



UNIVERSIDAD
DE LA REPÚBLICA
URUGUAY

Licenciatura en Educación Física
Tesina

**Análisis de los efectos a largo plazo de la intervención quirúrgica de
Ligamento Cruzado Anterior en adultos evaluados mediante
Tensiomiografía, Elastografía y Dinamometría**

Estudiante

Joaquín RETAMOSO

Tomás RETAMOSO

Mathías ROCHA

Agustín RONDÁN

Tutores:

Dr. Carlos MAGALLANES

Andrés PARODI

Actividad física, aptitud física, salud y rendimiento deportivo

Montevideo, agosto, 2024

Índice de abreviaturas	3
Resumen	4
Palabras clave:	5
Introducción y problema de investigación	6
Preguntas de investigación	8
Objetivos	8
Hipótesis	8
Marco teórico y conceptual	9
Fundamentación	9
Articulación de la rodilla	9
Calidad muscular	11
Fuerza	12
Tipos de intervención quirúrgica de LCA	14
Tensiomiografía	15
Dinamometría	16
Elastografía: Vibración Mecánica Externa	17
Reseña metodológica	19
Sujetos	19
Variables a estudiar	19
Procedimientos	20
Análisis de datos	22
Resultados	24
Dominancia	24
Tensiomiografía	24
Elastografía	26
Dinamometría	27
Discusión	30
Limitaciones del estudio	32
Conclusiones	34
Referencias bibliográficas	35
Anexos	40

Índice de abreviaturas

MMII - Miembros inferiores

LCA - Ligamento cruzado anterior

TMG - Tensiomiografía

LCP - Ligamento cruzado posterior

RF - Recto femoral

BF - Bíceps femoral

Dm - Desplazamiento radial

Tc - Tiempo de contracción

Resumen

Los ligamentos cruzados son estructuras anatómicas de gran importancia para la fisiología articular de la rodilla. Se pueden diferenciar dos ligamentos cruzados: el ligamento cruzado anterior (LCA) y el ligamento cruzado posterior (LCP). Estos proporcionan estabilidad a dicha articulación, limitando a su vez ciertos movimientos que resultarían deletéreos para su integridad.

El objetivo de este trabajo fue identificar posibles diferencias entre una rodilla intervenida quirúrgicamente de LCA, en un plazo mayor o igual a ocho meses y no más de cuatro años, y una rodilla sana, mediante indicadores de calidad muscular valorados a través de tensiomiografía (TMG), elastografía y dinamometría. Se tomó una muestra de dieciséis sujetos, quince hombres y una mujer, cuyas edades oscilaban entre los 19 y los 36 años, todos ellos practicantes de deporte amateur.

En el caso de TMG, las evaluaciones se realizaron en el músculo bíceps femoral (BF) y en el recto femoral (RF) de ambos miembros inferiores, y las variables medidas fueron Desplazamiento radial máximo (Dm) y el Tiempo de contracción (Tc). De igual manera, mediante la técnica de elastografía se estimó la elasticidad del tejido de los músculos BF y RF. Por su parte, en el estudio de dinamometría se llevaron a cabo pruebas de flexión y extensión, tanto isométricas como dinámicas, evaluándose en cada caso la fuerza pico.

En la prueba de TMG se observó una simetría del 97,0% en BF y de 80,5% en RF en la variable de Dm, mientras que en Tc se observó una simetría de 89,8% para BF y de 93,6% para RF. A su vez, la elastografía mostró un porcentaje de simetría del 97,4% en BF y de 95,4% en RF. Por último, en la prueba isométrica de dinamometría se obtuvo una simetría del 96,2% y de 97,7% en la extensión y la flexión respectivamente; asimismo, en la evaluación dinámica se obtuvo un 87,8% de simetría en la extensión y un 90,0% en la flexión.

Estos resultados indicarían que, dentro de los parámetros estudiados, los sujetos alcanzaron un alto grado de simetría funcional entre ambos miembros inferiores en TMG (en la variable Tc en ambos músculos), elastografía (en ambos músculos) y dinamometría (tanto en extensión como en flexión). No obstante, a largo plazo (aún cuatro años después) se sigue evidenciando cierto desequilibrio entre un miembro y el otro valorados a través de parámetros de calidad muscular.

Los datos analizados podrían resultar relevantes al momento de diseñar y configurar un plan de trabajo, que se adecúe a las necesidades funcionales de sujetos intervenidos por rotura de LCA. En este sentido, los resultados del presente estudio revisten interés para profesionales

de la salud y el ejercicio físico que se desempeñen con esta población.

