumento para la medición objetiva de la fuerza muscular producida por la contracción isométrica del cuádriceps femoral por medio de la producción de torque, describir sus valores en una población de hombres y mujeres de los 20 a los 50 años y realizar comparaciones entre hombres y mujeres, entre decenios de edad y entre dinamometría de presión manual y dinamometría del torque isométrico del cuádriceps femoral.

El presente documento se divide en varios capítulos: en el capítulo 1 se presenta el problema de investigación y su justificación, los capítulos 2 a 8 dan cuenta del marco teórico, el capítulo 9 muestra de manera explícita los objetivos del trabajo, en el capítulo 10 se describe la metodología utilizada, el capítulo 11 presenta los resultados del estudio y el

12 y 13 discusión y conclusiones. Al final, se presentan los anexos que amplían la información sobre la metodología.

Capítulo 1:

Planteamiento del problema y justificación

El término acuñado de Sarcopenia se le atribuye a Irwin Rosenberg en 1989 (2), inspirado en las investigaciones del doctor Nathan Shock sobre los cambios fisiológicos en la función física con el envejecimiento(3), quien destaca que, de todos los sistemas, aquel que presenta un deterioro más dramático con la edad es la masa muscular. Desde entonces el término ha sido blanco de múltiples investigaciones en busca de asociar la declinación de la masa muscular con la pérdida de la funcionalidad, mortalidad y con el concepto de fragilidad como sustento biológico (4). Recientemente el Grupo Europeo de Trabajo en Sarcopenia en las Personas Ancianas (EWGSOP por sus siglas en inglés) emitió el último consenso sobre este tema(5), en esencia es fiel a la preocupación inicial de Rosenberg sobre la pérdida de la masa y los desenlaces en la funcionalidad, sin embargo, desde la versión del 2010 empieza a plantear, como resultado de diversos estudios longitudinales, que las repercusiones de la pérdida de la fuerza y la pérdida de la masa muscular en el desempeño físico de los pacientes ancianos no siempre coincide(6).

Como se aprecia desde las preocupaciones de Rosenberg en 1989, el concepto de sarcopenia se presenta de manera robusta, incluye tanto las alteraciones estructurales como funcionales del músculo relacionadas con el envejecimiento, sin embargo, tanto a la sarcopenia (pérdida de masa muscular) como a la dinapenia (pérdida de fuerza muscular) es posible llegar por diferentes vías fisiopatológicas con alta variabilidad interindividual (7), de manera tal que, múltiples estudios longitudinales han demostrado que no existe una relación lineal entre la pérdida de la fuerza y la pérdida de la masa muscular; se ha evidenciado, además, que la pérdida de la fuerza muscular funciona como mejor predictor de desenlaces adversos con el envejecimiento(8)

Por otro lado, a la luz de la fisiología y biodinámica muscular, surgen otras variables para valorar la función muscular, desde la generación de movimiento y la resistencia, hasta la producción de fuerza muscular, lo que amplía más aún el panorama. En este sentido es

preciso mencionar que cuando se habla de fuerza en este escenario, se refiere solo al componente rotacional o torque producido por el músculo y no a la tensión total éste, puesto que para ello se requiere de pruebas invasivas. Asimismo, cabe considerar que las acciones del musculo esquelético se entienden de manera diferente según si se acortan o alargan las fibras musculares y si se produce movimiento de un segmento articular o no, estas acciones se conocen como contracción muscular excéntrica, isométrica y concéntrica. El desempeño en dichas acciones depende de variables como la distancia recorrida por el segmento en movimiento, la velocidad de contracción, la posición y la palanca(9). La contracción excéntrica es la acción que más fuerza puede producir en comparación con las otras dos, sin embargo, su medición es compleja al ser difícil controlar la variable velocidad en el contexto de una contracción en alargamiento; por otra parte, la contracción isométrica puede generar mayor cantidad de fuerza que la contracción concéntrica(9) y su medición es un poco más accesible que la de la contracción excéntrica.

Para la medición de la fuerza se dispone de dinamométricos isocinéticos, dinamómetros de Jamar, dinamómetros manuales, dinamómetros fijos, plataformas de Nintendo Wii, prueba de repetición máxima (1RM), electromiografía y sensores de fuerza. El más conocido y para el cual se han realizado múltiples estudios, que han demostrado la asociación de sus resultados con perturbaciones de la funcionalidad, es la medición de la fuerza isométrica de prensión manual por dinamómetro de Jamar. En el caso de los miembros inferiores, la forma más precisa de medir la fuerza de contracción es el dinamómetro isocinético, sin embargo, en el campo de la geriatría no se han realizado suficientes estudios con este dispositivo para hablar de su utilidad en la predicción de desenlaces en funcionalidad y tampoco se encuentra disponible en la práctica rutinaria dada su complejidad, costo y tamaño (10).

Por tanto, es necesario crear un dispositivo accesible, fácil de implementar y preciso que permita medir la fuerza de contracción muscular isométrica en miembros inferiores, en este caso en el cuádriceps femoral, dado que es el actor principal en tareas de importancia clínica como subir escalones e incorporarse de una silla, con el cual pueda realizarse el diagnóstico de dinapenia y buscar asociaciones de sus resultados con perturbaciones en la funcionalidad. Esta investigación se plantea la creación de un dispositivo que cumpla con las características mencionadas y la determinación de valores de referencia del torque isométrico del cuádriceps femoral en población joven, no atlética, sin comorbilidad, que

realiza actividad física leve a moderada según el cuestionario internacional de actividad física IPAQ, para caracterizar el comportamiento de la variable torque en dicha población.

Capítulo 2:

Fisiología de la célula muscular

1. Introducción

Las fibras musculares son células excitables. La membrana celular o sarcolema, contiene los canales iónicos y bombas necesarias para mantener un potencial de membrana muy negativo en reposo, canales de iones activados por voltaje cerrados, necesarios para la generación de un potencial de acción y la permeabilidad de membrana necesaria para permitir el gradiente electroquímico que se requiere para su activación(11).

La membrana muscular esquelética en reposo tiene un potencial de acción de -70 a -90 milivoltios y, a diferencia de las células nerviosas, donde el potencial de membrana en reposo es resultado predominante de la permeabilidad al potasio, las células musculares en reposo deben su potencial predominantemente a la conductancia de cloro. La activación se debe a canales de sodio abundantes en el sarcolema que permiten el ascenso del potencial de acción hasta 30 milivoltios. La repolarización es producida principalmente por potasio (11)

Una vez que se ha generado un potencial de acción, se propaga como una onda por el sarcolema, el cual se caracteriza por invaginaciones llamadas túbulos transversales o túbulos T que corren perpendicular a la superficie de la célula profundamente en su cuerpo, junto con las estructuras responsables de transducir una señal eléctrica en una señal química que activará los elementos contráctiles(11).

2. Estructuras contráctiles

La contracción muscular es el resultado de la interacción de dos proteínas filamentosas, actina y miosina, organizadas en un patrón regular dentro de los sarcómeros, que son las unidades contráctiles. Cada sarcómero se forma entre láminas de proteínas Z adyacentes,

que son proteínas estructurales que atraviesan transversalmente la fibra. Perpendicularmente a cada una de las dos láminas enfrentadas de proteínas Z, hacia el centro del sarcómero, hay miofilamentos delgados que se componen principalmente de dos filamentos de actina enrollados helicoidalmente. Los filamentos delgados se interdigitan con filamentos gruesos que también corren paralelos al eje largo de la fibra, pero se encuentra en la parte central del sarcómero, los filamentos gruesos están formados por haces de filamentos de miosina(11).

En la sección transversal ultraestructural de las partes del sarcómero donde se superponen filamentos delgados y gruesos, se puede ver que cada filamento grueso está rodeado por seis filamentos delgados(11).

3. Transmisión de la fuerza

Hasta hace 20 años se pensaba que la fuerza de contracción generada dentro de los sarcómeros se transmitía directamente en serie a través de las inserciones musculotendinosas de la fibra. Actualmente se propone que una proporción significativa de la fuerza generada por una fibra depende de la transmisión de la fuerza sucesivamente a través de proteínas intracelulares estructurales para el sarcolema y la matriz extracelular(11).

La matriz extracelular alrededor de cada fibra está formada por el endomisio, el tejido conectivo que une las fibras adyacentes y soporta la red capilar del músculo. El endomisio está en continuidad con un tejido conectivo más grueso. El perimisio que contiene grupos de fibras dentro fascículos y todos los fascículos de un músculo están contenidos dentro de un tejido conectivo aún más grueso denominado el epimisio, que es continuo con la capa externa del tendón(11)

4. Determinantes de la fuerza de contracción

4.1. Suma de las contracciones

Es posible la suma de las contracciones de la fibra muscular esquelética porque el período refractario absoluto del sarcolema es considerablemente menor que la duración del Calcio citoplasmático elevado. Si un segundo estímulo se aplica al músculo antes de que se haya

relajado por completo desde el primero, la respuesta al segundo estímulo se sumará a la respuesta residual del primer estímulo. Esta suma alcanza un pico cuando el segundo estímulo ocurre 20 milisegundos después del primero, correspondiente a una frecuencia de estímulo de 50 Hertz.

4.2. Reclutamiento

Neuronas motoras individuales inervan múltiples fibras musculares. Una motoneurona y las fibras musculares que inerva se denominan colectivamente unidad motora. El número de fibras musculares dentro de una unidad motora varía dentro y entre los músculos. Las unidades motoras más pequeñas, que contienen tan poco como 3 a 10 fibras musculares, se encuentran en los músculos utilizados para movimientos intrincados, unidades motoras mucho más grandes, que contienen hasta varios cientos de fibras musculares, son predominantes en los músculos utilizados para movimientos bruscos y vigorosos(11).

Cuando se requiere que un músculo produzca un aumento progresivo en tensión, inicialmente, cuando la carga aplicada al músculo es pequeña, se utilizan las unidades motoras más pequeñas dentro del músculo, conforme la carga aumenta las unidades motoras cada vez más grandes se reclutan, de modo que cuando la carga es la máxima alcanzable por ese músculo, todas sus unidades motoras estarán en funcionamiento(11).

Capítulo 3:

Biomecánica del músculo esquelético

1. Acciones del músculo esquelético

Las acciones del músculo esquelético pueden comprenderse en función de la producción de movimiento de la siguiente manera (12):

- **Estática (Isométrica):** Genera fuerza en ausencia de movimiento articular, bajo estas condiciones la resistencia es más alta.
- **Dinámica (isotónica) concéntrica:** genera aproximación de los extremos del musculo y movimiento articular.
- **Dinámica excéntrica:** genera separación de los extremos del musculo, produciendo movimiento en alargamiento

2. Parámetros de desempeño de la función muscular

El musculo esquelético tiene 3 parámetros de desempeño básicos que describen su función:

- **Producción de movimiento**
- **Producción de fuerza**
- **Resistencia**

El primero se describe brevemente a continuación, la producción de la fuerza se analizará con más detenimiento, el último no hace parte del alcance de esta revisión.

2.1. Producción de movimiento

Está estrechamente relacionado con la biomecánica articular y depende en gran medida de la capacidad del musculo según su tamaño y posición para generar desplazamiento de la extremidad interesada, por lo que pueden describirse dos tipos de rango de movimientos:

- **Rango de movimiento pasivo:** depende de la forma de la superficie articular y de tejido blando que la rodea (9)

- **Rango de movimiento activo:** depende de la habilidad del músculo para halar la extremidad a través del rango de movimiento disponible según el tipo de articulación involucrada(9)

Las articulaciones con amplio rango de movimiento requieren músculos capaces de mover la extremidad a lo largo del mismo, por ello los músculos presentan especialización estructural que influye en la magnitud de la excursión(9), lo cual está determinado por:

- La longitud de las fibras que componen el musculo
- La longitud del brazo de torque del musculo

Además, la disposición de las fibras tiene un efecto marcado en la habilidad de producir movimiento y generar fuerza, dicha disposición tiene múltiples nombres pero generalmente se encuentran en dos categorías: paralelas y con forma de pluma o penadas, las primeras tienen mayor capacidad de acortamiento y pueden producir rangos de excursión articular más amplios que las penadas; en cuanto a esta última es importante mencionar que su ángulo de inserción tendinosa repercute directamente en la cantidad de fuerza total que puede producir un musculo, conocido como ángulo de penación(9).

2.2. Fuerza muscular:

La actividad muscular básica es el acortamiento que produce fuerza de tensión. La valoración típica de la fuerza in vivo se realiza a partir de la determinación de la habilidad del musculo de producir torque o tensión, para lo cual usualmente se utiliza un dinamómetro isocinético, también se puede valorar por medio de la cantidad de peso que se puede sostener o por medio de dinamometría de presión manual. In vitro se puede utilizar la capacidad de las fibras musculares de producir fuerza de tensión relacionando el torque resultante con la distancia aplicada. Para obtener una medición valida de la fuerza muscular se deben entender los factores que afectan el rendimiento del musculo y los factores que afectan el torque producido por la contracción(9), entre ellos:

- Medida del musculo
- Brazo de torque del musculo
- Estiramiento del musculo

(Estos son más evidentes en contracciones isométricas)

- Velocidad de contracción
- Nivel de reclutamiento de las fibras musculares
- Tipo de fibras musculares que componen el musculo

A continuación, se hablará brevemente sobre cada uno de ellos.

Medida del musculo: Relacionado con la cantidad de puentes de actina y miosina disponibles, por lo que es el factor independiente más importante para determinar la fuerza de tensión generada por la contracción. La relación entre la medida del musculo y la fuerza de contracción es complicada con la arquitectura del musculo, puesto que como se mencionó anteriormente la disposición de las fibras y su ángulo de inserción en el tejido tendinoso repercuten en la cantidad de acortamiento que es capaz de producir y la fuerza que es capaz de aplicar, para comprender mejor dicha situación, se debe tener en cuenta el concepto de *área de sección transversal*, que corresponde al punto más ancho del músculo, perpendicular a la longitud del músculo entero.

En un músculo de fibra paralela esta área de sección transversal atraviesa la mayoría de las fibras del músculo, sin embargo, en un músculo penado el área de sección transversal anatómica corta solo una parte de las fibras que componen el músculo. Por lo tanto, el área transversal anatómica subestima el número de fibras contenidas en un músculo penado y de ahí su capacidad de producción de fuerza. La medida estándar utilizada para aproximar el número de fibras de un músculo entero es su *área sección transversal fisiológica* (PCSA, por sus siglas en inglés). El PCSA es el área de un segmento que pasa a través de todas las fibras de un músculo. En un musculo de fibra paralela la PCSA es aproximadamente igual al área anatómica de sección transversal, pero en un musculo penado el PCSA es considerablemente más grande que su área anatómica de sección transversal. Las PCSA de dos músculos de tamaño similar demuestran la influencia de la arquitectura muscular en la producción de fuerza. Aunque sus áreas anatómicas de sección transversal son muy similares, el músculo penado tiene una PCSA mucho más grande, así, si todos los otros factores que influyen en la fuerza son iguales, el músculo penado es capaz de generar más fuerza de contracción que el músculo con fibras en paralelo, puesto que la fuerza de tensión generada por todo el músculo es el vector resultado de la suma de los componentes de la fuerza que se aplican paralelos al tendón del músculo(9).

Grado de estiramiento del musculo (longitud en reposo): El número máximo de enlaces cruzados entre los miofilamentos de actina y miosina y por lo tanto, el máximo la fuerza contráctil en el sarcómero, ocurre cuando la longitud total de las hebras de actina en cada extremo del sarcómero están en contacto con la molécula de miosina, por tanto, la longitud de un músculo y en consecuencia su fuerza de contracción, cambia a medida que cambia la posición de la articulación(9).

Torque: El brazo de torque está determinado por el seno del ángulo de aplicación y la distancia entre la fijación del músculo y el eje de rotación de la articulación, es máximo cuando el ángulo de aplicación es 90° (9).

Relación entre la fuerza y la velocidad de contracción: la velocidad de contracción se define como el cambio macroscópico en la longitud por unidad de tiempo. La contracción isométrica tiene velocidad 0 y la velocidad de contracción es inversamente proporcional a la fuerza de contracción, lo que significa que una contracción isométrica produce más fuerza que una contracción concéntrica de magnitud similar, asimismo contracciones rápidas producen menor fuerza que contracciones lentas. Por su parte las contracciones excéntricas producen más fuerza que las isométricas y las concéntricas, sin embargo, son menos entendidas por la dificultad que representa el estudio de las contracciones en alargamiento en un diverso espectro de velocidad. La fuerza máxima de una contracción excéntrica se calcula entre 1.5 y 2 veces el máximo de una contracción concéntrica(9).

Relación entre fuerza y reclutamiento de unidades motoras: la fuerza de contracción del musculo entero es modulado por la frecuencia de la estimulación del nervio motor y por el número de motoneuronas activas. Conforme incrementa la intensidad de los estímulos más unidades motoras son estimuladas y la fuerza de contracción incrementa, por lo que el musculo puede producir contracciones máximas o submáximas modificando las características del estímulo nervioso. La cantidad de actividad del musculo es medida por electromiografía, en las contracciones isométricas hay una fuerte relación entre la actividad eléctrica del musculo y la fuerza de contracción, lo que no ocurre cuando el musculo está en capacidad de cambiar de longitud y la articulación en libertad para moverse, sin embargo, el patrón electromiográfico es similar en las contracciones excéntricas y concéntricas(9).

Las contracciones máximas se asume que están en condiciones de activar todas las unidades motoras del musculo, en jóvenes parece ser el caso, típicamente se activa 98

al 100% de las unidades disponibles, lo que no sucede en individuos crónicamente inactivos aunque intenten alcanzar una contracción voluntaria máxima y aparentemente tengan motoneuronas sanas, lo que puede denominarse como falla en la activación, así pues, los datos arrojados por la electromiografía no necesariamente son un reflejo de la capacidad muscular de generar fuerza de tensión y en su lugar lo que refleja es la actividad relativa del músculo más que proveer una medida directa de la contracción muscular.

Capítulo 4:

Cambios fisiológicos del músculo esquelético con el envejecimiento

Con la vejez la pérdida de la fuerza ha sido una constante en diferentes observaciones, se pierde más masa y fuerza muscular en hombres en comparación con mujeres y en los miembros inferiores comparado con los superiores. Pero la pérdida de la fuerza no es un fenómeno universal y eso está demostrado por estudios de seguimiento a 10 años, posiblemente asociado a la cantidad de actividad física realizada por el individuo (12).