Palabras clave:

Rodilla. Ligamento cruzado anterior. Calidad muscular. Tensiomiografía. Elastografía. Dinamometría.

Introducción y problema de investigación

La presente tesina se enmarca dentro del seminario del trayecto salud y pertenece a la línea de investigación de “Actividad Física, Aptitud Física, Salud y Rendimiento Deportivo” correspondiente a la Licenciatura en Educación Física dictada por el Instituto Superior de Educación Física (ISEF, Udelar).

En el presente estudio se obtuvieron, y posteriormente compararon, datos de tensiomiografía (TMG), elastografía y dinamometría, con la intención de estudiar la calidad muscular de miembros inferiores cuya rodilla fue intervenida quirúrgicamente de lesión de ligamento cruzado anterior (LCA). Los mismos, a su vez, son comparados con los resultados de evaluaciones similares realizadas en la rodilla no lesionada de la misma persona.

Tomando los aportes de Tórtora y Derrickson (2011), la articulación de la rodilla es una articulación compleja, debido a varios factores como, la composición de la estructura anatómica, la función que desempeña y la relación de las distintas estructuras que trabajan para generar y permitir el movimiento. Ésta es una articulación sinovial en donde interactúan tres huesos, el fémur, la tibia y la rótula.

La llamada articulación tibiofemoral, donde interaccionan el fémur y la tibia, es una articulación de tipo gínglimo o de bisagra y permite los movimientos de flexión, extensión y rotación interna y externa. Por otro lado, la articulación femoropatelar, es la constituida por la relación entre la rótula y el fémur. La misma es una articulación en silla de montar, permitiendo los movimientos de flexión y extensión, y una leve rotación.

La articulación de la rodilla también está compuesta por cartílago articular, meniscos, tendones, cápsula articular y ligamentos. Éstos últimos de gran interés en este trabajo, siendo bandas de tejido conjuntivo que unen los huesos involucrados y a su vez permiten la estabilidad de la rodilla.

Por su parte, con relación a la calidad muscular y basándonos en la bibliografía consultada se entiende que éste es un indicador biológico utilizado para determinar la salud muscular, con especial énfasis en personas adultas, por los procesos progresivamente degenerativos que acontecen a este nivel a partir de los 40 años aproximadamente. Según Lizama et al. (2023) la evaluación de la calidad muscular es importante para comprender y cuantificar los cambios musculares, además, permite tener información de la capacidad del músculo para generar fuerza y funcionalidad.

Según los estudios revisados la lesión de LCA es la más frecuente a nivel de ligamentos, generando inestabilidades funcionales y repercutiendo en otras estructuras. La ruptura de LCA es una lesión con alta incidencia en la práctica deportiva (Llanos, et al., 2019, p. 1).

A pesar de la importancia de lo mencionado anteriormente, no fueron encontrados estudios que hayan realizado análisis tensiomiográfico, dinamométrico y elastográfico de miembros inferiores post intervención quirúrgica de LCA.

El propósito del presente trabajo fue estudiar y determinar las posibles diferencias del BF y RF con respecto a su contralateral mediante tres estudios, TMG, elastografía y dinamometría. Con respecto a los hallazgos de este trabajo, podemos determinar que, mediante los estudios mencionados anteriormente se puede estipular parámetros de calidad muscular post lesión y a partir de los mismos generar planes de entrenamiento y/o rehabilitación para llegar a la mayor simetría posible entre miembros.

Preguntas de investigación

Luego de al menos ocho meses de intervención quirúrgica de rodilla por lesión de LCA,

¿Existen diferencias en indicadores de calidad muscular entre el miembro inferior afectado y el contralateral? En caso afirmativo, ¿cuál es la magnitud de dichas diferencias?

Objetivos

Objetivo general:

- Analizar los posibles efectos a largo plazo de una intervención quirúrgica de ligamento cruzado anterior sobre indicadores de calidad muscular en musculatura flexo-extensora de rodilla de adultos de ambos sexos

Objetivos específicos:

- Valorar mediante tensiomiografía, elastografía y dinamometría las siguientes variables: a) tiempo de contracción y desplazamiento radial máximo en los músculos recto femoral y bíceps femoral, b) elasticidad del tejido muscular, c) fuerza extensora y flexora de rodilla tanto en esfuerzos dinámicos como isométricos
- Comparar los resultados obtenidos entre ambos miembros inferiores de un mismo sujeto

Hipótesis

Según la bibliografía consultada y antecedentes previos, nuestra hipótesis es que la intervención quirúrgica por lesión de LCA determina una diferencia significativa en indicadores de calidad muscular entre ambos miembros inferiores, en detrimento del miembro intervenido quirúrgicamente.