Una de las explicaciones biológicas para estos fenómenos es la pérdida de las fibras tipo II con el envejecimiento, esto es importante si se considera que estas son las fibras rápidas, de manera tal que es preciso comprender como se clasifican las fibras musculares en general(9), para ello deben tenerse en cuenta los siguientes criterios (12):

- Color: fibras rojas y fibras blancas
- Propiedades contráctiles de las motoneuronas en respuesta a la estimulación eléctrica
- Velocidad de acortamiento en un solo impulso, lo cual se correlaciona con la extensión del desarrollo del retículo sarcoplásmico
- Grado de fatigabilidad durante la activación
- Predominancia de ciertas vías metabólicas: glucolíticas u oxidativas, esta última junto con la fatigabilidad se relaciona con el contenido mitocondrial
- Reacciones de tinción enzimoquímicas: ATPasa, enzimas oxidativas, succinato deshidrogenasa
- Calcio manejado por el retículo endoplasmático: flujo lento o flujo rápido

- Expresión de isoformas proteicas

Con estos criterios se pueden clasificar las fibras en tipo I (lentas, oxidativas, resistentes a la fatiga), tipo IIa (rápidas, oxidativas, propiedades metabólicas intermedias), fibras IIx (más rápidas, glucolíticas, fatigables)(12)

1. Cambios con el envejecimiento que explican pérdida de la fuerza muscular

Estudios longitudinales muestran que los cambios en la fuerza muscular relacionados con la edad no se deben exclusivamente al desgaste de masa muscular, además de su mayor asociación con desenlaces precarios en la funcionalidad(10).

1.1. Cambios en el sistema nervioso central

Las alteraciones en la activación neuromuscular son un contribuyente importante y por tanto se presentarán ampliamente. Este proceso es complejo, ya que el sistema nervioso es una red celular de hasta 10 mil millones de neuronas y 60 billones de sinapsis comunicándose juntas(7). Cada neurona es un componente en el sistema de circuitos distintos cuya precisión de procesamiento determina en última instancia cada aspecto del desempeño motor. Las descargas neuronales representan una compleja interacción entre las entradas sinápticas excitadoras e inhibitoras que reciben y las propiedades eléctricas intrínsecas de las células. Los patrones de conexión interneuronales y comunicación, así como los comportamientos de descarga, no son permanentemente fijos, muestran variabilidad y pueden reorganizarse(7).

Además, los sistemas motores están organizados jerárquicamente, con cada nivel preocupado por una decisión diferente. El nivel más alto y abstracto, que probablemente involucra a la corteza frontal anterior, se encarga del propósito de un movimiento(7).

El siguiente nivel, que es el preocupado por la formación de un plan motor, implica interacciones entre el área parietal posterior y premotora de la corteza cerebral. La corteza premotora transporta la información característica de un movimiento basado en datos sensoriales que surgen de la corteza parietal posterior sobre el entorno y de la información del cuerpo en el espacio(7).

El nivel más bajo coordina los detalles de espacio y tiempo de las contracciones musculares necesarias para ejecutar el movimiento planificado. Estas regiones motoras de soporte incluyen la corteza sensoriomotora contralateral, el área motora suplementaria y la corteza cingulada; los circuitos de control ubicados en el cerebelo y los ganglios basales conducen la actividad necesaria para desencadenar estimulación en descenso por tractos motores a través de las interneuronas espinales y neuronas motoras inferiores, para contraer fibras musculares esqueléticas para producir movimiento. Con el envejecimiento hay cambios importantes en cada uno de estos niveles que repercuten en el desempeño muscular(7).

1.2. Cambios supraespinales

Las alteraciones en el sistema nervioso en su forma y función contribuyen al deterioro del músculo esquelético con la edad en relación con la disminución de la coordinación motora, fuerza muscular y poder. Cambios en la corteza motora tales como la pérdida del volumen de hasta más del 40% en personas mayores de 65 años, el tamaño del cuerpo de la célula en la corteza premotora en comparación con adultos de 45 años, la reducción de la materia gris cerebelosa, disminución de la materia blanca y la longitud de fibras nerviosas mielinizadas. A nivel electrofisiológico el envejecimiento está asociado con disminución de la excitabilidad cortical motora junto con mayor necesidad de activación en varias áreas motoras para realizar la misma tarea de agarre que en adultos jóvenes, así como con la disminución de la capacidad de desactivar áreas del cerebro no directamente responsables de realizar una tarea motora(7).

1.3. Cambios en las propiedades espinales

Las unidades motoras demuestran numerosas adaptaciones relacionadas con la edad, incluyendo cambios en la morfología, el comportamiento y la electrofisiología. Conceptualmente, estas adaptaciones resultan en reducciones en rendimiento muscular, se cree que con la edad se reduce el número de neuronas motoras y a su vez existe un número mayor de fibras musculares por unidad motora debido a la compensación colateral por neuronas sobrevivientes, lo que implica la denervación de fibras musculares con reinervación por brote axonal de neuronas motoras lentas, es cuestionable aun si la actividad física de larga duración puede minimizar la pérdida de unidades motoras, algunos estudios sugieren que la actividad física de alta intensidad, como correr, puede minimizar

la pérdida de unidades motoras asociadas con el envejecimiento en el bíceps braquial y tibial anterior(13,14), otros mostraron que las unidades motoras no se salvaron en adultos mayores atletas (15), además, no está claro si la sarcopenia está asociada con reducciones en el número de unidad motora (15,16).

Desde el punto de vista electrofisiológico las propiedades de descarga de las unidades motoras se modifican con la edad, por ejemplo, los adultos mayores exhiben tasas reducidas de disparo de unidades motoras en una variedad de grupos musculares, como los músculos intrínsecos de las manos y extensor de piernas, lo que demuestra que una unidad motora tiene una tasa 30-40% más baja de disparo durante las contracciones isométricas máximas en el ancianos(17). También se ha informado que existe una mayor variabilidad en la descarga de la unidad motora que parece influir en gran medida en su capacidad para mantener fuerzas constantes(18).

1.4. Otros factores que contribuyen a la pérdida de la función muscular con el envejecimiento:

1.4.1. Hormonas

El envejecimiento produce una disminución significativa en diferentes hormonas anabólicas tales como la testosterona, la hormona del crecimiento, el estrógeno y otras hormonas femeninas después de entrar en la menopausia. Además, las concentraciones plasmáticas de factor de crecimiento similar a la insulina-1 (IGF-1) que desempeña un papel activo en los procesos de síntesis de proteínas y regulando la secreción de hormona de crecimiento, también disminuyen con la edad(7).

1.4.2. Inflamación

La interleucina-6 y factor de necrosis tumoral alfa (TNF- α) incrementan sus concentraciones en personas de edad avanzada. Estos niveles se han asociado con un riesgo aumentado de dos a tres veces en perder más del 40% de la fuerza muscular después de 3 años de seguimiento (19,20)

1.4.3. Resistencia a la insulina

Estudios transversales observacionales muestran que la avanzada edad está relacionada con la disminución de la capacidad de mantener un comportamiento similar a personas

jóvenes lo que indica una disminución de la sensibilidad a la insulina, mediado por el aumento de la masa grasa con la edad. Estudios observacionales han demostrado que los individuos con esta alteración muestran una pérdida acelerada de masa muscular durante el tiempo, en comparación con sujetos no resistentes a la insulina(7)

Otros aspectos por considerar son la disminución de la actividad física, disminución de la ingesta calórica y proteica.

Capítulo 5:

Sarcopenia

El término Sarcopenia fue acuñado por primera vez en 1989 por Rosenberg para llamar la atención sobre la pérdida de masa muscular relacionada con la edad(2). Aunque inicialmente la disminución de la masa muscular se había documentado como un fenómeno fisiológico, de aproximadamente el 8% por década entre los 50 y los 70 años, varias observaciones determinaron que la tasa de disminución se acelera después de los 70 años, alcanzando entre el 10% y el 15% por década después de dicha edad(2), lo que ha llevado al debate sobre si la sarcopenia es una enfermedad o un fenómeno natural. Después de 2 a 3 décadas de investigación y un número exponencial de publicaciones en esta área, el consenso actual es que es una condición que se puede diagnosticar, cuya presencia conduce a muchos resultados adversos de salud que son comunes entre las personas mayores y que puede ser prevenida o manejada por medios no farmacológicos y farmacológicos(2).

La prevalencia de sarcopenia observada en diferentes estudios de investigación varía considerablemente. Esto refleja las diferencias en los grupos de personas mayores estudiados, las diferentes técnicas utilizadas para medir la masa y el tamaño del músculo esquelético, y las diferencias en los grupos de población normativos (jóvenes y sanos) que se utilizaron para derivar los umbrales de sarcopenia dentro de la literatura existente.

La prevalencia de sarcopenia en personas de 60 a 70 años es del orden del 5% al 13%. Estas estimaciones de prevalencia aumentan a 11% a 50% para la población de 80 años o más. Estimaciones de la Organización Mundial De La Salud sugieren que había 600 millones de personas de 60 años o mayores en el año 2000 y que el número aumentará a 1.2 mil millones por año 2025, por lo que estimaciones conservadoras basadas en la prevalencia de sarcopenia en el mundo sugieren que afecta más de 50 millones de personas y que afectará a más de 200 millones de personas en los próximos 40 años.

En 2018 el EWGSOP se reúne por segunda vez para actualizar los conceptos emitidos por primera vez en el 2010 en torno a nueva evidencia surgida en ese periodo de tiempo y en consideración de la siguiente:

- la sarcopenia se ha asociado durante mucho tiempo con el envejecimiento y las personas mayores, pero se reconoce que el desarrollo de sarcopenia puede comenzar más temprano en la vida y tiene muchas causas que contribuyen, más allá del envejecimiento, lo cual tiene implicaciones para las intervenciones que previenen o retrasan su desarrollo

-la sarcopenia ahora se considera una enfermedad muscular que podría entenderse como insuficiencia muscular, con baja fuerza muscular que supera el papel de la baja masa muscular como determinante principal, con lo cual y dada la existencia de técnicas más accesibles para la medición de la fuerza en comparación con aquellas requeridas para la medición de la masa muscular, se espera que este cambio facilite la identificación rápida de sarcopenia en la práctica.

- la sarcopenia se asocia con una baja cantidad de masa muscular y calidad, pero estos parámetros ahora se utilizan principalmente en investigación más que en la práctica clínica.

- la sarcopenia se pasa por alto en cuanto a diagnóstico y tratamiento en la práctica convencional, aparentemente debido a la complejidad de determinar qué variables medir, cómo medirlas, qué puntos de corte guían diagnóstico y tratamiento, y cómo evaluar mejor los efectos terapéuticos de las intervenciones.

Respecto a esto último, es importante resaltar que los datos acumulados han indicado que la masa muscular no está relacionada linealmente con la función muscular(20). Los estudios observacionales longitudinales han demostrado que los índices de función son mejores predictores de resultados adversos que la masa muscular(20). En este contexto surgió un área de discusiones científicas que se centró en la cuestión de si se debía incluir la función en la definición de sarcopenia o debían entenderse como dos conceptos diferentes, en este sentido autores representativos como Brian Clark y Todd Manini han planteado la necesidad de realizar esta separación conceptual, sin embargo otros autores de importancia como Alfonso Cruz Jentof consideran que esta separación llevaría a confusiones en nomenclatura que repercutirían en su adecuada aplicación clínica(21)

Para comprender mejor esta discusión es necesario considerar que las investigaciones sobre las implicaciones de la sarcopenia en la salud que se publicaron antes de 2005, como

se ampliará a continuación, se centraron en los resultados de la función física y la dificultad para realizar las actividades de la vida diaria.

- Baumgartner y sus colegas utilizaron un punto de corte para la masa muscular apendicular ajustada en altura de 2 desviaciones estándar o más por debajo de la media de los adultos jóvenes para definir la sarcopenia, concluyen que la probabilidad de tener una discapacidad física es aproximadamente 4 veces mayor en hombres y mujeres sarcopénicos que en personas mayores con una masa muscular normal(22).
- En el estudio de Envejecimiento de la salud y Composición corporal, los adultos mayores en el quintil del músculo esquelético más bajo (ajustado por la altura y la masa grasa) fueron 80% a 90% más propensos a tener problemas de movilidad que los adultos mayores en el quintil más alto(23).
- En la Encuesta nacional de examen de salud y nutrición de los Estados Unidos (NHANES), la probabilidad de deterioro funcional y discapacidad física fue de 2 a 3 veces mayor en adultos mayores con sarcopenia grave que en adultos mayores con masa muscular normal. En este estudio la sarcopenia grave se definió como una masa muscular de cuerpo entero, expresada como un porcentaje de la masa corporal, menos de 2 desviaciones estándar por debajo de la media de los adultos jóvenes (24).

En conclusión, independientemente del enfoque utilizado para identificar una masa muscular sarcopénica, las asociaciones entre sarcopenia y función física en estos estudios transversales fueron de magnitud moderada a fuerte, pero debido a la falta de temporalidad, estos primeros estudios transversales no pueden inferir causalidad de la relación entre la sarcopenia y la función física.

Sin embargo, los hallazgos de estudios longitudinales de cohorte prospectivos que se han publicado en los últimos años proporcionan una forma más sólida de evidencia epidemiológica sobre la relación de causa y efecto entre la sarcopenia y la función física que la disponible anteriormente en los estudios transversales mencionados. Dos informes publicados sobre la cohorte de Envejecimiento de la salud y Composición corporal (25,26), indican que el tamaño del músculo en la mitad del muslo, medido por tomografía computarizada, fue un predictor débil a modesto de pérdida en la función física durante un seguimiento de 2 a 3 años. En un seguimiento de 8 años de adultos mayores de la cohorte del Estudio de Salud Cardiovascular (27), el riesgo de desarrollar discapacidad física fue

27% mayor en aquellos con enfermedades graves y sarcopenia que en aquellos con una masa muscular normal. En el mismo estudio, la probabilidad de tener una discapacidad física al inicio del estudio fue 79% mayor en los participantes con sarcopenia grave que en los que tenían una masa muscular normal.

Así, el efecto de la sarcopenia sobre el riesgo de discapacidad en el Estudio de Salud Cardiovascular fue 3 veces menor en el análisis longitudinal que en el análisis transversal. En conjunto, los hallazgos de estos y otros estudios longitudinales recientes(8) implican que los efectos de la sarcopenia en el deterioro funcional y la discapacidad física, inferidos de los estudios transversales publicados a fines de los años 90 y principios de los 2000, fueron sobreestimados significativamente.

Esta hipótesis de que la pérdida de masa muscular relacionada con la edad es indicativa de una pérdida de la función y la fuerza muscular, es una motivación constante para pormenorizar en el estudio de la sarcopenia, de tal manera que hasta el momento algunos estudios han permitido inferir que la sarcopenia causa pérdida en la fuerza muscular, lo que a su vez causa deterioro funcional y discapacidad física.

Este vínculo entre la masa muscular y la fuerza se apoya en estudios transversales. Por ejemplo, un estudio informó que aproximadamente el 35% de la variabilidad en la fuerza muscular en adultos jóvenes se predice por el tamaño muscular(28). Otro estudio de 200 hombres y mujeres de 45 a 78 años encontró que el ajuste estadístico para la masa muscular por edad redujo sustancialmente las diferencias relacionadas con la fuerza que se observaron en la cohorte(29).

Pero los hallazgos de varios estudios longitudinales recientes ponen en tela de juicio estas observaciones transversales. Un estudio en particular demostró que, dentro de una muestra de 120 adultos de 46 a 78 años en la línea de base del estudio, que fueron seguidos durante más de 10 años, menos del 5% del cambio en la fuerza fue atribuible al cambio correspondiente en el tamaño muscular(30). Por tanto, estos hallazgos longitudinales sugieren que existe una disociación entre los cambios relacionados con la edad en la masa muscular y la fuerza. Además, los mecanismos que explican las disminuciones relacionadas con la edad en la masa muscular y la fuerza no necesariamente coinciden.

Esto respalda lo mencionado por Clark y Manini acerca de que la pérdida de la masa muscular y la pérdida de la fuerza muscular podrían consistir en dos fenómenos diferentes que requieren un abordaje por separado, por ello en 2008 propusieron el término

“*dinapenia*” para referirse a la pérdida de la fuerza muscular(6). Así pues, existe evidencia de que la *dinapenia* es un factor de riesgo para el deterioro funcional y la discapacidad física. Por ejemplo, los hallazgos de la cohorte de Composición corporal del estudio envejecimiento de la salud, con la participación de 3075 hombres y mujeres de 70 a 79 años, blancos y negros sin perturbaciones funcionales, quienes fueron seguidos durante 2,5 años, en el que el tamaño muscular en la mitad del muslo se midió mediante tomografía computarizada y la fuerza del extensor de pierna con un dinamómetro(26). Los hombres y las mujeres en el cuartil de fuerza muscular más bajo tuvieron aproximadamente el doble de riesgo de desarrollar limitaciones de movilidad durante el período de seguimiento que aquellos en el cuartil de fuerza muscular más alta. Además de los problemas funcionales, existe evidencia de que la *dinapenia* es un factor de riesgo para otros resultados adversos de salud.

En este sentido, una pregunta interesante es si la masa muscular baja (*sarcopenia*) o la fuerza muscular baja (*dinapenia*) es mejor predictor de la pobre función física, presentación de enfermedades crónicas y el riesgo de mortalidad. La evidencia apunta constantemente hacia la *dinapenia* como el predictor más fuerte. Visser y sus colegas (26) demostraron que una masa muscular y una fuerza muscular bajas eran factores de riesgo para la disminución de la movilidad en hombres y mujeres mayores. Sin embargo, aunque una fuerza muscular baja siguió siendo un predictor independiente de la disminución de la movilidad después de considerar la masa muscular, una masa muscular baja no fue un predictor de la disminución de la movilidad después de considerar la fuerza muscular.

Stephen y Janssen han publicado recientemente hallazgos que indican que la obesidad *dinapénica*, pero no la obesidad *sarcopénica*, es un predictor significativo del riesgo de enfermedad cardiovascular(31). Newman y colegas encontraron que las personas mayores con *dinapenia* tienen un riesgo de mortalidad mayor en 50% por todas las causas, independientemente de la *sarcopenia*, pero que las personas con *sarcopenia* no tienen un aumento significativo del riesgo de mortalidad por todas las causas, independiente de la *dinapenia*(32). Cuando se combina con la observación de que las pérdidas en la fuerza muscular no son atribuibles exclusivamente a las pérdidas relacionadas con la edad en la masa muscular, estos hallazgos implican que la investigación y el énfasis clínico se deben enfocar más en la función y la fuerza muscular que en el tamaño muscular como lo recomienda el consenso del EWGSOP del 2018.

Así pues, estos últimos definen operacionalmente el concepto de sarcopenia de la siguiente manera:

1. Baja fuerza muscular
2. Baja cantidad o calidad muscular
3. Bajo rendimiento físico

La sarcopenia probable se identifica mediante el Criterio 1.