En primer lugar, en el estudio de TMG sería esperable encontrar un Dm mayor en el miembro no operado, así como un menor Tc en el mismo en comparación con el miembro intervenido quirúrgicamente. Por su parte, en la evaluación de la dinamometría se esperaría encontrar asimetrías significativas entre la fuerza del miembro intervenido y la fuerza del no intervenido en evaluaciones de extensión y flexión de rodilla; dando como resultado mayores volúmenes de fuerza en el miembro no intervenido. Por último, en la elastografía no se encontraron antecedentes previos por lo que consideramos que, en este sentido, el presente trabajo constituye un estudio exploratorio.

Marco teórico y conceptual

Fundamentación

En el presente apartado se pretende abordar los parámetros de calidad muscular, presentar los conceptos fundamentales de articulación de la rodilla, y analizar los conceptos de fuerza y sus variables. Asimismo, se abordarán los distintos tipos de intervención quirúrgica de LCA. Finalmente se analizarán los estudios llevados adelante en el presente estudio: TMG, elastografía y dinamometría, y se abordará su relación con la calidad muscular. Las personas que practican deportes de alto impacto y que demandan una gran cantidad de cambios de dirección y giros, comúnmente sufren lesiones que involucran a los ligamentos cruzados. Esto se vio en la muestra evaluada, que en su mayoría al momento de sufrir la lesión se encontraba realizando deportes con estas características, como básquetbol, hándbol, fútbol y rugby. Un dato relevante es que las lesiones de LCA se dan con más frecuencia que las de LCP, distintos autores afirman que el LCA se distiende o se desgarran en aproximadamente el 70% de las lesiones graves de rodilla. El tratamiento de dicha lesión depende de la gravedad de la misma, en algunos casos basta con fisioterapia, pero en otros es necesario una intervención quirúrgica para reconstruir el ligamento

Articulación de la rodilla

Esta estructura anatómica, es la articulación más compleja y grande del cuerpo humano. Es una estructura de tipo gínglimo que consiste en el conjunto de tres articulaciones con una única cavidad sinovial: tibiofemoral en su parte externa e interna y femorrotuliana en la parte media de la articulación. Se la considera de tipo gínglimo, ya que tiene como principal movimiento la bisagra uniaxial. Esta articulación permite la flexión, extensión, rotación medial leve y la rotación lateral de la pierna cuando ésta se encuentra en una posición de flexión (Tórtora y Derrickson, 2011).

La rodilla está compuesta por diversos componentes anatómicos, entre los que se destacan una serie de ligamentos que proporcionan estabilidad a la articulación. En este trabajo tendrán mayor relevancia los ligamentos intracapsulares de la rodilla, son llamados así ya que se ubican dentro de la cápsula y unen la tibia con el fémur generando una mayor estabilidad y limitando movimientos perjudiciales para la articulación. Tanto el LCA como el ligamento cruzado posterior (LCP) pertenecen a este grupo de estructuras intracapsulares. El primero de ellos se extiende en dirección posterolateral, más precisamente “desde un punto anterior al área intercondílea de la tibia hasta la cara posterior de la superficie medial del cóndilo lateral

del fémur” (Tórtora y Derrickson, 2011, p.316), evitando tanto la hiperextensión de la rodilla como el desplazamiento anterior de la tibia sobre el fémur. A su vez, el LCP se ubica en dirección anteromedial, va desde la cara articular del cóndilo medial hasta la superficie anterior de la cara lateral del cóndilo interno, ubicado en la zona medial del fémur. Esta estructura impide el deslizamiento posterior de la tibia y el deslizamiento anterior del fémur cuando la articulación de la rodilla se flexiona.

Siguiendo con la estructura y función mecánica de los ligamentos, Kapandji (2006), afirma que el grosor y el volumen del ligamento son directamente proporcionales a su resistencia e inversamente proporcional a sus posibilidades de alargamiento. A su vez, este autor también trae que el ligamento cruzado anterior se diferencia entre anteroexterno y posterointerno, el primero se tensa cuando la rodilla se encuentra en extensión y no permite realizar la hiperextensión de dicha articulación, por su parte, el ligamento cruzado posterointerno se encuentra tenso cuando la rodilla se encuentra realizando una flexión, asegurando así la estabilidad anteroposterior de la rodilla.

Con respecto a los músculos que participan en los movimientos de la rodilla es importante destacar que el cuádriceps femoral y los isquiotibiofibulares son los que permiten fundamentalmente los movimientos de extensión y flexión de la articulación. El primero de ellos es el principal extensor de la rodilla, es el músculo más amplio y uno de los más fuertes del cuerpo humano, posee cuatro porciones o partes, estas son RF, vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio. Este músculo tiene acción combinada sobre la cadera y la rodilla y es uno de los principales responsables de la marcha en el ser humano, si la pelvis está fija, se flexiona la cadera y extiende la rodilla y si el fémur o la tibia están fijos se produce una anteversión de la pelvis que permite la extensión de la rodilla (Calais-Germain, 1994). Una característica de este músculo es que su inserción proximal varía según su porción, pero en su inserción distal se unen las cuatro porciones a través del tendón rotuliano en la tuberosidad de la tibia, se le llama tendón del cuádriceps en la zona superior de la rótula y luego tendón rotuliano por debajo de ella.

Siguiendo con sus partes, el RF se ubica en la cara anterior del muslo, tiene como inserción proximal la espina ilíaca antero inferior del coxal; el vasto lateral se localiza en la cara lateral del músculo y tiene como inserción proximal la línea áspera del fémur y en la base del trocánter mayor; la porción llamada vasto medial está ubicada en la cara interna del fémur teniendo como inserción proximal la línea áspera del fémur; y el vasto intermedio se encuentra localizado por debajo del RF entre el vasto lateral y medial, proximalmente se inserta en la línea áspera del fémur.

Por su parte, los músculos isquio tibiofibulares o isquiosurales tiene como acción principal la

flexión de la rodilla y está compuesto por tres músculos denominados BF, semimembranoso y semitendinoso. Estos músculos tienen una acción combinada entre la rodilla y la cadera, permite los movimientos de extensión de la cadera, flexión de la rodilla, rotación interna y externa de la rodilla y la retroversión de la pelvis cuando el miembro inferior está fijo (Calais-Germain, 1994). Con respecto a las inserciones, el BF tiene dos inserciones proximales, la porción larga se ubica en el isquion y la porción corta se ubica en la línea áspera del fémur, a su vez, la inserción distal se da en la cabeza de la fibula; el semimembranoso se ubica en la cara posterointerna del muslo y sus inserciones se dan en el isquion y en la tibia, más precisamente en el cóndilo medial de la tibia; por último, el semitendinoso se encuentra en la cara posteromedial del muslo, su inserción es en el isquion y en la tibia, más específicamente en la denominada pata de ganso, ésta es la unión a nivel de la tibia de tres tendones: el tendón del músculo grácil o recto interno, el tendón del semitendinoso y el del sartorio. A su vez, es importante acercar que el poplíteo tiene como función principal la estabilización de la rodilla y colabora en la flexión de la misma, este es un músculo de pequeño tamaño que se ubica en la parte posterior de la articulación, más precisamente en el cóndilo externo o lateral del fémur y en la cara posterior de la epífisis proximal de la tibia.

Con respecto a las rotaciones que permite la rodilla, es importante acercar que los músculos que se ubican en la cara medial de la tibia cumplen la función de rotadores internos, estos son el sartorio, grácil, semitendinoso, semimembranoso y poplíteo. A su vez, los que se encuentran en la cara externa de la articulación cumplen la función de rotadores externos, el BF tanto en su cabeza corta como en su cabeza larga y el tensor de la fascia lata.

Calidad muscular

Tomando los aportes de Lizama et al. (2023) la calidad muscular es un concepto integral, el cual refiere a la capacidad funcional del tejido muscular. A su vez, alude a la eficacia para generar fuerza y realizar tareas; asociado a este concepto está una mejor salud, rendimiento físico y calidad de vida. Por su parte, acercando los aportes de Naimo et al. (2021) la calidad muscular es un índice importante de capacidad funcional, ya que es un indicador biológico de la salud muscular. En concordancia con estos autores, las variantes más relevantes para la evaluación de la calidad muscular son el grosor muscular, la longitud y el ángulo del fascículo y la fuerza muscular isométrica y dinámica.

Lizama et al. (2023) en su estudio evidenciaron una relación y una influencia entre el grosor muscular y la potencia. Existe una correlación moderada entre éstas dos variables, lo que

permite afirmar que el grosor muscular juega un papel relevante en la capacidad para generar potencia muscular. A su vez, se correlaciona con el índice de calidad muscular. Por lo tanto el grosor muscular es un indicador importante para medir la calidad muscular en adultos.