El diagnóstico se confirma mediante documentación adicional del Criterio 2.

Si se cumplen los criterios 1, 2 y 3, la sarcopenia se considera grave.

Y para esto recomiendan las siguientes herramientas diagnosticas con sus respectivos puntos de corte:

- Prueba de incorporarse de una silla 5 repeticiones mayor a 15 segundos, fuerza de agarre menor a 27 kg para hombres y menor a 16 kg para mujeres
- Masa muscular apendicular por absorciometría dual de rayos X menor a 20 kilogramos en hombres y menor a 15 kilogramos en mujeres o el índice masa apendicular/altura² menor a 7.0 kilogramos/metro cuadrado en hombres y menor a 5.5 en mujeres
- Bajo rendimiento físico por velocidad de la marcha menor a 0,8 metros/segundos, o por una batería corta de desempeño físico o SPPB (Short physical performance battery) menor a 8 puntos; una prueba de lázaro o TUG (time up and go) mayor a 20 segundos o test de caminata de 400 metros no completado o mayor de 6 minutos para completarlo.

Capítulo 6:

Estrategias de medición de la fuerza muscular

En cuanto a las estrategias para medición de la fuerza, depende del tipo de acción que se tenga interés en medir, bien sea una contracción isométrica, dinámica concéntrica o dinámica excéntrica.

La evaluación de la fuerza muscular in vivo se realiza típicamente determinando la capacidad del músculo para producir un torque, tales evaluaciones pueden incluir la determinación manual de la cantidad resistencia que un individuo puede soportar sin rotación articular, la cantidad de peso que un sujeto puede levantar, o la medición directa del torque a través de un dispositivo. Las pruebas más comunes se describen a continuación:

4. Prueba de una repetición máxima (1-RM)

Se considera el “estándar de oro” de las pruebas estandarizadas de fuerza muscular producida por contracción concéntrica (determinación clínica).

El 1-RM se refiere a la cantidad de carga que una persona puede mover 1 vez (y solo 1 vez) a través de un rango completo de forma controlada. Es una técnica segura, quizás más segura que una prueba de fuerza submáxima, a pesar de que puede ocurrir dolor muscular y picos de hipertensión durante una prueba de esfuerzo máximo.

El método para establecer 1-RM es el mismo para cada grupo muscular, por lo tanto, la prueba de 1-RM es muy precisa y cumple varias funciones, a saber: establecer la cantidad de resistencia necesaria para una prescripción de ejercicio, puede ayudar a determinar el progreso de un programa de ejercicio progresivo y resistido; o se puede comparar a un paciente con las normas establecidas. Muchos valores normativos para hombres y mujeres de todas las edades existen para movimientos tales como press de banca, estiramiento dorsal ancho, press de pierna y extensión de rodilla (12).

En la técnica para pacientes con afecciones de salud, especialmente enfermedades cardiovasculares conocidas, o enfermedades pulmonares o metabólicas, se recomienda un enfoque conservador.

La técnica recomendada por American College of Sports Medicine (ACSM) tiene los siguientes pasos básicos para realizar un 1-RM:

1. Calentar completando 3 a 5 repeticiones submáximas. Este calentamiento también permite familiarizarse con el movimiento y el terapeuta para corregir la forma, si es necesario.
2. Seleccionar un peso inicial que esté dentro de la capacidad percibida del paciente (50% –70% de capacidad).
3. Determinar el 1-RM dentro de cuatro ensayos con períodos de descanso de 3 a 5 minutos entre pruebas.
4. Los incrementos de peso se deben aumentar de 5 a 10 libras hasta que el paciente no pueda completar un repetición.
5. Todas las repeticiones deben realizarse a una velocidad constante
6. Todas las repeticiones deben realizarse a través del rango completo de movimiento (o el mismo rango de movimiento si el rango completo no es posible).

El peso final que el paciente puede mover con éxito una vez se registra como el 1- RM definitivo(12).

5. Dinamometría manual

La dinamometría manual es una opción sensible, objetiva y asequible para medir la fuerza. Consiste en un pequeño dispositivo que el examinador sostiene contra los miembros del paciente, el evaluado ejerce una fuerza máxima. El examinador contrarresta la fuerza (hace la prueba) o intenta romper la contracción (prueba de ruptura). Se ha demostrado que las pruebas de ruptura tienen valores pico más altos si el examinador es más fuerte que el evaluado. Los dinamómetros se pueden utilizar para segmentos proximales y distales de los músculos de las extremidades y existen también los dinamómetros especializados que se utilizan para el agarre manual, con menos frecuencia, lingual y para el orbicular ocular. En la mayoría de las medidas de fuerza, la variabilidad de la prueba aumenta con múltiples examinadores, por lo que se realizan dos grandes críticas a este método: si el examinador es más fuerte que el sujeto, la prueba simplemente revelará la fuerza del examinador. Además, si el sujeto es demasiado débil para mover la extremidad a la posición inicial, entonces el músculo no se prueba. Por lo tanto, el extremo inferior y el extremo superior del

espectro de fuerza es difícil de capturar(33). En cuanto a los dinamómetros especiales, es de anotar que medición de la fuerza de agarre es el índice más ampliamente utilizado, sobre todo en el campo de la geriatría, tiene una importante relación con condiciones asociadas de salud, pero es preciso mencionar que el máximo de fuerza que puede ser producido por cada dedo, decrece en proporción con el número de dedos que actúan de manera simultánea hasta casi la mitad de lo que puede producirse cuando actúa solo (34)

6. Dinamometría fija

La dinamometría fija minimiza los inconvenientes mencionados, porque el sujeto ejerce fuerza contra un transductor conectado a un marco de soporte rígido. Los pequeños cambios en la posición pueden influir en la producción de la fuerza, por lo que pruebas y entrenamiento estandarizados de los evaluadores son primordiales. Se han reportado en la literatura médica múltiples diseños destinados a grupos musculares específicos(35), algunos de los cuales incluso han realizado estudios de validación contra el estándar de oro, el dinamómetro isocinético. Sin embargo, para nuestro conocimiento, ninguno de estos dispositivos ha sido lanzado abiertamente al mercado y no hay disponibilidad en Colombia (33,36–42).

Dinamómetro isocinético

La dinamometría isocinética se considera el estándar de oro para objetivar la fuerza por contracción concéntrica, excéntrica o isométrica por medio de un dispositivo. Utiliza la máxima producción de toque a una velocidad específica del movimiento de la extremidad. A menudo se utiliza en el área de la rehabilitación para evaluar la fuerza de las extremidades después de una lesión o cirugía y para comparar la extremidad afectada con la no afectada. El porcentaje de fuerza de las extremidades no afectadas se puede utilizar, por ejemplo, para determinar cuándo un atleta puede volver al deporte.

Hay algunas ventajas en las pruebas isocinéticas en lugar de la isométricas, es decir, prueba de los músculos a través de un rango de movimiento. Los programas permiten al médico evaluar las relaciones agonista-antagonista, torque pico, resistencia y otros parámetros musculares. El software puede comparar dos extremidades, dar biorretroalimentación durante la prueba, y dar datos útiles sobre el grado de retorno a fuerza normal. Los pacientes muy débiles se pueden evaluar con dispositivos isocinéticos mediante el uso de valores de torque derivados de la resta de los valores de un movimiento pasivo isocinético de valores máximos obtenidos para el mismo movimiento con un esfuerzo

concéntrico máximo. Las pruebas isocinéticas pueden revelar debilidad cuando las pruebas clínicas y el dinamómetro(33,43).

5. Otros métodos

La electromiografía y más recientemente la electromiografía de superficie también se emplea en la clínica como método de medición de la fuerza muscular, pero, como ya se mencionó, sus resultados no necesariamente son un reflejo de la capacidad muscular de generar fuerza de tensión y en su lugar lo que refleja es la actividad relativa del músculo, más que proveer una medida directa de la contracción muscular.

Los métodos basados en sensores ha sido un campo que viene en exploración y que han tenido poca difusión en la práctica clínica, por ejemplo, el uso de una tarjeta de equilibrio Wii (WBB) estándar y un software personalizado(44) que ha mostrado una buena validez en comparación con los estándares de referencia (la dinamometría de la fuerza de agarre y el dinamómetro jamar para prensión manual) (44). También se ha demostrado que es válido para evaluar el tiempo de reacción, la estabilidad de la fuerza muscular y el equilibrio postural en adultos más jóvenes y en los mayores (44).

Capítulo 7:

Marco de referencia del torque máximo isométrico isocinético del cuádriceps femoral: Análisis Bibliométrico

En este capítulo, se plantea la pregunta por la existencia de valores de referencia del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral con dinamómetro isocinético. Como resultado de una amplia búsqueda en las bases de datos de la literatura médica (Pubmed, Lilacs) y de literatura gris (Google y Google Scholar), en inglés y español, con las palabras clave “*Quadriceps Strength; Reference Values; isokinetic dynamometer; lower limb Strength; Knee Extension Strength*”) y con el respaldo del análisis bibliométrico por medio de la base de datos Scopus con la siguiente ecuación: (((“extension” or “strength”) AND “knee extension” AND “dynamometer” AND “quadriceps”)), se concluye que al momento de realización de este trabajo, no se ha publicado ningún estudio diseñado con este propósito. Sin embargo, de diferentes trabajos realizados con otros propósitos, en los que se exponen los valores del torque máximo isométrico femoral, se puede obtener un panorama interesante en términos de rango en relación con sexo, edad y ángulo de flexión de la rodilla al momento de la medición.

Este proceso de búsqueda arrojó un total de 152 artículos, cuyos títulos se ingresaron a Excel, se eliminaron 24 repetidos. Se analizaron los títulos aplicando criterios de inclusión y exclusión, dentro de los que se encontraba el estudio una población mayor de 18 años, sin lesiones ni comorbilidad, no atléticos. Se seleccionaron 124 artículos para análisis del resumen, con lo cual se descartaron 79 artículos y se identificaron 4 no disponibles como texto completo, por lo que fueron excluidos. 45 artículos se analizaron inextenso, se seleccionaron en total 11 para la extracción de la información.

Los dinamómetros isocinéticos pueden valorar tanto el torque como la fuerza total y los dinamómetros manuales solo pueden valorar el torque, esto permite en teoría comparar

individuos y validar dispositivos a partir del torque, gracias a esta premisa, fue posible comparar el torque en unidades Newton metro y Kilogramo centímetro (Kgcm) reportados en los diferentes estudios y homogenizar los resultados en Nm.

El menor valor encontrado en mujeres fue de 78.7 +/- 13.6 Nm en un grupo de mujeres de 69.5 +/- 2.4 años con un ángulo de flexión de la rodilla de 90 grados (45), el mayor valor encontrado en mujeres corresponde a 176.1 +/- 6.8 Nm, en un grupo de mujeres de 20 a 35 años con un ángulo de flexión de la rodilla de 60 grados (46). El menor valor encontrado en hombres fue de 118.9 Nm +/- 9.5 Nm, en un grupo de hombres de 70 a 86 años con un ángulo de flexión de la rodilla de 30 grados (47) y el mayor valor encontrado en hombres fue de 266 +/- 9.4 Nm en un grupo de hombres de 20 a 35 años con un ángulo de flexión de la rodilla de 60 grados (47). Dada la amplia heterogeneidad de los estudios en cuanto a grupos etarios y ángulo de flexión de la rodilla, no fue posible realizar otras comparaciones.

En cuanto al análisis bibliométrico, se obtuvo total de 253 registros con la ecuación de búsqueda mencionada. La cantidad de publicaciones por año se ha incrementado a partir de la última década, con el pico más alto en el año 2017 con 17 publicaciones. La tasa de crecimiento anual es del 5.51% hasta el año 2020 (Gráfico 2). Estados Unidos encabeza la cantidad de publicaciones con 93 documentos (36.7%) (Gráfico 3). El resumen de los documentos más citados se presenta en la tabla 2 y las revistas con mayor número de publicaciones en la tabla 3. La colaboración entre países se puede analizar en el mapa 2, al respecto, teniendo a Estados Unidos a la cabeza en publicaciones, su colaboración se da principalmente con Reino Unido, Canadá, Australia, Brasil, Portugal y Corea del Sur.

Gráfico 2

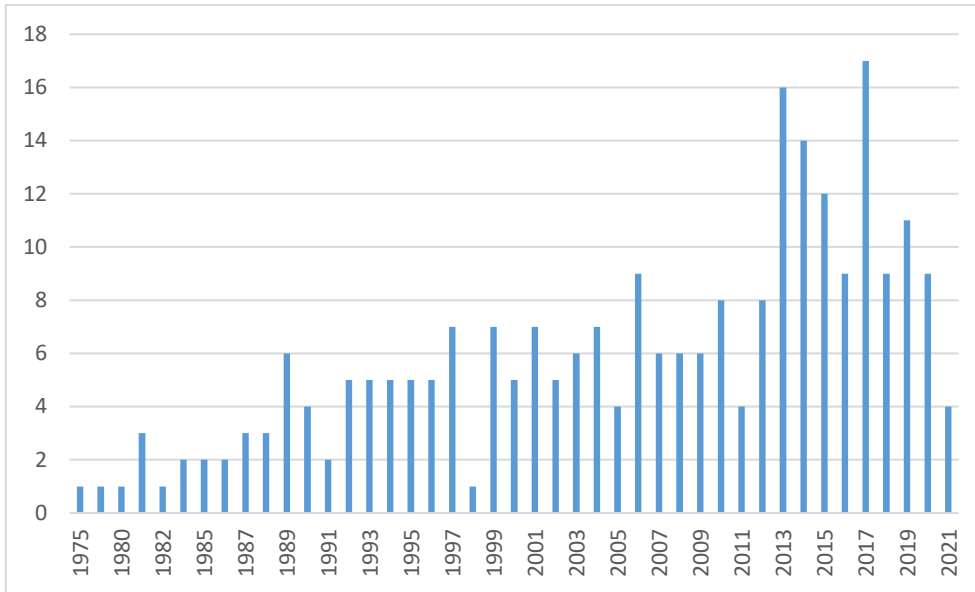


Gráfico 2: Cantidad de publicaciones por año que involucran las palabras clave “*extension*” or “*strength*” AND “*knee extension*” AND “*dynamometer*” AND “*quadriceps*”

Fuente: elaboración propia

Gráfico 3

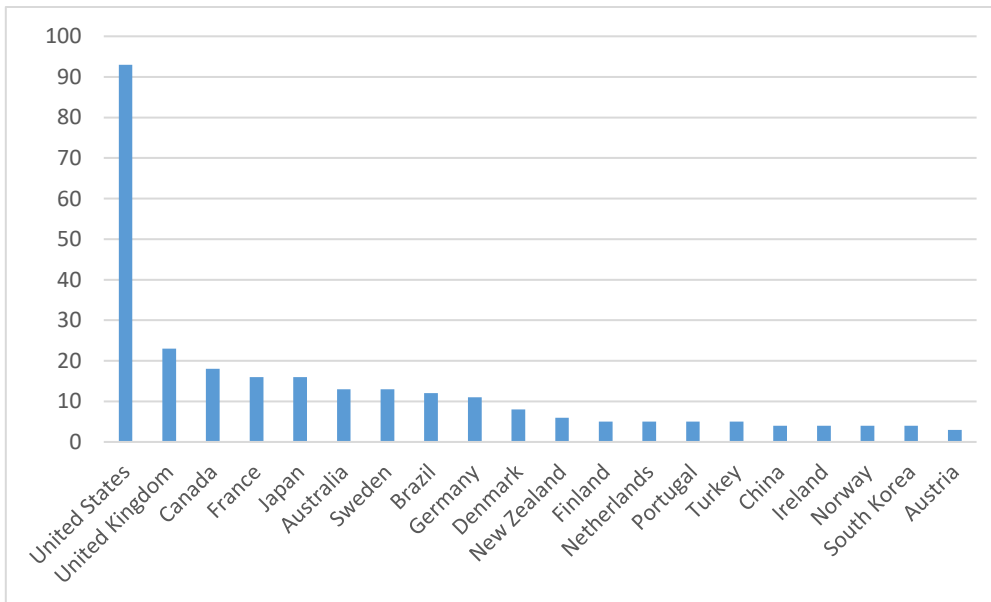


Gráfico 3: Distribución de publicaciones por países. Estados Unidos es el país con mayor producción en este tema, cuadruplicando al país más cercano, el Reino Unido.