En relación al índice de calidad muscular:

Se ha demostrado su eficacia en la identificación temprana de la sarcopenia, una condición caracterizada por la pérdida progresiva de la masa y la fuerza muscular que ocurre con el envejecimiento. Este índice puede ser particularmente beneficioso para aquellos pacientes en riesgo de caídas o con movilidad reducida debido a su habilidad para proporcionar una medida objetiva y reproducible de la potencia muscular. (Lizama et al., 2023, p.1257)

Continuando con lo abordado por los autores es importante mencionar que la calidad muscular puede mejorarse mediante el ejercicio regular, el cual ayuda a mejorar la masa muscular y la fuerza proporcionando una mejora en la potencia y calidad muscular; esto es importante para el bienestar y salud en general, evitando probabilidad de lesiones y reduciendo riesgos de distintas enfermedades crónicas, como la osteoporosis, sarcopenia, diabetes o enfermedades cardíacas.

Fuerza

La fuerza es considerada una capacidad motora condicional, definida fisiológicamente como la capacidad de una fibra o conjunto de ellas de producir tensión. A su vez, se considera que es la capacidad de un músculo o un grupo de músculos de generar tensión muscular mediante condiciones específicas (Verkhoshansky y Siff, 1996).

Estas condiciones pueden ser definidas por la posición del cuerpo, el movimiento de la fuerza aplicada, el tipo de acción muscular y la velocidad del movimiento (Harman, 1993). A su vez, también depende de factores morfológicos y fisiológicos. Puede ser entendida como “la máxima tensión manifestada por el músculo (o conjunto de grupos musculares) a una velocidad determinada” (González Badillo y Gorostiaga, 2022, p. 20).

Tomando los aportes de los mismos autores, éstos distinguen distintos tipos de fuerza. Destacando la fuerza máxima, la cual es “la capacidad de generar la mayor tensión posible en un músculo o grupo muscular durante una contracción voluntaria” (p.13), siendo ésta la base de todas las manifestaciones de la fuerza.

Continuando, los autores tratan a la fuerza explosiva como la capacidad de poder generar fuerza de manera potente y rápida, permitiendo iniciar y acelerar movimientos, o superar distintas resistencias externas en un periodo corto de tiempo.

Dentro de los tipos de fuerza expuestos por González Badillo y Gorostiaga (2022), la fuerza resistencia es “la capacidad de mantener una fuerza constante durante un periodo prolongado de tiempo” (p.16).

Dentro de la clasificación que se hace, el último tipo de fuerza es la de velocidad, entendida cómo la capacidad de generarla de forma veloz y elevada. Este tipo de fuerza es considerada cómo fundamental en las distintas acciones deportivas, siendo necesaria para la realización de movimientos coordinados, rápidos y para controlar los mismos.

A su vez, estos tipos de fuerza se pueden clasificar en función de distintos criterios, cómo, la duración de la contracción muscular (estática y dinámica), el tipo de contracción muscular (concéntrica y excéntrica), entre otros.

Dentro del criterio de la duración de la contracción muscular, González Badillo y Gorostiaga (2022) establecen, que existe fuerza estática cuando por un periodo prolongado de tiempo se produce una contracción muscular de forma mantenida. En cambio, la fuerza dinámica se produce y completa en un corto periodo de tiempo.

El siguiente criterio a desarrollar es en función al tipo de contracción muscular, en dónde se destaca la fuerza concéntrica y excéntrica, la primera es producida cuando la resistencia externa es menor que la tensión muscular, en contraposición, la segunda se produce cuando la tensión muscular es menor que la resistencia externa.

Tipos de intervención quirúrgica de LCA

Comenzando con este apartado, cabe destacar que, “la intervención quirúrgica (plastia) es un procedimiento que se utiliza para reparar un LCA roto. El LCA es un ligamento que ayuda a estabilizar la rodilla y prevenir el movimiento excesivo de la tibia hacia delante con respecto al fémur” (McGinty. et al., 2022, p.1211). La reconstrucción del LCA es la intervención quirúrgica más común en el mundo, la misma se realiza con el objetivo de restaurar el ligamento a su tamaño, orientación y sitio de inserción originales (Cantos et al., 2023). Esta busca devolver la estabilidad y la funcionalidad de la rodilla que se encuentra alterada, así como también la degeneración articular a largo plazo.

Siguiendo con lo expuesto por McGinty (2022), la plastia de LCA se puede realizar utilizando una técnica abierta o una artroscópica. La segunda es la más común y se realiza mediante pequeñas hendiduras en la rodilla. En el procedimiento de la técnica abierta, se realiza una incisión más grande al tamaño de la rodilla. Aunque el cirujano tiene una mejor visión de todas las áreas, ésta es la menos usada por las complicaciones que puede ocasionar, cómo la infección.

Dentro de la técnica cerrada se encuentran, las plastias autólogas, “utilizan tejido del propio paciente para reconstruir el ligamento cruzado anterior. Los tejidos más utilizados son los tendones de los isquiotibiales, el tendón patelar o el tendón del cuádriceps” (McGinty et al., 2022, p.1220). Este tipo de plastias tienen las características de la compatibilidad con el paciente y los buenos resultados a largo plazo. Otro tipo de esta técnica es la plastia heteróloga, en dónde se utiliza tejido de un donante para la reconstrucción. Este tipo de plastia presenta un tiempo de recuperación más corto que el nombrado anteriormente, pero tiene la desventaja de ser más propensas al rechazo y a las infecciones.

El tercer tipo de técnica cerrada es la combinada, siguiendo con los aportes de McGinty (2022), éstas utilizan combinaciones de tejido autólogo y heterólogo para la reconstrucción. Este tipo de plastia tiene la desventaja de ser más complejas de realizar y un costo más elevado que las anteriores.

Cerrando con este apartado la elección del tipo de intervención quirúrgica depende de distintos factores, cómo la edad del paciente, el nivel de actividad deportiva y las recomendaciones del profesional. Según McGinty (2022), los distintos estudios han demostrado que las plastias de LCA son efectivas para recomponer la estabilidad de la rodilla y permitir la vida normal deportiva y el día a día de la persona intervenida.

Tensiomiografía

Tomando los aportes de García-Manso et al. (2010) cabe destacar que la TMG es una técnica no invasiva para la evaluación de las propiedades contráctiles musculares. Es una técnica de evaluación neuromuscular que se utiliza para medir la respuesta de un músculo en función de su actividad eléctrica, la misma se basa en la medición del desplazamiento de las fibras del vientre muscular durante una contracción. Para la recolección de los datos es necesario la colocación de dos electrodos y un sensor ubicado entre estos, este deberá situarse a la misma distancia de los electrodos.

Este estudio nos permite “obtener información sobre las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales” (García-Manso, et al., 2010, p. 100). A su vez, el software proporciona datos sobre el Dm, tiempo de respuesta (Td), tiempo de contracción (Tc), el tiempo que se mantiene la contracción del músculo (Ts), el tiempo de relajación (Tr) y velocidad de contracción (Vc). “Los valores brutos de cada señal nos permite disponer de valores interesantes para la evaluación y caracterización de grupos” (García-Manso, et al., 2010, p. 100).

Algunos autores sugieren que las evaluaciones de tareas, estáticas o dinámicas, en función de distintas asimetrías y el déficit bilateral, es una forma eficiente para detectar diferentes aspectos, entre los que se destacan distintos potenciales de lesión y el rendimiento físico. Las asimetrías entre extremidades inferiores podrían ser factores de riesgo para las lesiones relacionadas con el deporte; por lo tanto, estas deben ser monitoreadas y evaluadas adecuadamente para poder implementar estrategias de prevención y entrenamiento (Boite, et al. 2022).

Siguiendo con la misma línea y retomando lo anteriormente abordado, la TMG y su aplicación técnica están estrechamente relacionadas para medir la deformación mecánica luego de una contracción. A su vez, es utilizada para evaluar la calidad muscular.

Tomando los aportes de Amini et al. (2019), los parámetros de TMG más frecuentes para la evaluación de la calidad muscular son, la velocidad de respuesta del músculo, en donde se visualiza la rapidez del mismo para contraerse mediante una respuesta a un estímulo; por Dm, García-Manzo et al. (2010) establece que representa el stiffness muscular, el cual varía en cada sujeto en función de sus características morfofuncionales. Se puede ver la resistencia que tiene el músculo al estiramiento. A su vez, por Tc el autor trae que es el tiempo que transcurre desde que finaliza el tiempo de reacción (10% de Dm) hasta que alcanza el 90% de la deformación máxima.

Dentro de estos parámetros, la velocidad de respuesta es un indicador confiable, ya que, un

músculo con una alta velocidad es capaz de generar una mayor cantidad de fuerza y una contracción más rápida. Un desplazamiento máximo alto puede indicar que se es capaz de generar en poco tiempo una gran cantidad de fuerza. Un indicador alto de rigidez muscular, se traduce cómo la alta capacidad de un músculo de resistir estiramientos sin romperse.