Fuente: elaboración propia

Tabla 1

| Authors and Reference | Title | <2017 | 2017 | 2018 | 2019 | 2020 | 2021 | TC |
|--|---|-------|------|------|------|------|------|-----|
| Wilk K.E., Romaniello W.T., Soscia S.M., Arrigo C.A., Andrews J.R. | The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee | 228 | 17 | 17 | 7 | 12 | 7 | 288 |
| Brown M., Sinacore D.R., Host H.H. | The relationship of strength to function in the older adult | 205 | 5 | 9 | 7 | 5 | 1 | 232 |
| Hespel P., Eijnde B.O., Van Leemputte M., Urso B., Greenhaff P.L., Labarque V., Dymarkowski S., Van Hecke P., Richter E.A. | Oral creatine supplementation facilitates the rehabilitation of disuse atrophy and alters the expression of muscle myogenic factors in human | 182 | 9 | 11 | 11 | 10 | 4 | 227 |
| Feiring D.C., Ellenbecker T.S., Derscheid G.L. | Test-retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer | 153 | 8 | 14 | 15 | 12 | 1 | 203 |
| Vincent B., De Bock K., Ramaekers M., Van Den Eede E., Van Leemputte M., Hespel P., Thomis M.A. | ACTN3 (R577X) genotype is associated with fiber type distribution | 124 | 14 | 10 | 21 | 7 | 8 | 184 |
| White L.J., McCoy S.C., Castellano V., Gutierrez G., Stevens J.E., Walter G.A., Vandenborne K. | Resistance training improves strength and functional capacity in persons with multiple sclerosis | 127 | 9 | 10 | 7 | 9 | 4 | 166 |
| Knutsson E., Martensson A. | Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist co-activation | 160 | 2 | 3 | 1 | 0 | 0 | 166 |
| Sipila S., Multanen J., Kallinen M., Era P., Suominen H. | Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women | 131 | 6 | 6 | 1 | 8 | 2 | 154 |
| Simonian P.T., Harrison S.D., Cooley V.J., Escabedo E.M., Deneka D.A., Larson R.V. | Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction. | 127 | 6 | 6 | 4 | 4 | 4 | 151 |
| Overend T.J., Cunningham D.A., Kramer J.F., Lefcoe M.S., Paterson D.H. | Knee extensor and knee flexor strength: Cross-sectional area ratios in young and elderly men | 123 | 6 | 7 | 4 | 7 | 3 | 150 |
| Seynnes O.R., Erskine R.M., Maganaris C.N., Longo S., Simoneau E.M., Grosset J.F., Narici M.V. | Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains | 84 | 13 | 16 | 15 | 15 | 6 | 149 |
| Aramatzis A., De Monte G., Karamanidis K., Morey-Klapsing G., Stafilidis S., Bruggemann G.-P. | Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy | 80 | 17 | 20 | 8 | 12 | 7 | 144 |
| Nelson A.G., Guillory I.K., Cornwell A., Kokkonen J. | Inhibition of Maximal Voluntary Isokinetic Torque Production Following Stretching Is Velocity-Specific | 130 | 6 | 3 | 1 | 2 | 1 | 143 |
| Lanza I.R., Towse T.F., Caldwell G.E., Wigmore D.M., Kent-Braun J.A. | Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups | 103 | 9 | 6 | 6 | 6 | 4 | 134 |
| Maffiuletti N.A., Bizzini M., Desbrosses K., Babault N., Munzinger U. | Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer | 75 | 15 | 16 | 15 | 8 | 4 | 133 |
| Johannsson G., Grimby G., Sunnerhagen K.S., Bengtsson B.-A. | Two years of growth hormone (GH) treatment increase isometric and isokinetic muscle strength in GH-deficient adults | 124 | 5 | 3 | 0 | 1 | 0 | 133 |
| Bohannon R.W., Andrews A.W. | Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke | 124 | 3 | 1 | 2 | 0 | 0 | 130 |
| Grimby G., Aniansson A., Hedberg M., Henning G.-B., Grangard U., Kvist H. | Training can improve muscle strength and endurance in 78- to 84-year-old men | 114 | 2 | 0 | 1 | 3 | 0 | 120 |
| Folland J.P., Buckthorpe M.W., Hannah R. | Human capacity for explosive force production: Neural and contractile determinants | 18 | 13 | 23 | 21 | 26 | 9 | 110 |
| Pincivero D.M., Gandaio C.B., Ito Y. | Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions | 78 | 8 | 6 | 5 | 7 | 2 | 106 |

Tabla 1: Resumen de los documentos más citados. Nótese que si bien el segundo documento mas citado, es del área de geriatría, la mayoría hacen parte de otras áreas como la medicina física, deportología y ortopedia. Fuente: elaboración propia

Tabla 2

| SOURCE TITLE | |
|--|----|
| Journal Of Orthopaedic And Sports Physical Therapy | 14 |
| Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation | 11 |
| Isokinetics And Exercise Science | 11 |
| Journal Of Strength And Conditioning Research | 11 |
| Medicine And Science In Sports And Exercise | 10 |
| Scandinavian Journal Of Medicine And Science In Sports | 9 |
| Journal Of Biomechanics | 7 |
| Clinical Physiology And Functional Imaging | 6 |
| Muscle And Nerve | 6 |
| Physical Therapy | 6 |
| European Journal Of Applied Physiology | 5 |
| Journal Of Electromyography And Kinesiology | 5 |

Tabla 2: revistas con mayor número de publicaciones. Similares observaciones a las realizadas en la tabla 1. Fuente: elaboración propia

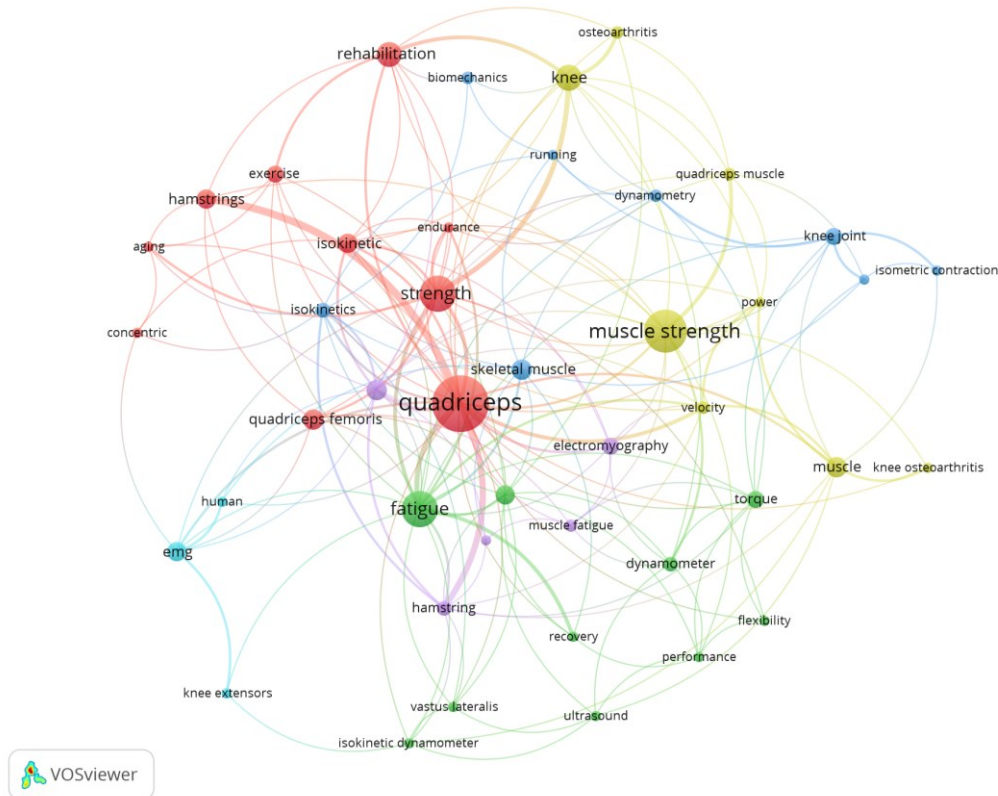
Mapa 2



Mapa 2: Colaboración entre países. (Desarrollado con software VOSviewer). Resalta el protagonismo de estados unidos y su colaboración con otros países de américa, Australia y Francia. Fuente: elaboración propia.

Para el análisis de coocurrencias, con un total de 590 diferentes palabras clave, las que evidenciaron mayor frecuencia fueron cuádriceps, fuerza (con variantes como fuerza muscular, entrenamiento de fuerza, dinamómetro de fuerza muscular y fuerza isocinética), fatiga y rehabilitación. Las conexiones más importantes entre palabras se dan entre cuádriceps-tendón y entre fuerza-rodilla (mapa 3).

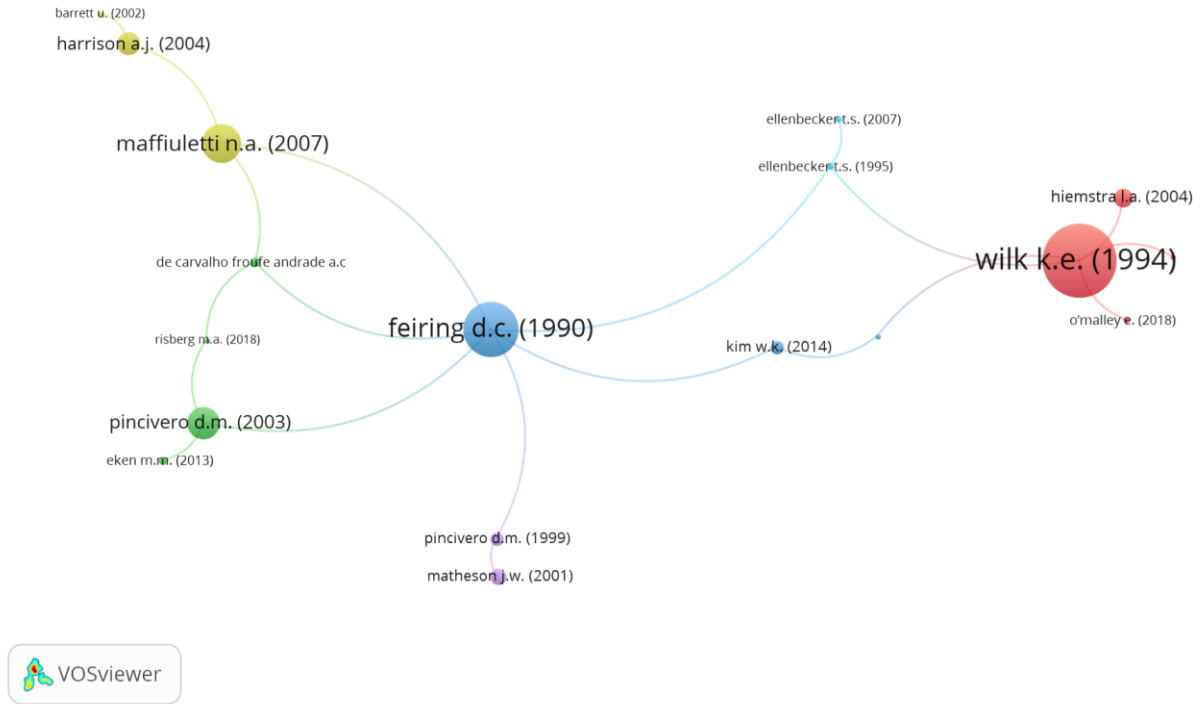
Mapa 3



Mapa 3: Análisis de coocurrencias (Conexiones entre palabras clave). (Desarrollado con software VOSviewer). Se destaca la importancia del cuádriceps femoral frente a otros grupos musculares como los isquiotibiales y la relevancia de la valoración de la fuerza frente a otras cualidades musculares como la electromiografía y el ultrasonido. Esto muestra una importante tendencia en investigación. Fuente: elaboración propia

Para el análisis de citas, el documento más citado es “The Relationship Between Subjective Knee Scores, Isokinetic Testing, and Functional Testing in the ACL-Reconstructed Knee” (mapa 4). El gráfico de tres campos permite analizar las relaciones existentes entre Instituciones, países y palabras clave (Gráfico 4). Finalmente se realiza el análisis de la estructura conceptual en el gráfico 5.

Mapa 4



Mapa 4: análisis de citas (Desarrollado con software VOSviewer). Similares observaciones a las realizadas en la tabla 1 y 2. Fuente: elaboración propia

Gráfico 4

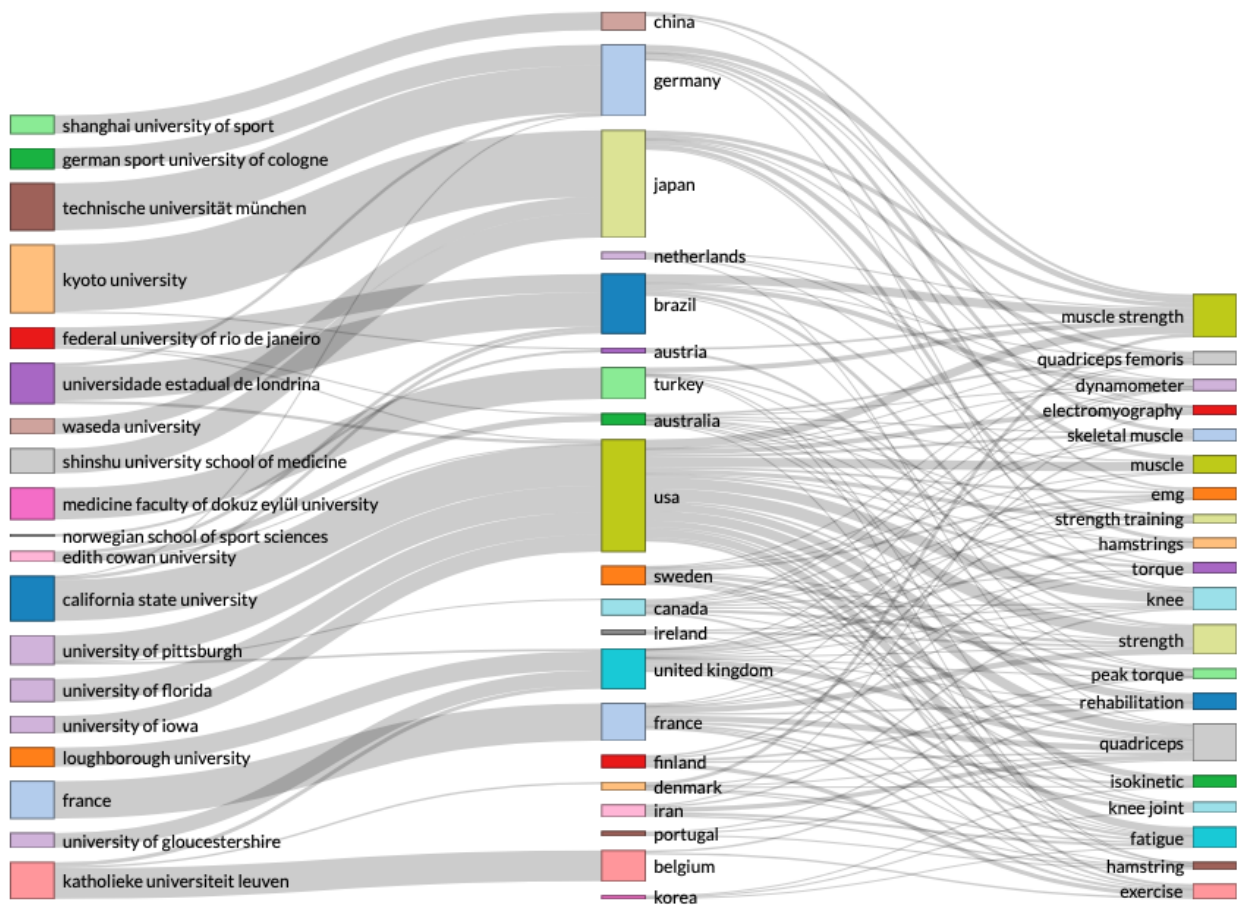


Gráfico 4: relaciones existentes entre Instituciones, países y palabras clave (Desarrollado con Bibliometrix). Similares observaciones a las realizadas en la tabla 1, 2 y mapa 2.

Fuente: elaboración propia

Gráfico 5

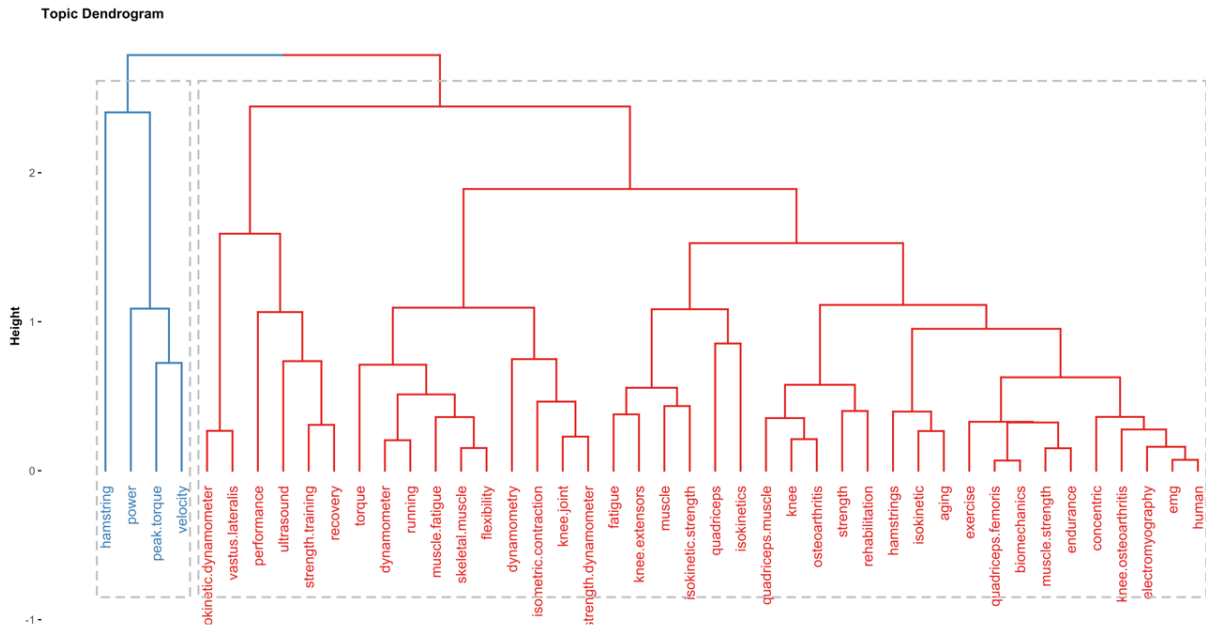


Gráfico 5: Análisis de estructura conceptual. Se destaca la relación de conceptos básicos como las cualidades musculares, presentadas en azul, haciendo énfasis particular en este análisis en isquiotibiales y la forma en que se relacionan con las diferentes maneras de evaluación de dichas cualidades, apreciadas en rojo. Fuente: elaboración propia

El estudio de la fuerza muscular y su declinación asociada con el envejecimiento es un campo relativamente nuevo en geriatría, el cual ha sido abordado de una manera más amplia y técnica por otras especialidades médicas, muestra de ello son los resultados del análisis bibliométrico que se presentan en este capítulo, donde se demuestra que las principales publicaciones que han tratado sobre el tema están relacionadas con las áreas de medicina física, rehabilitación, ortopedia y medicina del deporte (Tablas 1 y 2).

El grupo esloveno de Šarabon en un reciente metaanálisis intenta definir valores de referencia para el torque isométrico de cuádriceps e isquiotibiales de manera normalizada según la masa corporal, incluyendo 411 artículos con población representativa para ambos sexos y diferentes grupos etarios(48), sin embargo, el análisis de Šarabon parte de la necesidad de tener valores de referencia desde la perspectiva de la rehabilitación y el acondicionamiento físico y no resuelve preguntas conceptuales como la existencia de un

pico de fuerza muscular ni la tasa de declinación asociada al envejecimiento, en este sentido, algunos autores plantean que la contracción concéntrica podría alcanzar su pico entre los 20 y los 30 años, con una meseta a los 50 años en los hombres, con una tasa de declinación entre 12 y 15% por década (49–52). Otros investigadores señalan que hombres y mujeres presentan una tasa de declinación del 8 al 10% por década tanto en la contracción concéntrica como isométrica de la fuerza de extensión del cuádriceps (53). Como es evidente, se requieren estudios más robustos y longitudinales para llegar a una conclusión definitiva en este aspecto, porque, además, es preciso mencionar la incertidumbre que existe frente a la variabilidad entre grupos musculares, como lo plantea Bazzuchi, tras observar que la declinación de la fuerza en los ancianos es un proceso heterogéneo que compromete en mayor proporción a los miembros inferiores que a los miembros superiores(54).