Concluyendo, Amini et al. (2019) traen que la TMG para la evaluación de la calidad muscular es una herramienta útil, precisa y que proporciona información sumamente valiosa para definir e indicar los distintos parámetros.

Dinamometría

La dinamometría es una técnica de evaluación que se utiliza para medir la fuerza de distintos grupos musculares. Acercando a los autores Bellas et al. (2008), esta es una técnica que mide la fuerza muscular durante la realización de esfuerzos isométricos, isocinéticos o isotónicos, a través de variables mecánicas tales como el momento de fuerza, la velocidad de movimiento o el desplazamiento.

La herramienta utilizada para evaluar y medir dichas características es el dinamómetro, este equipo permite valorar la fuerza muscular en esfuerzos isométricos y dinámicos. En la contracción muscular isométrica la distancia entre el origen y la inserción muscular permanece constante, por lo tanto, no hay un movimiento como resultado de la contracción, la velocidad de movimiento es cero.

A su vez, dentro de los esfuerzos dinámicos que permite el dinamómetro se encuentran dos tipos: movimientos isotónicos y movimientos isocinéticos. En el primero de ellos se produce una contracción contra una carga o masa constante, como consecuencia de esta contracción se produce un cambio entre la distancia que existe entre el origen y la inserción del músculo, un movimiento. Si se produce un acortamiento de la distancia hablamos de una contracción isotónica en modalidad concéntrica y por el contrario si se produce una elongación del músculo, hablamos de una modalidad de contracción excéntrica. En el movimiento isotónico la velocidad del movimiento es variable a lo largo del recorrido del movimiento manteniéndose constante la resistencia que se desplaza durante todo el recorrido articular.

Por su parte, en el ejercicio isocinético la resistencia se adapta a la fuerza externa opuesta, de forma que el músculo conserva el rendimiento máximo en la totalidad del arco de movimiento y al igual que en el ejercicio isotónico, este puede realizarse tanto de forma concéntrica como excéntrica (Huesa et al., 2005).

Existen distintos tipos de dinamómetros, se pueden dividir según dos factores: siguiendo la clasificación, el tipo de energía que se utiliza para medir la fuerza y la forma en que se le

aplica la carga al músculo. La primera clasificación incluye los dinamómetros mecánicos, donde se utiliza la energía mecánica para medir la fuerza a través de un peso o resorte. A su vez, el segundo factor de clasificación incluye los dinamómetros isocinéticos, los isométricos y los isotónicos.

Tomando los aportes de Huesa et al., (2005) el método isocinético se define como un sistema de evaluación que utiliza la tecnología robótica e informática para obtener y procesar datos cuantitativos sobre la capacidad muscular.

Los modelos más recientes del dinamómetro permiten evaluar en las diferentes modalidades de ejercicio, tanto trabajos isométricos, isotónicos e isocinéticos en ejercicios concéntricos y excéntricos. Esto permite realizar el estudio de los grupos musculares agonista y antagonista en los diferentes grados de movimiento.

Elastografía: Vibración Mecánica Externa

La elastografía es un método no invasivo que ha sido muy relevante en muchas áreas de la medicina, esta nos permite determinar la elasticidad del tejido muscular. En este caso, se ha utilizado un elastógrafo portátil con propagación de ondas de corte superficiales de baja frecuencia sin ultrasonido, con el objetivo de estimar la elasticidad de corte de los tejidos blandos. Dicho método ha desarrollado algoritmos de inversión para recuperar la elasticidad de corte a partir de la velocidad de fase de la onda superficial en sólidos isotrópicos y transversalmente isotrópicos. Los algoritmos “tienen en cuenta los efectos de campo cercano que normalmente se pasan por alto en la elastografía de ondas superficiales” (Benech et al., 2019, p.1).

Los métodos no invasivos de ondas superficiales sin ultrasonido tienen como objetivo principal estimar la elasticidad local, construyendo un mapa de elasticidad del tejido. Estos métodos utilizan la matriz lineal de sensores de vibración que se encuentran alineados con una fuente de vibración externa que logra registrar el desplazamiento de la superficie de la onda de Rayleigh (Benech et al., 2019).

El método utilizado se basa en una vibración externa que excita ondas de radiofrecuencia que van desde -100 a 300 Hz dentro del tejido, utilizando una matriz lineal de sensores de vibración ubicados en puntos específicos sobre una superficie libre de la muestra permitiendo así registrar el campo de vibración en cada ubicación.