Capítulo 8:

Valoración de actividad física

Tal y como se mencionó en el apartado de sarcopenia, se desconoce la manera y los patrones en que la actividad física podría influir en el envejecimiento de la fuerza muscular, en consecuencia, es importante identificar las opciones que existen para valorar la actividad física.

El método objetivo de valoración de la actividad física es la doble marcación de agua para estimar la cantidad de energía gastada. Es costoso y frecuentemente no es usado en investigación(55).

1. Cuestionarios de autorreporte de la actividad física

Es el método más común de medición de actividad física y recae en la capacidad de los participantes de recordar las actividades realizadas; varían según la evaluación del modo, duración y frecuencia de la actividad física y de los datos reportados que pueden presentarse en puntajes de actividad, tiempo o calorías. Su validación contra la doble marcación con agua es inconsistente, sin embargo, tienen la ventaja de ser baratos, fáciles de administrar y precisos en la evaluación de la intensidad, proveen detalles sobre el tipo de actividad física y mejoría tras las intervenciones. Algunos ejemplos son el Cuestionario modificado de actividad (MAQ), Cuestionario de actividad física modificado de la semana anterior (PWMAQ), Cuestionario de actividad física reciente (RPAQ), Cuestionario internacional de actividad física (IPAQ), Recuerdo de Actividad de física del día anterior (PDPAR), y Recordatorio de Actividad Física de siete días (PAR) (55).

El cuestionario internacional de actividad física (IPAQ) se implementó por primera vez en Ginebra en 1998, desde entonces ha sido objeto de intervención y mejora por parte de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Centro de Control de Enfermedades (CDC) para lograr su aplicación en europeos, asiáticos, americanos, africanos y australianos.

El IPAQ consta de 7 preguntas acerca de la frecuencia, duración e intensidad de la actividad (moderada e intensa) realizada los últimos siete días, así como el caminar y el tiempo

sentado en un día laboral. Se puede aplicar mediante entrevista directa, vía telefónica o encuesta autodiligenciada; se diseñó para ser empleado en adultos de edades comprendidas entre los 18 y 65 años(56).

Se encuentran en dos versiones, una larga y una corta y registra la actividad semanal en Unidades de Índice Metabólico (METs) por minuto y semana, los sujetos que pertenecen al nivel alto o medio son cumplidores de las recomendaciones de actividad de la OMS, mientras que los del nivel bajo no las cumplen. Tiene amplia validación y su versión en español se encuentra validada en Colombia (56)

2. Diarios de autorreporte de actividad

Proveen la mayor cantidad de datos detallados, son muy útiles para evaluación individuales, pero no en grupos, tampoco son útiles en pacientes con disfunción cognitiva(55).

3. Dispositivos

3.1. acelerómetros

Capturan datos con precisión y en gran cantidad, son fáciles de usar y han demostrado mejor correlación con la prueba de doble marcación de agua(55).

3.2. Podómetros

Miden la cantidad de pasos, su simplicidad, costo relativamente bajo y capacidad para recolectar datos de actividad física de corta duración, los hacen populares. Los datos del podómetro también tienden a estar correlacionados con resultados y predictores biológicos como la edad y el índice de masa corporal. Dentro de las desventajas se incluye la imposibilidad de registrar actividad física que involucre movimiento horizontal que ocurre durante períodos de inactividad, actividad de ocio o únicamente movimientos de la parte superior del cuerpo. No capturan intensidad, frecuencia o duración de la actividad física (55).

3.3. Monitores de frecuencia cardiaca.

Capturan el gasto de energía durante actividades que no involucran desplazamiento vertical del tronco que muchos acelerómetros y podómetros pasan por alto, son mejores para categorizar los niveles de actividad física de los sujetos (es decir, muy activos, algo activos, sedentarios) como opuesto a la cantidad exacta de actividad física. Estos dispositivos tienden a mostrar discrepancias particularmente en intensidades muy altas y bajas. Las discrepancias se deben que el gasto cardiaco no comparte una relación lineal en reposo y en la actividad física de baja intensidad. La edad, la composición corporal, la masa muscular, el género y el nivel de condición física también afectan esta linealidad (55)

4. Observación directa

Se utiliza cuando la actividad física está restringida a un espacio, por lo que se implementa con más frecuencia en niños y en adolescentes.

Capítulo 9:

Objetivos

1. Objetivo general:

1. Diseñar y construir un dinamómetro fijo dirigido a la obtención del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral
2. Describir el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral en una población de adultos de 20 a 50 años.

Objetivos específicos

1. Definir por medio de la revisión exhaustiva de la literatura médica, las mejores condiciones biodinámicas para la dinamometría del torque isométrico máximo del cuádriceps femoral
2. Determinar valores de referencia del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral por medio del estándar de oro, el dinamómetro isocinético, disponibles en la literatura medica
3. Construir y diseñar un dinamómetro fijo, de bajo costo en comparación con el dinamómetro isocinético, que cumpla con las mejores condiciones biodinámicas para la dinamometría del torque isométrico máximo del cuádriceps femoral.
4. Describir el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral y las variables biodinámicas y antropométricas relacionadas, en una población adulta de 20 a 50 años, sin comorbilidad, sin limitación funcional y con nivel de actividad leve a moderada según el IPAQ.

Capítulo 10:

Metodología

1. Dispositivo

Se realizó una amplia revisión de la literatura, la cual fue citada previamente en el marco teórico, para reunir las mejores características que debería tener un dispositivo con el propósito de medir la máxima fuerza de contracción isométrica producida por el cuádriceps femoral. De allí se concluyó que debe medirse la contracción isométrica del cuádriceps femoral, por medio del torque producido con la pierna como palanca. Con ese propósito, se identificó que el dispositivo debe mantener al participante sedente, con la espalda recta y la cadera formando un ángulo de 90 grados entre el tronco y el muslo, con las piernas ligeramente elevadas del suelo, formando un ángulo de flexión de la rodilla entre 55 y 80 grados. Por conveniencia del dispositivo se escogió 70 grados y se implementó un goniómetro para miembro inferior para alcanzar dicha posición. Se construyó un dispositivo a manera de silla que cumple con estos requerimientos, se adicionó un retenedor metálico en forma de T que se fija a la estructura principal para contribuir con el mantenimiento de la posición. Para realizar la medición, se le da la indicación al participante de mantener la espalda recta y la cadera flexionada, se sujeta una tobillera deportiva al tobillo de la extremidad dominante del participante y se le explica que se le aplicará tracción posterior gradualmente a dicha correa, con el fin de que el participante resista la tracción sin cambiar el ángulo de flexión de la rodilla. Para ello se diseñó un sistema de polea, guaya y resorte con una constante de elongación específica, calculada para transmitir la tracción que provee una palanca con un engranaje ubicada en la parte de atrás de la silla, como se describe a continuación.

El dispositivo fabricado consta de una silla de mobiliario de oficina / salón, modificado en postura y dimensiones originales para cumplir con criterios biomecánicos tanto como para facilitar el proceso de medición. (Imagen 1)

Imagen 1



- 1) Las patas delanteras de la silla fueron extendidas de manera regulable para inclinar el respaldo del mueble una decena de grados:
 - Esto le da más estabilidad a la silla a la hora de ser sometida a fuerzas y a pares de torsión y rotación, evitando que se balancee u oscile.
 - Incrementa la altura de la silla y amplía el volumen del arco de posicionamiento de los miembros inferiores, aplicación de las fuerzas, medición y recolección de datos
 - Desde el punto de vista biomecánico, el ángulo de inclinación hace que el diseño sea fiel a las máquinas de extensión de piernas de los centros de acondicionamiento o dinamómetro isocinético de centros especializados. Este

ángulo tiene la finalidad de evitar que los flexores de la cadera intervengan en el esfuerzo.

- 2) En la parte posterior, ligeramente debajo del nivel del asiento, se ubicó una viga voladiza que sirve de soporte para el instrumento generador y regulador de la fuerza externa aplicada, consistente en una palanca de freno de mano de un Chevrolet Spark, una polea y un resorte unidos por una guaya de bicicleta.
- 3) Se usó un freno de mano por el hecho de ser un tipo de palanca que tiene la función de convertir pequeñas fuerzas en fuerzas magnificadas, y transformar extensos recorridos en recorridos cortos. El freno de mano posee un mecanismo interno consistente en una rueda dentada tipo baipás que gira gradualmente en un sentido, pero de forma controlada y se bloquea al intentar girar en el sentido opuesto; esto da la facilidad de aumentar la fuerza simulando una señal de entrada tipo escalón, lo que le confiere una progresividad en el aumento de la fuerza y control sin que tenga que ejercerse un bloqueo manual activado por el operario. Se realizó además una modificación al freno de mano que consiste en que una de sus partes móviles del extremo que fija el elemento al chasis de carro, fue soldada para dejar a cambio una palanca rígida funcional. De esta forma, la parte de palanca usada manualmente como freno sirve como sistema de entrada de la fuerza aplicada, mientras que la parte móvil fijada sirve como magnificador de la fuerza.
- 4) El extremo magnificador de la palanca conecta con una guaya de bicicleta y una polea a con resorte diseñado especialmente para operar dentro de los rangos establecidos de fuerzas revisados en la literatura
 - La polea tiene la función de convertir las tensiones y los desplazamientos generados por la palanca a lo largo de la guaya y tienen una orientación oblicua, en tensiones y desplazamientos únicamente horizontales justo antes de acoplarse al resorte.
 - Se usa un resorte mecánico de espirales o fuelle, puesto que, conocida la ley de Hook, el resorte es un elemento que puede convertir desplazamientos, elongaciones o deformaciones en fuerzas o viceversa; por tanto, este elemento es propicio para transformar los desplazamientos de la palanca en fuerzas que se puedan aplicar sobre otros objetos.

- El resorte se diseñó de tal manera que pudiera operar de 0 a 75 kilogramos fuerza (KgF) y que por las características y necesidades del diseño se expandiera como máximo unos 10cm, lo que da como resultado un resorte de 750kgF/m o 7350N/m. Por las características y limitaciones del resorte, este mide 10cm en estado de reposo y por tanto en el estado de máxima elongación mide 20cm
- 5) El resorte va conectado en su otro extremo nuevamente a una guaya que consecuentemente se conecta una tobillera deportiva que el sujeto, con su tobillo dominante, tiene que mantener en una posición fijada por el operario para ejercer la fuerza.
 - 6) En medio del último tramo de guaya y la tobillera va un elemento electrónico conocido como galga extensiométrica o strain gauge, la cual no es más que un transductor que al igual que el resorte convierte fuerzas en desplazamientos o viceversa, pero adicionalmente, los desplazamientos se pueden convertir en señales eléctricas proporcionales a la magnitud de la fuerza aplicada. Para este caso, la galga extensiométrica que se usa proviene de una báscula comercial con una resolución de 100 gramos a 300 kilogramos, la cual es adecuada para este propósito, ya que opera dentro de los rangos de fuerza antes mencionados.
 - 7) Finalmente, la silla en su parte frontal posee un tope ajustable consistente en un brazo giratorio en forma de T que ayudará a que la posición de las extremidades del sujeto a evaluar se mantenga y se fije dentro del rango correcto para la medición de la fuerza.

2. Muestra

Entre enero de 2020 y diciembre de 2022, se diseñó y se construyó un dinamómetro fijo destinado a la medición del torque isométrico del cuádriceps femoral. En febrero de 2023 se recolectó una muestra de 138 participantes, 72 mujeres, 66 hombres, entre los 20 y los 50 años, en busca de reunir mínimo 20 personas por cada decenio de cada sexo, la mayoría de ellos en las diferentes sedes del campus universitario de la Universidad de Caldas. Se incluyeron participantes que no tuvieran ninguna enfermedad crónica con repercusiones metabólicas relacionadas con la fisiopatología de la sarcopenia, ni limitación funcional alguna a nivel de miembros inferiores. Dado que la literatura demostró una amplia

variabilidad en la fuerza en atletas y practicantes de actividad física intensa, se utilizó el cuestionario internacional de actividad física “IPAQ” para identificar personas sedentarias, con actividad física leve a moderada y se excluyeron participantes con actividad física intensa, según los criterios del cuestionario. Se diligenció el consentimiento informado de los participantes y se procedió a recolectar datos antropométricos como peso, talla, índice de masa corporal, longitud femoral medida desde la prominencia del trocánter mayor del fémur hasta la interlínea articular de la rodilla, junto con la longitud sural obtenida desde la interlínea articular de la rodilla hasta la prominencia del maléolo externo de la tibia. A continuación, se procedió a realizar dinamometría de presión manual con dinamómetro hidráulico Takei con la técnica en bipedestación en dos oportunidades, tomando el mejor resultado. Finalmente, se procedió a valorar la fuerza de contracción isométrica del cuádriceps femoral en el dispositivo descrito y se procedió a calcular el torque en unidades Newton metro multiplicando la fuerza medida en kilogramos por el dispositivo por la longitud sural y la aceleración de la gravedad. Se analizaron las variables de sexo al nacer, edad, peso, talla, índice de masa corporal, mejor dinamometría de presión manual de dos intentos, mejor fuerza de contracción del cuádriceps de dos intentos, torque en unidades Nm, longitud femoral, longitud sural, horas de sedestación al día, Mets por semana gastados en la suma de actividad física según método de cálculo del IPAQ y total de actividad física a la semana en minutos, tal y como se muestra en el cuadro operacional de variables que se presenta en el **anexo 1**.

3. Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo haciendo uso del programa SPSS versión 22 de IBM. Se obtuvieron estadísticos descriptivos. Se evaluó la distribución normal por la prueba de Kolmogorov-Smirnov y la homocedasticidad por medio de la prueba de Levene, en cada una de las variables de interés. Para la comparación entre sexos, se utilizó el estadístico T de Student para variables independientes con las variables con distribución normal homocedásticas y, el estadístico U Mann Whitney, en aquellas de distribución no normal o no homocedásticas. Para la comparación por decenios en cada uno de los sexos, se utilizó el análisis de varianzas ANOVA con las variables con distribución normal homocedásticas y ANOVA H Kruskal Wallis en aquellas de distribución no normal o no homocedásticas. Se buscaron correlaciones entre las diferentes variables numéricas, haciendo uso de la correlación de Pearson para aquellas con distribución normal y correlación de Spearman

en aquellas con distribución no normal. Las variables con distribución normal homocedasticas fueron peso, talla, IMC, edad, las variables con distribución normal no homocedasticas fueron mejor agarre, mejor fuerza, y torque Nm, las variables con distribución no normal fueron horas sentado al día, Mets por semana, longitud femoral, longitud sural, total de minutos de actividad física a la semana.

Capítulo 11

Resultados

De manera conjunta con el grupo interdisciplinario de este trabajo, se logró la construcción de un dinamómetro fijo para medir la contracción isométrica del cuádriceps femoral. Se propusieron en total 3 prototipos hasta conseguir el prototipo final.

El primero prototipo constaba de un sensor tipo galga extensiométrica, destinado a medir directamente a partir de la deformación del vasto medio femoral la fuerza de contracción del musculo. Esta propuesta se desechó dadas las diversas dificultades técnicas presentadas, como la fijación de la galga al vasto y el alto riesgo de interferencia de la piel y el tejido adiposo en la captación de la deformación por parte del dispositivo.

El segundo prototipo se pensó a manera de ortesis móvil para el miembro inferior con un punto de rotación a nivel de la rodilla para ajustar el ángulo de flexión de la misma y añadir un sensor rotacional a este nivel que brindara la posibilidad de medir torque en la porción proximal de la palanca del sistema (la pierna). Sin embargo, técnicamente la medición se dificulta ante la necesidad de fijar el dispositivo y fijar el segmento femoral de la persona evaluada para que no intervenga en los resultados por medio de posiciones compensatorias que activaran otros grupos musculares como isquiotibiales y paravertebrales.

Finalmente, con todos los datos de los aspectos técnicos para una medición ideal recolectados y con una idea del rango de fuerza que se maneja por este tipo de contracción a diferentes edades y grados de flexión de la rodilla, se decidió construir un tercer prototipo teniendo como punto de partida la posición en sedestación de la persona evaluada, con un ángulo de flexión de la rodilla entre 55 a 80 grados, por lo que la estructura de base es una silla de aluminio modificada para mantener un ángulo de 70 grados entre el segmento femoral de la extremidad inferior y el tronco, al mismo tiempo que mantiene los pies de la

persona evaluada despegados del suelo. En primera instancia, para generar una contracción isométrica gradual medible, se pensó en aplicar fuerza de tracción a la porción distal de la palanca del sistema (la pierna) por medio de un servomotor de 120 kilogramos, sin embargo, la potencia del mismo se reducía exponencialmente por cada centímetro que el brazo de rotación se alejaba del centro de rotación, por lo que se desestimó esta posibilidad. Se decidió entonces aplicar la fuerza por medio de un sistema de engranaje, guaya y resorte, el cual, por medio de una palanca activada por el examinador, ejerce una tracción progresiva en la porción distal de la palanca del sistema (la pierna), la cual debe ser resistida por la persona evaluada sin cambiar el ángulo de flexión de la rodilla de la extremidad dominante, dicho ángulo es mantenido por un aditamento acolchado en forma de T que se fija a la silla. La fuerza generada por el sistema se mide por medio de un dispositivo electrónico basado en una galga extensiométrica con una resolución de 100 gramos a 300 kilogramos.

Una vez ensamblado y probado el dispositivo, se procedió a realizar la recolección de los datos. En la **tabla 4** se muestran las características de base de la población evaluada, en términos de medidas antropométricas y actividad física semanal, presentada como tiempo total de actividad física a la semana en minutos, unidades metabólicas (Mets) invertidas en actividad física por semana y tiempo al día en sedestación en horas. Todo lo anterior, se discrimina por sexo y edad en decenios. Se ofrecen estadísticos descriptivos con rango de los valores encontrados por sexo y decenio, media, mediana e intervalo de confianza de la media para cada una de las mediciones. Nótese que el rango de talla en las mujeres fue más amplio entre decenios que en los hombres, es decir, la talla de los hombres es más homogénea entre decenios de edad que entre las mujeres. Las diferencias entre hombres y mujeres en cuanto a talla y peso fueron estadísticamente significativas ($p=0.000$). En cuanto al peso, los hombres evidencian valores más extremos en el límite superior, que sin embargo no repercuten en diferencias importantes entre la media y la mediana, límite inferior de esta variable es homogéneo para ambos sexos. En cuanto al índice de masa corporal (IMC) no hubo diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres ($p=0.683$). Estas diferencias no son interpretables en términos de masa magra y grasa, puesto que el estudio no contó con análisis de composición corporal para discriminarlo. Nótese que el rango de horas en sedestación es más amplio para el total de las mujeres, pero lo es especialmente en el decenio de edad productiva, 30 años, sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres en cuanto al número de horas sentado por día ($p=0.087$). El límite inferior con valor 0 en el rango de

Mets/semana en las mujeres, obedece a que esta variable se calcula a partir de una multiplicación, no a que en realidad no haya un consumo metabólico a la semana, en este aspecto tampoco se encontraron diferencias significativas entre sexos ni entre decenios ($p=0.167$). Es llamativo que el rango de actividad física en minutos/semana en los hombres duplica al de las mujeres, sin embargo, esta diferencia tampoco es estadísticamente significativa ($p=0.064$).

| Mujeres | N | Talla en cm | | | | Peso en Kg | | | | IMC Kg/m2 | | | |
|---------|----|-------------|---------|-------|---------|------------|---------|-------|--------|-----------|---------|-------|--------|
| | | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 148-176 | 160 | 161 | 158-164 | 46-79 | 59 | 61 | 57-64 | 18-31 | 23 | 23 | 22-24 |
| 30s | 27 | 148-167 | 159 | 159 | 156-161 | 45-82 | 60 | 63 | 59-67 | 19-31 | 24 | 25 | 23-26 |
| 40s | 20 | 148-166 | 156 | 157 | 154-159 | 51-77 | 61 | 63 | 60-67 | 20-31 | 25 | 26 | 24-27 |
| Total | 72 | 148-176 | 158 | 159 | 157-160 | 45-82 | 60 | 62 | 60-64 | 18-32 | 24 | 24 | 24-25 |
| Hombres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 159-179 | 171 | 170 | 168-173 | 50-92 | 68 | 68 | 63-72 | 18-31 | 23 | 23 | 22-24 |
| 30s | 20 | 159-179 | 170 | 169 | 166-172 | 55-106 | 72 | 73 | 67-78 | 18-37 | 24 | 25 | 23-27 |
| 40s | 21 | 159-180 | 166 | 167 | 164-170 | 55-87 | 73 | 73 | 69-76 | 20-31 | 26 | 26 | 24-27 |
| Total | 66 | 159-180 | 169 | 159 | 157-160 | 50-106 | 70 | 71 | 68-73 | 18-37 | 24 | 24 | 24-25 |

Tabla 4: características de base de la población de estudio.

Fuente: elaboración propia

| Mujeres | N | Sentado Hora/día | | | | Mets/semana | | | | Total semana min/semana | | | |
|---------|----|------------------|---------|-------|--------|-------------|---------|-------|-----------|-------------------------|---------|-------|----------|
| | | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 5-12 | 9 | 9 | 8-10 | 33-13530 | 1386 | 2033 | 889-3176 | 0-920 | 0 | 130 | 35-225 |
| 30s | 27 | 1-20 | 8 | 7 | 6-9 | 0-16632 | 1305 | 2889 | 1208-4570 | 0-370 | 0 | 33 | -3 -69 |
| 40s | 20 | 2-14 | 6 | 6 | 5-8 | 0-4992 | 1612 | 1661 | 1070-2253 | 0-630 | 0 | 127 | 27-230 |
| Total | 72 | 1-20 | 8 | 7 | 7-8 | 0-16632 | 1386 | 2250 | 1511-2989 | 0-920 | 0 | 93 | 45-138 |
| Hombres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 1-16 | 8 | 8 | 7-9 | 49-23685 | 1626 | 3262 | 1219-5306 | 0-2340 | 50 | 278 | 44-511 |
| 30s | 20 | 2-13 | 6 | 6 | 5-8 | 148-4389 | 1449 | 1741 | 1230-2252 | 0-1330 | 5 | 172 | 24-321 |
| 40s | 21 | 1-10 | 6 | 5 | 4-6 | 153-9702 | 1413 | 2170 | 1145-3195 | 0-630 | 0 | 66 | -2 - 235 |
| Total | 66 | 1-16 | 7 | 6 | 6-7 | 50-23685 | 1447 | 2458 | 1621-3295 | 0-2340 | 10 | 180 | 80-281 |

Tabla 4: características de base de la población de estudio.

Fuente: elaboración propia

| | | Agarre Kg | | | | Fuerza Kg | | | | Torque Nm | | | |
|---------|----|-----------|---------|-------|--------|-----------|---------|-------|--------|-----------|---------|-------|---------|
| Mujeres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 17-36 | 26 | 26 | 24-28 | 18-61 | 47 | 44 | 39-48 | 76-233 | 157 | 159 | 142-175 |
| 30s | 27 | 13-37 | 24 | 25 | 22-27 | 15-55 | 39 | 38 | 34-42 | 46-216 | 145 | 140 | 124-154 |
| 40s | 20 | 16-30 | 24 | 23 | 21-25 | 20-62 | 37 | 38 | 33-43 | 70-227 | 138 | 137 | 119-156 |
| Total | 72 | 13-37 | 24 | 24 | 23-26 | 15-62 | 40 | 40 | 37-43 | 46-233 | 145 | 145 | 136-155 |
| Hombres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 24-52 | 41 | 39 | 37-42 | 41-101 | 67 | 65 | 59-72 | 172-374 | 257 | 257 | 232-281 |
| 30s | 20 | 29-52 | 41 | 40 | 37-44 | 32-87 | 59 | 58 | 51-65 | 107-327 | 238 | 227 | 199-255 |
| 40s | 21 | 31-51 | 39 | 40 | 37-42 | 40-96 | 60 | 61 | 55-67 | 143-348 | 217 | 234 | 212-256 |
| Total | 66 | 24-52 | 40 | 40 | 38-42 | 32-101 | 62 | 62 | 58-66 | 106-374 | 237 | 240 | 226-254 |

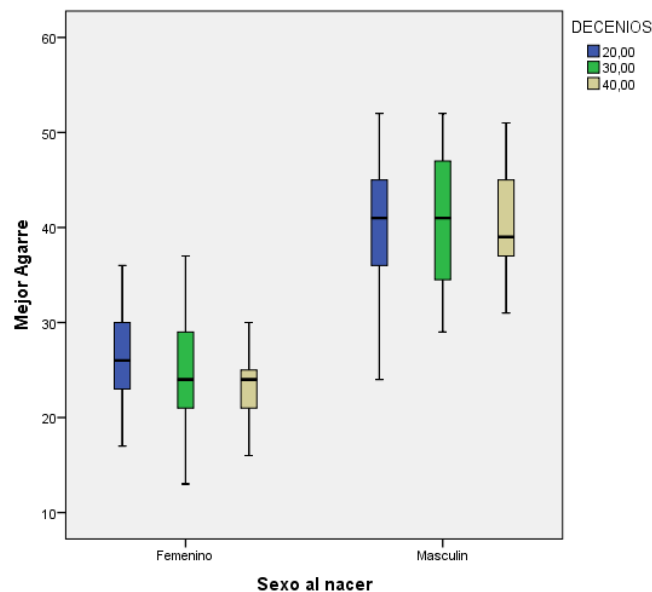
Tabla 5: resultado de mediciones

| | | Femoral Cm | | | | Sural Cm | | | |
|---------|----|------------|---------|-------|--------|----------|---------|-------|--------|
| Mujeres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 35-57 | 41 | 42 | 40-44 | 33-46 | 38 | 38 | 37-40 |
| 30s | 27 | 35-53 | 41 | 41 | 39-43 | 33-45 | 38 | 39 | 37-40 |
| 40s | 20 | 35-47 | 39 | 40 | 38-42 | 36-43 | 38 | 38 | 37-39 |
| Total | 72 | 35-57 | 41 | 41 | 40-42 | 33-46 | 38 | 38 | 37-39 |
| Hombres | N | Rango | Mediana | Media | IC 95% | Rango | Mediana | Media | IC 95% |
| 20s | 25 | 36-49 | 41 | 41 | 39-42 | 34-46 | 42 | 41 | 40-42 |
| 30s | 20 | 35-45 | 38 | 39 | 37-40 | 35-47 | 40 | 40 | 39-42 |
| 40s | 21 | 36-46 | 40 | 40 | 38-41 | 35-45 | 40 | 40 | 39-41 |
| Total | 66 | 35-49 | 40 | 40 | 39-41 | 34-47 | 40 | 40 | 40-41 |

Tabla 5: resultado de mediciones

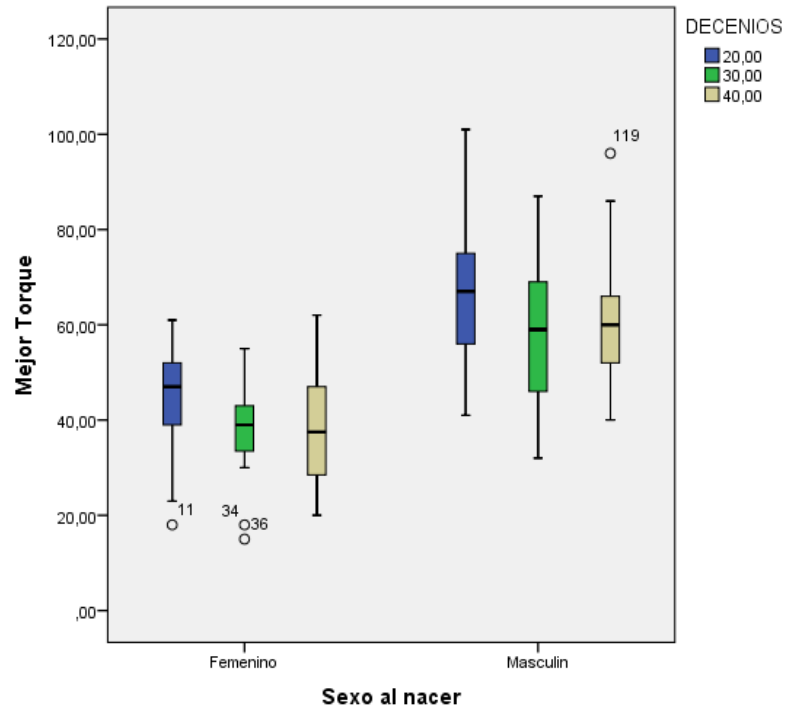
En la **tabla 5**, se presentan los resultados de las mediciones de la fuerza de agarre, fuerza de contracción del cuádriceps en kilogramos (Kg), torque en Newton Metros (Nm) calculado al multiplicar la fuerza del cuádriceps por la longitud sural y la aceleración de la gravedad. Se presenta, además, la longitud sural y longitud femoral, con estadísticos descriptivos mostrando rango de las mediciones, media, mediana e intervalo de confianza de la media, discriminado por sexo y edad por decenios. Nótese que el límite inferior en el rango de fuerza de agarre, en todos los decenios, es mayor en los hombres que en las mujeres, así mismo, los límites inferiores y, la amplitud de los rangos tiene a ser más mayor en hombres que en mujeres. La media de fuerza de agarre en los hombres casi duplica al de las mujeres. Mismas observaciones aplican para la Fuerza del cuádriceps en kg y torque en Nm. La información sobre estas diferencias se amplía en los gráficos **6, 7 y 8**. De la **tabla 5** se destaca, además, la homogeneidad de la longitud sural entre decenios en hombres y mujeres, asimismo, se destaca que esta longitud es discretamente mayor en hombres que en mujeres, de manera estadísticamente significativa ($p=0.000$), esto es importante puesto que, en el sistema de fuerzas, esta longitud corresponde a la longitud de la palanca del torque. En cuanto a la longitud sural, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre sexos ni entre decenios.

Gráfico 6: Cajas y bigotes. Fuerza de agarre



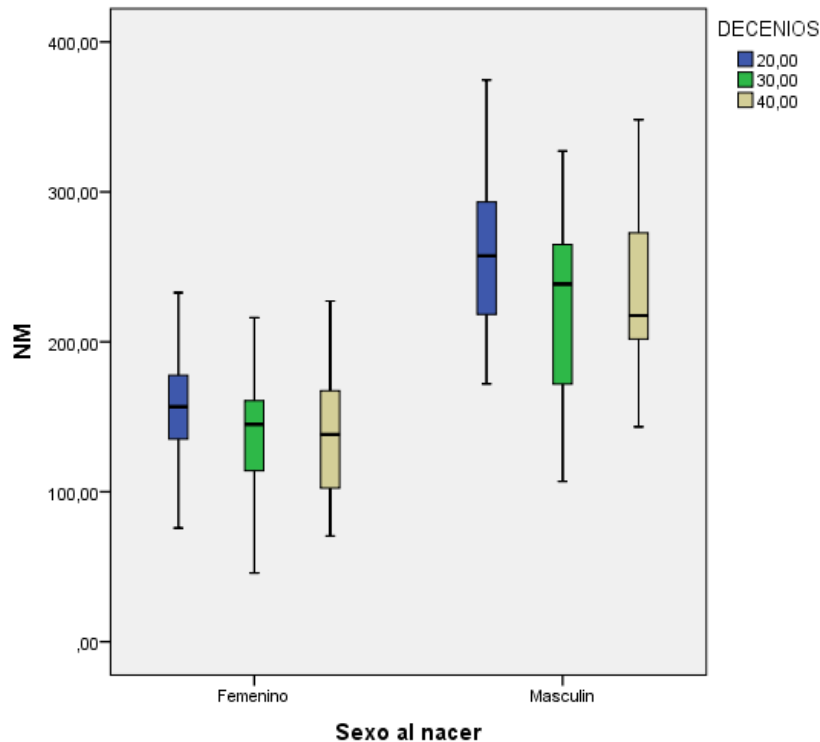
Los aspectos mencionados en la **tabla 5** respecto a la fuerza de agarre, se visualizan mejor en el **grafico 6**, donde se evidencia que la media de la fuerza de agarre de los hombres es mayor que las mujeres, esta diferencia es estadísticamente significativa ($p= 0.000$). Asimismo, el **grafico 6** ilustra una tendencia a la reducción de la fuerza de agarre en las mujeres en relación con la edad, sin embargo, en el análisis estadístico no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los decenios de edad en las mujeres en relación con la fuerza de agarre. Esta aparente tendencia no está presente en los hombres, en quienes tampoco se encontró significancia estadística en las diferencias entre decenios en cuanto a la fuerza de agarre.

Gráfico 7: Cajas y bigotes. Fuerza del cuádriceps



El **Grafico 7** ilustra las diferencias mencionadas en **la tabla 5** en relación con la fuerza del cuádriceps en kilogramos. La fuerza del cuádriceps en kg es mayor en hombres que en mujeres de manera estadísticamente significativa ($p=0.000$). Llamativamente, a diferencia del **grafico 6**, en el **grafico 7** no se aprecia tendencia a la reducción de la fuerza con la edad en las mujeres, lo cual se respalda en que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre decenios en el caso de los hombres, ni en el caso de las mujeres.

Gráfico 8: Cajas y bigotes. Torque en Nm



El **Grafico 8** ilustra aspectos similares a los mencionados en los gráficos previos en relación con la variable torque en Nm. Se hace claridad en que la variable en cuestión es el resultado de la multiplicación entre la fuerza del cuádriceps en Kg por la longitud sural y la aceleración de la gravedad, por lo que los hallazgos son muy similares a los mencionados en el **grafico 7**. En este caso, también se encontró significancia estadística en las diferencias entre hombres y mujeres (0.000) pero no entre decenios.

| Tabla 6: Diferencias entre decenios por sexos | | |
|--|---------|---------|
| | Mujeres | Hombres |
| Nm | 0,154 + | 0,201 + |
| Total semana | 0,056 + | 0,566 + |
| Mejor Fuerza | 0,05 + | 0,295 + |
| Mejor agarre | 0,204 + | 0,934 + |
| Long Sural | 0,831 + | 0,303 + |
| Lonf Femoral | 0,303 + | 0,85 + |
| Mets | 0,984 + | 0,897 + |
| Peso | 0,625 * | 0,126 * |
| Talla | 0,064 * | 0,093 * |
| IMC | 0,055 * | 0,008 * |
| Estadístico utilizado: Anova de Kuskal Wallis +; Anova * | | |

Fuente: Elaboración propia

La **tabla 6** compara entre decenios separando mujeres y hombres, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, excepto en la variable IMC en los hombres entre los 40 a los 50 años ($p=0.008$), Este hallazgo, a la luz de la literatura revisada y las correlaciones encontradas en el análisis bivariado, que se describen más adelante, parece no tener relevancia.

| Tabla 7: Análisis bivariado: Correlaciones | | | | | | | |
|--|---------------|---------------|--------------|---------------------------|--------------|---------------|--------------|
| Mujeres | | | | Hombres | | | |
| Variables correlacionadas | | Significancia | Coefficiente | Variables correlacionadas | | Significancia | Coefficiente |
| Peso | tiempo/semana | 0.023 + | 0.268 | Peso | Agarre | 0,003 * | 0,363 |
| Talla | Femoral | 0.000 + | 0.424 | Talla | Femoral | 0.000 + | 0,421 |
| | Sural | 0.000 + | 0.546 | | Sural | 0.000 + | 0,575 |
| | Agarre | 0.000 * | 0.442 | Torque | Peso | 0,045 * | 0,247 |
| Agarre | Cuádriceps | 0.000 * | 0.400 | | Edad | 0,042 * | -0,251 |
| | Torque | 0.000 * | 0.450 | | Agarre | 0,032 * | 0,265 |
| | | | | | total/semana | 0,002 + | 0,381 |
| | | | | Mets | Cuádriceps | 0,002 + | 0,367 |

Estadístico de correlación: Spearman + ; Pearson *

La **tabla 7** detalla la búsqueda de correlaciones en el análisis bivariado. Se destaca que, en las mujeres, se encontró correlación positiva débil entre peso corporal y el tiempo total de actividad física a la semana en minutos ($p=0.023$ Rho de Spearman 0.268). Se encontró también correlación positiva moderada entre la talla, la longitud femoral, la longitud sural y la mejor fuerza de agarre ($p=0.000$ Rho de Spearman 0.424, 0.546 y R de Pearson 0.442 respectivamente). De igual forma, se encontró correlación positiva moderada entre la fuerza de agarre y la fuerza del cuádriceps ($p=0.000$ R de Pearson 0.400), como se intuye, esta correlación también se encontró entre la fuerza de agarre y el torque en Nm ($p=0.000$ R de Pearson 0.450)

En el caso de los hombres, se encontró correlación positiva débil entre el peso y la mejor fuerza de agarre ($p=0.003$ R de Pearson 0.363), entre el peso y el torque en Nm ($p=0.045$ R de Pearson 0.247) y entre la fuerza de agarre y el torque en Nm ($p=0.032$ R de Pearson 0.265). Así mismo, se encontró correlación entre talla y fuerza de agarre ($p=0.022$ R de Pearson 0.282), entre la talla y la longitud femoral ($p=0.000$ Rho de Spearman 0.421) y entre la talla y la longitud sural ($p=0.000$ Rho de Spearman 0.575). En cuanto a la actividad física, se evidenció que los Mets invertidos a la semana se correlacionan con la fuerza del cuádriceps femoral de una manera positiva pero débil ($p=0.002$ Rho de Spearman 0.367) y el total de actividad física a la semana en minutos se correlacionó con el torque en Nm ($p=0.002$ Rho de Spearman 0.381). En este grupo de participantes, también se identificó correlación negativa baja entre la edad y el torque en Nm ($p=0.042$ R de Pearson 0.251).

Capítulo 12

Discusión

Dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps de morral

Como se ha demostrado a lo largo de este trabajo, los dinamómetros destinados a medir la fuerza del miembro inferior, más aún, aquellos destinados al torque máximo isométrico del cuádriceps femoral, no son una herramienta de uso rutinario en la práctica clínica, tampoco están disponibles en el mercado de manera estandarizada y más aún, se desconocen los beneficios e implicaciones clínicas de contar con esta herramienta en la consulta, particularmente en el área de geriatría. Sin embargo, todas las condiciones están dadas para introducir su uso tanto en la investigación como en la práctica en vista de la creciente importancia que ha tenido termino sarcopenia y la importancia que empieza a tener el termino dinapenia. Esto sin mencionar, la relevancia de esta medición en el campo de la rehabilitación física, la ortopedia y la deportología, que como se evidenció en el capítulo 7 de este trabajo, han sido las áreas de la medicina que más han publicado entorno a la dinamometría del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral. Incluso, cuando se tiene presente la importancia de la valoración funcional por medio de pruebas de ejecución física como la maniobra de lázaro, la velocidad de la macha y la prueba de incorporarse en 5 repeticiones, se puede apreciar el nicho que la dinamometría del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral podría tener en la valoración geriátrica multidimensional. Este nuevo campo de análisis podría convertirse en una herramienta predictora de desenlaces adversos en salud más precisa, en un elemento diferenciador al momento de tomar decisiones terapéuticas y en el enfoque de rehabilitación geriátrica, al igual que en una herramienta objetiva para realizar seguimiento y valorar la utilidad de las intervenciones.

Dicho esto, se destaca el valor haber desarrollado en este trabajo un dispositivo destinado a realizar dinamometría del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral, el cual no está disponible en el entorno local y cuya aplicación en la recolección de datos contrastados en la fuerza de agarre, medidas antropométricas y evaluaciones de actividad física, se convierten en la primera experiencia en la región por determinar la utilidad de la dinamometría del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral en la investigación y en la clínica.

Si bien este esfuerzo es valioso, es preciso reconocer las imprecisiones e incertidumbres en torno a sus aspectos técnicos. La primera de ellas es que se trata de un dispositivo de operación y lectura manual que requiere automatización y que no está validado aún contra el estándar de oro, el dinamómetro isocinético. La segunda, es una incertidumbre que comparte con los demás dinamómetros fijos del torque isométrico femoral que se encontraron en la literatura (33,36–42) y con el dinamómetro isocinético, y es que la medición se realiza en la porción distal de la palanca del sistema de fuerza (a nivel tobillo), se desconoce que implicaciones tendría realizar la medición en el punto de rotación o en la porción proximal de la palanca del sistema, puesto que en esta localización, por principios de la física, se presume que el torque podría ser mayor. Otra precisión que no es posible realizar con este dispositivo, es el tiempo de mantenimiento del máximo torque isométrico, esta es una variable que puede analizarse con los dinamómetros isocinéticos, la cual en términos fisiológicos, no solo se relaciona con el concepto de resistencia muscular, sino también con el de reclutamiento de unidades motoras, lo cual podría tener gran importancia al considerar el papel que el envejecimiento neuromuscular tiene en la fisiopatología de la sarcopenia (ver capítulo 4).

Finalmente, una deuda adicional que este dispositivo también comparte con los otros dinamómetros fijos encontrados en la literatura es que está pensando en personas “saludables”, se desconoce cómo sería su rendimiento o adaptabilidad en personas con limitación funcional o condiciones neuro-osteo-musculares que interfirieran en su uso.

Envejecimiento de la fuerza

Este trabajo se propuso desde la perspectiva de la geriatría, en consideración de que la fuerza de agarre como elemento de la valoración geriátrica multidimensional, es una herramienta diagnóstica de sarcopenia y predictora de desenlaces adversos en salud (57). El interés inicial era determinar si la medición de la fuerza en los miembros inferiores tenía

la misma utilidad o quizás mayor. Sin embargo, el primer obstáculo que se encontró en este propósito es que las herramientas destinadas para tal fin, o son muy costosas o tienen importantes interferencias en su determinación como es el caso del dinamómetro manual (ver capítulo 6), por tanto, se propuso construir un dinamómetro con todos los aspectos técnicos provistos por la literatura para medir la mayor cantidad de fuerza en el músculo con mayor protagonismo en las pruebas de ejecución física que tienen capacidad de predecir desenlaces adversos en salud y diagnosticar sarcopenia grave(58), por lo que se construyó un dinamómetro fijo para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral.

Una vez determinado el objetivo de construir este dispositivo, se vio la necesidad de responder a múltiples interrogantes en relación con envejecimiento y fuerza. El primer interrogante fue acerca de la existencia de un pico de fuerza muscular en la juventud, de manera similar al pico de masa ósea, y si se llega a una edad de declinación, otro de los interrogantes fue a que tasa por año o por década declina la fuerza, si declina igual en hombres o en mujeres, y si declina igual en miembros inferiores o en miembros superiores. El último interrogante, era sobre la existencia de valores de referencia para el torque máximo isométrico, de manera similar a los valores de referencia que se han establecido para la fuerza de agarre.

Todo lo anterior, llevó a una amplia búsqueda bibliográfica, de la cual se concluyó que no existen valores de referencia para el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral con dinamómetro isocinético (ver capítulo 7), hasta el momento solo existe un metaanálisis con este propósito, que reúne información obtenida con diversos dispositivos (48) tanto para la contracción isométrica del cuádriceps como de los isquiotibiales, pero como presenta sus resultados normalizados por peso, no fue posible realizar comparaciones para este trabajo. Por tanto se trató de reunir la mayor cantidad de estudios que reportaran mediciones del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral con dinamómetro isocinético para tratar de construir un marco de referencia, en este sentido se encontró una amplia heterogeneidad en cuanto a edades y ángulos de flexión de la rodilla, principalmente, que limitaban la construcción de dicho marco, sin embargo se obtuvo rangos interesantes, en mujeres el rango encontrado fue de 78.7 +/- 13.6 Nm a 176.1 +/- 6.8 Nm, y en hombres de 118.9 Nm +/- 9.5 Nm a 266 +/- 9.4 Nm.

Los datos encontrados en la literatura contrastan con las observaciones realizadas en este trabajo con el dinamómetro fijo, donde se documentó un rango de torque máximo isométrico del cuádriceps femoral en mujeres de 46 a 233 Nm y en hombres de 106 a 374 Nm. Estas importantes diferencias pueden deberse, por supuesto, a aspectos técnicos del dinamómetro fijo, a una selección más homogénea de la muestra en este estudio en cuanto a edad, pesos y actividad física y a que las mediciones se realizaron todas con el mismo ángulo de flexión de la rodilla.

En relación con la declinación de la fuerza en función de la edad, algunos autores plantean que la contracción concéntrica podría alcanzar su pico entre los 20 y los 30 años, con una meseta a los 50 años en los hombres, con una tasa de declinación entre 12 y 15% por década (49–52). Otros señalan que hombres y mujeres presentan una tasa de declinación del 8 al 10% por década tanto en la contracción concéntrica como isométrica de la fuerza de extensión del cuádriceps (53). En este estudio, que, si bien se realizó con un dispositivo nuevo, no validado, intentó evaluar esta declinación en función de la edad, respaldando las mediciones del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral con la fuerza de agarre. Como se evidencia en la **tabla 5, grafico 6, 7 y 8**, hay una tendencia no sostenida a la reducción de la fuerza de agarre y del torque isométrico en las mujeres, no así en los hombres, en el análisis estadístico, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre decenios de edad ni en hombres ni en mujeres. Estos hallazgos que parecen controvertir lo que la literatura había señalado previamente pueden explicarse por tratarse de un estudio transversal que no logra captar dicha declinación. También podría explicarse porque la declinación de la fuerza puede iniciar en edades más tardías a las incluidas en este estudio o a qué, como lo citó Murray (59), el dinamómetro isocinético es capaz de percibir pérdidas sutiles de la fuerza que no son detectables con otras valoraciones.

En cuanto a las diferencias en la declinación de la fuerza entre miembros superiores e inferiores, Bazzuchi anota que la declinación de la fuerza es un proceso heterogéneo que compromete en mayor proporción a los miembros inferiores que a los miembros superiores(54). En este estudio, por tratarse de un estudio transversal, no es posible determinar una tasa de declinación ni diferencias en dicha tasa entre miembros superiores e inferiores, sin embargo, este estudio demuestra la existencia de correlación positiva, aunque débil entre la fuerza de agarre y el torque máximo isométrico del cuádriceps femoral.

Es de anotar que, por las mismas causas, tampoco es posible determinar por medio de este estudio que existan diferencias en la tasa de declinación de la fuerza entre hombres y mujeres.

En conclusión, este trabajo aporta importante información en relación con los aspectos técnicos de la dinamometría del torque máximo isométrico del cuádriceps femoral junto con un prototipo de dinamómetro fijo destinado para este fin que reúne dichos aspectos técnicos, con el cual se realizó la evaluación de una muestra estratificada por edad y por sexo, logrando obtener un mínimo de 20 participantes por cada decenio por cada sexo, homogénea en relación con la actividad física, con la cual se obtuvo observaciones que contrastadas con la literatura disponible al momento, abre las puertas a discusiones ulteriores en cuanto a la automatización del dinamómetro fijo y su validación contra el estándar de oro, al igual que a estudios longitudinales de mayor calidad para dar respuesta a los interrogantes propuestos, donde se incluyen espectros de edad más amplios y poblaciones más diversas que incluyan personas con limitación funcional y otras enfermedades para caracterizar adecuadamente el dispositivo, antes de evaluar el valor de su uso en el diagnóstico de disfunción y la predicción de desenlaces adversos en salud.

Capítulo 13

Conclusiones

1. Aunque la fisiología y algunos estudios incipientes orienten a pensar que la masa muscular y la fuerza muscular hacen parte del mismo fenómeno, la evidencia científica demuestra cada vez con mayor acervo, que hacen parte de dos fenómenos diferentes que deberían estudiarse de manera separada, especialmente en las personas mayores.
2. El papel de la dinamometría de presión manual está consolidado en el diagnóstico de sarcopenia y en la predicción de desenlaces adversos en salud en las personas mayores, no así la dinamometría de la fuerza de los músculos de los miembros inferiores, principalmente por la ausencia de dinamómetros estandarizados y validados para tal fin. Esta hace parte de una primera experiencia en Colombia en el desarrollo de un dinamómetro de miembros inferiores y una primera caracterización de una población joven homogénea en cuanto a actividad física, de manera comparativa con la dinamometría de presión manual
3. Esta observación no logra demostrar que exista una declinación de la fuerza muscular medida por dinamometría de presión manual ni por dinamometría del torque isométrico femoral relacionada con la edad. Son necesarios estudios longitudinales que incluyan edades superiores a las consideradas en este estudio para determinar con certeza las características de dicha declinación
4. Este estudio demuestra que existe correlación entre la dinamometría de presión manual y la dinamometría del torque máximo isométrico femoral, pero no logra demostrar que existan diferencias en la tasa de declinación de la fuerza en miembros inferiores y superiores. Se requieren estudios adicionales, como los descritos en el numeral 3 para caracterizar dicha declinación
5. Este estudio abre la puerta a investigaciones adicionales en el campo que incluyan estudios de mayor calidad y análisis multivariados para responder a las inquietudes suscitadas tras la revisión exhaustiva de la literatura.

Capítulo 14

Referencias bibliográficas

1. Salazar-Barajas ME, Salazar-González BC, Gallegos-Cabriaes EC. Middle-Range Theory: Coping and Adaptation with Active Aging. *Nurs Sci Q*. 2017;30(4):330–5.
2. Woo J. Sarcopenia. *Clin Geriatr Med*. 2017;33:305–314.
3. Rosenberg IH. Symposium: Sarcopenia: Diagnosis and Mechanisms Sarcopenia: Assessment of Muscle Mass 1. *J Nutr*. 1997;127:994–7.
4. Landi F, Calvani R, Cesari M, Tosato M, Martone AM, Bernabei R, et al. Sarcopenia as the Biological Substrate of Physical Frailty. *Clin Geriatr Med*. 2015;31(3):367–74.
5. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: Revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16–31.
6. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia 6¼ Dynapenia. 2008;63(8):829–34.
7. Tieland M, Trouwborst I, Clark BC. Skeletal muscle performance and ageing. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*. 2018;9(1):3–19.
8. Janssen I. The Epidemiology of Sarcopenia. *Clin Geriatr Med*. 2011;27:355–363.
9. Oatis C. Biomechanics of skeletal muscle. *Kinesiology, The mechanics and pathomechanics of human movement*. 2009;45–68.
10. Clark BC. Neuromuscular Changes with Aging and Sarcopenia. *J Frailty Aging*. 2019;8(1):7–9.
11. Hopkins PM. Skeletal muscle physiology. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care and Pain*. 2006;6(1):1–6.
12. Frontera WR, Ochala J. Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Behav Genet*. 2015;45(2):183–95.
13. Power GA, Dalton BH, Behm DG, Vandervoort AA, Doherty TJ, Rice CL. Motor unit number estimates in masters runners: Use it or lose it? *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(9):1644–50.

14. Piasecki M, Ireland A, Coulson J, Stashuk DW, Hamilton-Wright A, Swiecicka A, et al. Motor unit number estimates and neuromuscular transmission in the tibialis anterior of master athletes: evidence that athletic older people are not spared from age-related motor unit remodeling. *Physiol Rep*. 2016;4(19):1–11.
15. Arnold WD. Is sarcopenia driven by motor neuron/unit loss? An unresolved question. *Muscle Nerve*. 2017;1–4.
16. Gilmore KJ, Morat T, Doherty TJ, Rice CL. Motor unit number estimation and neuromuscular fidelity in 3 stages of sarcopenia. *Muscle Nerve*. 2017;55(5):676–84.
17. Kamen G, Sison S V., Du CCD, Patten C. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *J Appl Physiol*. 1995;79(6):1908–13.
18. Klass M, Baudry S, Duchateau J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *J Appl Physiol*. 2008;104(3):739–46.
19. Visser M, Pahor M, Taaffe DR, Goodpaster BH, Simonsick EM, Newman AB, et al. Relationship of interleukin-6 and tumor necrosis factor- α with muscle mass and muscle strength in elderly men and women: The health ABC study. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002;57(5):326–32.
20. Cederholm TE, Bauer JM, Boirie Y, Schneider SM, Sieber CC, Rolland Y. Toward a definition of sarcopenia. *Clin Geriatr Med*. 2011;27(3):341–53.
21. Mitchell WK, Williams J, Atherton P, Larvin M, Lund J, Narici M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Front Physiol*. 2012;3 JUL(July):1–18.
22. Baumgartner R, Koehler K, Gallagher D, Romero L, Heymsfield S, Ross R, et al. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico [published erratum appears in *Am J Epidemiol* 1999 Jun 15;149(12):1161]. *AmJEpidemiol*. 1998;147(8):755–63.
23. Newman AB, Kupelian \tilde{A} V, Visser \tilde{A} M, Simonsick E, Goodpaster B, Nevitt \tilde{A} M, et al. Sarcopenia_Alternative Definition and Lower Ext Function.Pdf. 2003;1602–9.
24. Janssen I, Heymsfield SB, Ross R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *J Am Geriatr Soc*. 2002;50(5):889–96.
25. Goodpaster BH, Newman AB, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, et al. 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*. 2006;61(10):1059–64.
26. Visser M, Harris TB, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, et al. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005;60(3):324–33.

27. Janssen I. Influence of sarcopenia on the development of physical disability: The cardiovascular health study. *J Am Geriatr Soc.* 2006;54(1):56–62.
28. J. MAUGHAN JSW. STRENGTH AND CROSS-SECTIONAL AREA OF HUMAN SKELETAL MUSCLE BY. *J Physiol.* 1983;37–49.
29. Frontera WR, Hughes VA, Lutz KJ, Evans WJ. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J Appl Physiol.* 2017;71(2):644–50.
30. Virginia A. Hughes, Walter R. Frontera, Michael Wood, 1 William J. Evans, Gerard E. Dallal, Ronenn Roubenoff MAFS. Longitudinal muscle strength changes in older adults: Influence of muscle mass, physical activity, and health. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences.* 2001;56(5):209–17.
31. Stephen WC, Janssen I. Sarcopenic-obesity and cardiovascular disease risk in the elderly. *Journal of Nutrition, Health and Aging.* 2009;13(5):460–6.
32. Newman A, Kupelian V, Visser M, Simonsick E, Goodpaster B, Kritchevsky S, et al. Strength, but not Muscle Mass is Associated with Mortality in the Health ABC Cohort. 61. 2006;61(1):72–7.
33. Mendoza M, Miller RG. Muscle Strength, Assessment of. *Encyclopedia of the Neurological Sciences.* 2014;3(1990):190–3.
34. Ohtsuki T. Inhibition of individual fingers during grip strength exertion. *Ergonomics.* 1981;24(1):21–36.
35. Hartog J, Dijkstra S, Fleeer J, van der Harst P, Mariani MA, van der Woude LHV. A portable isometric knee extensor strength testing device: test-retest reliability and minimal detectable change scores of the Q-Force II in healthy adults. *BMC Musculoskelet Disord.* 2021 Dec 1;22(1).
36. Gaudet J, Handrigan G. Assessing the validity and reliability of a low-cost microcontroller-based load cell amplifier for measuring lower limb and upper limb muscular force. *Sensors (Switzerland).* 2020 Sep 1;20(17):1–18.
37. Kambič T, Lainščak M, Hadžić V. Reproducibility of isokinetic knee testing using the novel isokinetic SMM iMoment dynamometer. *PLoS One.* 2020 Aug 1;15(8 August 2020).
38. Hogrel JY, Benveniste O, Bachasson D. Routine monitoring of isometric knee extension strength in patients with muscle impairments using a new portable device: cross-validation against a standard isokinetic dynamometer. *Physiol Meas [Internet].* 2020(1):15003. Available from: <https://hal.sorbonne-universite.fr/hal-02530660>
39. Sung KS, Yi YG, Shin HI. Reliability and validity of knee extensor strength measurements using a portable dynamometer anchoring system in a supine position. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019 Jul 8;20(1).

40. Ruschel C, Hauptenthal A, Fernandes G, de Brito H, Pacheco D, Dias R, et al. Validity and Reliability of an Instrumented Leg-Extension Machine for Measuring Isometric Muscle Strength of the Knee Extensors. *J Sport Rehabil*. 2015 Mar;96(3):885–92.
41. Romero-Franco N, Jiménez-Reyes P, Montaña-Munuera JA. Validity and reliability of a low-cost digital dynamometer for measuring isometric strength of lower limb. *J Sports Sci*. 2017 Nov 17;35(22):2179–84.
42. Padulo J, Trajković N, Cular D, Grgantov Z, Madić DM, Di Vico R, et al. Validity and reliability of isometric-bench for knee isometric assessment. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Jun 2;17(12):1–8.
43. Ponce Saldías DA, Martins D, Martin C, Da Silva Rosa F, de Mello Roesler CR, Ocampo Moré AD. Development of a scale prototype of isokinetic dynamometer. *Ingeniare Revista chilena de ingeniería*. 2015;23(2):196–207.
44. Reference data on hand grip and lower limb strength using the Nintendo Wii balance board: a cross-sectional study of 354 subjects from 20 to 99 years of age. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019;20(1):1–10.
45. Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve*. 2002;25(6):858–63.
46. Murray MP, Duthie EH, Gambert SR, Sepic SB, Mollinger LA. Age-related differences in knee muscle strength in normal women. *Journals of Gerontology*. 1985;40(3):275–80.
47. Murray MP, Gardner GM, Mollinger LA, Sepic SB. Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86. *Phys Ther*. 1980;60(4):412–9.
48. Šarabon N, Kozinc Ž, Perman M. Establishing Reference Values for Isometric Knee Extension and Flexion Strength. *Front Physiol*. 2021;12(October).
49. Frontera WR, Hughes VA, Lutz KJ, Evans WJ. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J Appl Physiol*. 1991;71(2):644–50.
50. Larsson L, Grimby G, Karlsson J. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 1979;46(3):451–6.
51. Kallman DA, Plato CC, Tobin JD. The role of muscle loss in the age-related decline of grip strength: Cross-sectional and longitudinal perspectives. *J Gerontol*. 1990;45(3):82–8.
52. Young A, Stokes M, Crowe M. The size and strength of the quadriceps muscles of old. *Clinical Physiology*. 1985;5(2):145–54.
53. Lindle RS, Metter EJ, Lynch NA, Fleg JL, Fozard JL, Tobin J, et al. Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *J Appl Physiol*. 1997;83(5):1581–7.

54. Bazzucchi I, Felici F, Macaluso A, De Vito G. Differences between young and older women in maximal force, force fluctuations, and surface EMG during isometric knee extension and elbow flexion. *Muscle Nerve*. 2004;30(5):626–35.
55. Sylvia LG, Bernstein EE, Hubbard JL, Keating L, Anderson EJ. Practical guide to measuring physical activity. *J Acad Nutr Diet*. 2014 Feb;114(2):199–208.
56. Carrera Y. Cuestionario Internacional de actividad física (IPAQ). *Revista Enfermería del Trabajo*. 2017;7:49–54.
57. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: Revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16–31.
58. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: Revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16–31.
59. Murray MP, Baldwin JM, Gardner GM, Sepic SB, Downs WJ. Maximum isometric knee flexor and extensor muscle contractions. Normal patterns of torque versus time. *Phys Ther*. 1977;57(6):637–43.

Anexos

1. Cuadro operacional de variables

| Cuadro operacional de variables | | | |
|---------------------------------|---|----------------------|--------------------|
| Variable | indicador | Valores finales | escala |
| ID | Numero identificador por orden de llegada | 1,2,3 etc. | Categórica Nominal |
| Edad | Edad según fecha de nacimiento del documento de identidad | Años | Numérica de razón |
| Decenios | Grupos de edad cada 10 años desde los 20 años | 20, 30,40 | Categórica Nominal |
| Sexo | Sexo definido por el documento de identidad | Masculino - Femenino | Categórica Nominal |
| Talla | Talla registrada por tallímetro sin zapatos | centímetros | Numérica de razón |
| Peso | Peso obtenido por bascula durante la recolección | Kilogramos | Numérica de razón |
| Longitud sural | Longitud desde la interlinea articular de la rodilla hasta el maléolo externo | Centímetros | Numérica de razón |
| Longitud femoral | Longitud desde la prominencia del trocánter mayor hasta la interlinea articular lateral de la rodilla | Centímetros | Numérica de razón |
| IPAQ | | | |
| Actividad física intensa Días | Días a la semana de actividad física intensa según (IPAQ) | Días | Numérica de razón |

| | | | |
|-----------------------------------|---|------------|-------------------|
| Actividad física intensa Horas | Horas al día actividad física intensa según (IPAQ) | Horas | Numérica de razón |
| Actividad física intensa Minutos | Minutos al día actividad física intensa según (IPAQ) | Minutos | Numérica de razón |
| Actividad física Moderada Días | Días a la semana de actividad física moderada según (IPAQ) | Días | Numérica de razón |
| Actividad física Moderada Horas | Horas al día de actividad física moderada según (IPAQ) | Horas | Numérica de razón |
| Actividad física Moderada Minutos | Minutos al día de actividad física moderada según (IPAQ) | Minutos | Numérica de razón |
| Caminar Días | Días a la semana de caminata según (IPAQ) | Días | Numérica de razón |
| Caminar Horas | Horas al día de caminata según (IPAQ) | Horas | Numérica de razón |
| Caminar Minutos | Minutos al día de caminata según (IPAQ) | Minutos | Numérica de razón |
| Sentado Horas | Horas de sedestación al día según IPAQ | Horas | Numérica de razón |
| Sentado Minutos | Minutos de sedestación al día según IPAQ | Minutos | Numérica de razón |
| Mets | Unidades de índice metabólico semanal calculador según lineamientos de IPAQ | METs | Numérica de razón |
| Agarre 1 | Dinamometría de prensión manual primera oportunidad | Kilogramos | Numérica de razón |
| Agarre 2 | Dinamometría de prensión manual segunda oportunidad | Kilogramos | Numérica de razón |

| | | | |
|----------------------|---|-------------|-------------------|
| Mejor agarre | Valor mas alto entre las dos tomas de | Kilogramos | Numerica de razón |
| Cuádriceps 1 | Dinamometría del cuádriceps primera oportunidad | Kilogramos | Numérica de razón |
| variables calculadas | | | |
| Nm | Mejor cuadriceps*longitud sural*9,8 | NewtonMetro | Numérica de razón |
| Total semana | Total actividad física a la semana | Minutos | Numérica de razón |

2. Técnicas de recolección de la información

Se desarrolló el siguiente protocolo y se realizaron entrenamientos con los colaboradores para la recolección de la muestra. De igual forma, se diseñó un formulario de captación de datos por la plataforma Google Forms para centralizar y proteger la información recolectada.

2.1. Protocolo de procedimiento



Siga los pasos enunciados a continuación:

1. Pregunte la edad del participante. Si se encuentra entre los 20 y los 50 años, continúe, si tiene menos de 20 o más de 50 años, exclúyalo
2. Pregunte al evaluado si tiene alguna enfermedad, suministre ejemplos como Hipertensión arterial, hipotiroidismo, diabetes, artritis reumatoide, Lupus, enfermedades neuromusculares. Si tiene alguna enfermedad crónica exclúyalo. Si solo menciona entidades menores como alergias cutáneas o rinitis alérgica, puede ser incluido.
3. Pregunte por la presencia de alguna limitación funcional en los miembros inferiores: fracturas, traumas recientes (en los últimos 3 meses), discapacidad física por cualquier causa que comprometa los miembros inferiores, en caso de presentarla, exclúyalo.
4. Pregunte por hospitalización en los últimos 3 meses o por inmovilidad por causas de salud (osteosíntesis, cirugía, etc.), si la respuesta es afirmativa, exclúyalo

5. Pese y talle al participante, calcule el índice de masa corporal, si se encuentra por encima de 30 o por debajo de 18, Exclúyalo. Si se encuentra entre 18 y 29.9, incluya al participante y registre los valores en el formulario de Google
6. Aplique el cuestionario internacional de actividad física del formulario de Google, si cumple criterios para un nivel alto de actividad, exclúyalo. Incluya aquellos de nivel bajo y moderado.
7. Proceda a la sección 2 del formulario de Google. Lea el consentimiento informado del formulario de Google al participante. Asegúrese de que le ha quedado claro lo leído y si acepta, marque si y continúe. Si no acepta, exclúyalo.
8. Registre el nombre del evaluado. Obligatorio
9. Registre el documento de identidad del evaluado. Opcional
10. Registre un teléfono del participante. Obligatorio
11. Registre un segundo número de teléfono. Opcional
12. Registre el correo electrónico del participante. Opcional
13. Registre el sexo al nacer del participante. Obligatorio
14. Registre la edad en años. Obligatorio
15. Registre la longitud femoral usando la técnica que se explica en el formulario de Google. Obligatorio
16. Registre la longitud sural usando la técnica que se explica en el formulario de Google. Obligatorio
17. Valore la fuerza de agarre del miembro dominante con el dinamómetro de Jamar, registre el primer valor.
18. Valore la fuerza de agarre del miembro dominante con el dinamómetro de Jamar, registre el segundo valor.
19. Valore el torque máximo del cuádriceps femoral. Registre el primer valor
20. Valore el torque máximo del cuádriceps femoral. Registre el segundo valor
21. Cierre la valoración, y agradezca al participante por su apoyo

2.2. Formulario de Google Forms

VALORES DE REFERENCIA DEL TORQUE MAXIMO ISOMÉTRICO DEL CUADRICEPS FEMORAL

 Icanomendez@gmail.com (no compartidos) 
[Cambiar de cuenta](#)

***Obligatorio**

Peso en kilogramos con 1 solo decimal *

Tu respuesta

Talla en centímetros, solo 1 decimal *

Tu respuesta

Índice de masa corporal *

Tu respuesta

ENCUESTA IPAQ

Actividades físicas intensas

Piense en todas las actividades intensas que usted realizó en los últimos 7 días. Las actividades intensas son aquellas que implican un esfuerzo físico intenso y que le hacen respirar mucho más intensamente de lo normal, como los ejemplos de la imagen

Piense solo en aquellas actividades físicas que realizó por lo menos 10 minutos seguidos

Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos realizó actividades intensas tales como levantar pesos pesados, cavar, hacer ejercicios aeróbicos o andar rápido en bicicleta?

Días por semana



Habitualmente ¿Cuánto tiempo en total le dedicó a una actividad física intensa en uno de esos días en horas? (si dedicó menos de 1 hora, marque 0 y pase a la siguiente pregunta para responder en minutos)

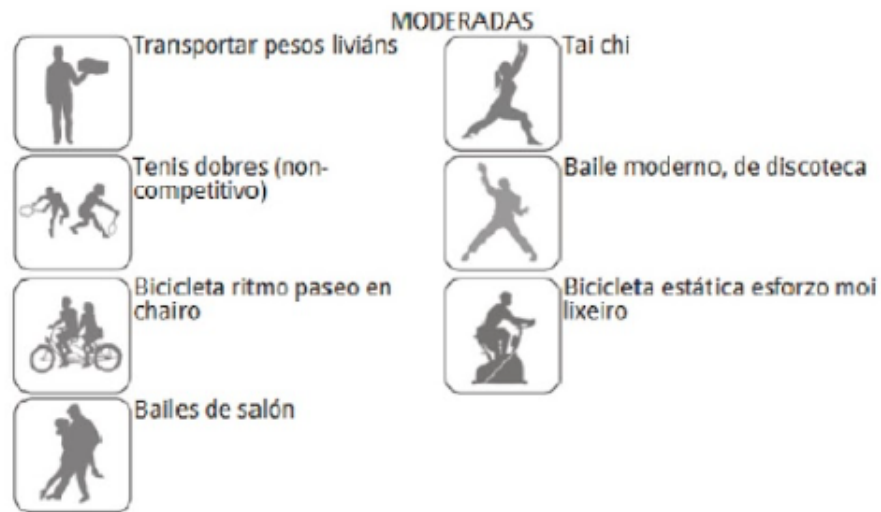
Ejemplo: si practicó 20 minutos marque 0 horas y 20 minutos

Actividades Físicas moderadas

Piense en todas las actividades moderadas que usted realizó en los últimos 7 días
Las actividades moderadas son aquellas que requieren un esfuerzo físico moderado que le hace respirar algo mas intensamente de lo normal, como los ejemplos de la imagen.

Piense solo en aquellas actividades físicas que realizó por lo menos 10 minutos seguidos

Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos realizó actividades moderadas tales como transportar pesos livianos, andar en bicicleta a velocidad regular o jugar dobles de tenis? No incluya caminar



Elige ▼

Habitualmente ¿Cuánto tiempo en total le dedicó a una actividad física moderada en uno de esos días en horas? (si dedicó menos de 1 hora, marque 0 y pase a la siguiente pregunta para responder en minutos)

Elige ▼

Ejemplo: si practicó 20 minutos marque 0 horas y 20 minutos

Elige ▼

Caminar

Piense en el tiempo que usted dedicó a caminar en los últimos días. Esto incluye caminar en el trabajo o en casa, para trasladarse de un lugar a otro o en cualquier otra caminata que usted podría hacer solamente para la recreación, deporte, ejercicio u ocio.

Durante los últimos 7 días ¿En cuántos caminó por lo menos 10 minutos seguidos?

Habitualmente ¿Cuánto tiempo en total le dedicó a caminar en uno de esos días en horas? (si dedicó menos de 1 hora, marque 0 y pase a la siguiente pregunta para responder en minutos)

Ejemplo: si practicó 20 minutos marque 0 horas y 20 minutos

Sentado durante los días laborales

La última pregunta es acerca del tiempo que pasó usted sentado durante los días hábiles de los últimos 7 días

Esto incluye el tiempo dedicado al trabajo, en casa y durante el tiempo libre.

Puede incluir el tiempo que pasó sentado ante un escritorio, visitando amigos, leyendo, viajando en autobús, sentado o recostado mirando la televisión

Durante los últimos 7 días, ¿Cuánto tiempo pasó sentado en un día hábil?

Horas por día

Minutos por día

Mets consumidos por semana

A continuación se muestran los valores Mets de referencia:

- Caminar: 3,3 Mets.
- Actividad física moderada: 4 Mets.
- Actividad física vigorosa: 8 Mets.

Para obtener el número de Mets debemos multiplicar cada uno de los valores anteriormente citados (3.3, 4 u 8

Mets) por el tiempo en minutos de la realización de la actividad en un día y por el número de días a la semana que se realiza.

Si el candidato cumple criterios para un nivel de actividad física alto, según la siguiente imagen, no podrá ser incluido en el estudio.

Si su nivel de actividad Física es bajo o moderado, continúe con la siguiente sección del formulario.

Favor coloque en la siguiente casilla la cantidad de METS calculados sumando los obtenidos para caminar, actividad moderada y vigorosa

Tabla 1: Niveles de actividad física según los criterios establecidos por el Cuestionario Internacional de Actividad Física (IPAQ)

| | |
|----------------------------------|---|
| Bajo (Categoría 1) | No realiza ninguna actividad física. |
| | La actividad física que realiza no es suficiente para alcanzar las categorías 2 o 3. |
| Moderado (Categoría 2) | 3 o más días de actividad física vigorosa durante al menos 25 minutos por día. |
| | 5 o más días de actividad física moderada y/o caminar al menos 30 minutos por día. |
| Alto (Categoría 3) | 5 o más días de una combinación de caminar y/o actividad de intensidad moderada y/o vigorosa, alcanzando un gasto energético de al menos 600 Mets por minuto y por semana. |
| | Realiza actividad vigorosa al menos tres días por semana alcanzando un gasto energético de 1500 Mets por minuto y semana. |
| | 7 o más días por semana de una combinación de caminar y/o actividad de intensidad moderada y/o vigorosa alcanzando un gasto energético de al menos 3000 Mets por minuto y por semana. |

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Los datos que se recolectaran a continuación tienen como propósito establecer valores de referencia en personas de los 20 a los 50 años de la fuerza de contracción de la pierna, como parte del trabajo de grado de la estudiante de Especialización en Medicina Interna Geriátrica de la Universidad de Caldas, Laura María Cano Méndez.

Los datos personales que serán recolectados son con el propósito de contactarlo(a) a futuro, en caso de que se necesite una segunda medida para validar el dispositivo utilizado. No serán compartidos con personas ni entidades diferentes a quienes hacen parte del proyecto ni serán utilizados con fines comerciales.

Los procedimientos que se realizarán a continuación no representan ningún riesgo para la salud de la persona que participa.

Si entiende y acepta participar, por favor marque la opción SI

- Si
 No



Nombre completo *

Tu respuesta

Edad en años *

Tu respuesta

Documento de Identificación

Tu respuesta

Longitud femoral

Mida con un metro desde la prominencia del trocánter mayor del fémur de la extremidad dominante, hasta la interlínea articular de la rodilla en su cara lateral. Registre el resultado en centímetros con solo 1 decimal

Tu respuesta

Teléfono 1 *

Tu respuesta

Longitud Sural

Mida con un metro desde la interlínea articular de la rodilla en su cara lateral de la extremidad dominante, hasta el maléolo lateral de la tibia. Registre el resultado en centímetros con solo 1 decimal

Tu respuesta

Teléfono 2

Tu respuesta

Fuerza de agarre 1

Valore la fuerza de agarre con el dinamómetro de Jamar en la extremidad dominante. Registre el primer valor en Kg

Tu respuesta

Correo electrónico

Tu respuesta

Sexo al nacer *

Masculino

Femenino

Fuerza de agarre 2

Valore la fuerza de agarre con el dinamómetro de Jamar en la extremidad dominante. Registre el segundo valor en Kg

Tu respuesta



Torque 1 *

Registe el primer valor obtenido en la dinamometría de extensión isométrica de la rodilla en el miembro dominante en posición 50 a 60 grados de flexión de la rodilla.

Valor en kilogramos con máximo 2 decimales

Tu respuesta

Torque 2 *

Registe el segundo valor obtenido en la dinamometría de extensión isométrica de la rodilla en el miembro dominante en posición 50 a 60 grados de flexión de la rodilla.

Valor en kilogramos con máximo 2 decimales

Tu respuesta

[Atrás](#)

[Enviar](#)

[Borrar formulario](#)