Luego es utilizado el algoritmo de inversión mencionado anteriormente, estos relacionan la velocidad de las ondas emitidas superficialmente con el módulo elástico de corte en muestras sólidas isotrópicas.

Una de las variables medidas a través de este método es la media de velocidad. Según Rodríguez (2023), es la velocidad promedio de las ondas sonoras que pasa a través de un tejido muscular. Se puede utilizar para comparar la elasticidad de diferentes tejidos, esto brinda información respecto a la calidad muscular en el sentido que, mediante la elastografía logramos obtener imágenes de la elasticidad del tejido lo que se relaciona directamente con que, a mayor elasticidad muscular, mejor calidad muscular.

Reseña metodológica

Tomando los aportes de Sampieri et al. (2014), el tipo de metodología utilizada para este análisis es de corte cuantitativo, ya que, se utilizó la recolección de datos de forma numérica y el análisis estadístico de los mismos. Este enfoque metodológico nos permite obtener información y propiedades de determinadas variables pertenecientes a un individuo, grupo o fenómeno a analizar. A su vez, este estudio presenta características de tipo transversal ya que la recolección de los datos fue realizada en un tiempo determinado.

Sujetos

La muestra estuvo conformada por 16 sujetos mayores de 18 años (15 varones, 1 mujer; edad = $25,1 \pm 5,7$ años; altura = $178 \pm 6,9$ cm) intervenidos quirúrgicamente de la lesión de LCA (en siete casos la pierna intervenida fue la izquierda y en nueve casos la derecha) en un periodo posterior mayor o igual a ocho meses y no más de cuatro años. Esto se debe a que, en base a información recabada, “en general el alta médica y fisioterapéutica en una rehabilitación es entre los 6 y los 9 meses. En esta etapa los pacientes ya se encuentran aptos para realizar cualquier deporte” (Zaragoza, 2016, p.21).

Para el presente estudio no se distinguió entre deportistas y no deportistas, ni en tipos de plastia, tampoco se diferenció en el tipo de rehabilitación. La mayoría de los sujetos (14 de los 16) realizaron procesos de recuperación donde estuvo presente la rehabilitación a cargo de un fisioterapeuta, mientras que los dos restantes no llevaron a cabo una rehabilitación tan específica con especialistas.

Es importante aquí definir dominancia, basándonos en Cornelissen (1996), el autor define la dominancia de las piernas como la preferencia a utilizar más una pierna sobre la otra en actividades motoras que implican mayor destreza y uso de la fuerza en actividades como correr, saltar, patear, etc., teniendo en cuenta dicha definición los sujetos fueron consultados con que pierna usualmente patean una pelota obteniendo así los datos de dominancia de cada persona.

Todos los sujetos fueron evaluados por TMG, dinamometría y elastografía. Es importante aclarar que antes de comenzar con las evaluaciones cada sujeto leyó y firmó la hoja de consentimiento informado (adjunta en el anexo 1).

Variables a estudiar

En este estudio, los datos recolectados fueron el porcentaje de simetría bilateral en las variables de Dm y el Tc evaluados por TMG, cómo también de la evaluación de elastografía

en sus variables media y desvío estándar; las dos evaluaciones se realizaron en el músculo BF y RF de ambas piernas. A su vez, se tomaron los picos de fuerza dinámica e isométrica tanto en extensión como en flexión de la articulación de la rodilla, expresados en Newton en la prueba de dinamometría.

Procedimientos

El estudio constó de tres momentos. El primero, recibimiento del sujeto en dónde se firmó el consentimiento informado (anexo 1), un registro de los datos personales y medidas antropométricas básicas. Éste primer momento comenzó con la explicación de los procedimientos del estudio, luego, se recolectaron los datos personales como fecha de nacimiento, fecha de la intervención, entre otros. Continuando, se registraron medidas básicas (talla y masa) siguiendo el protocolo propuesto por la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (ISAK), la talla fue medida por tallímetro (SECA 213, SECA, Alemania) y la masa mediante balanza de bioimpedancia (OMRON® modelo HBF-514C).

El segundo momento tuvo como objetivo principal el registro en situación de reposo de los valores de TMG y elastografía. Éstos fueron tomados en los mismos músculos (BF y RF) y con el sujeto en la misma posición, prona o supina dependiendo del músculo a evaluar. Cabe destacar que con el sujeto en posición supina se colocó una cuña debajo del miembro a ser evaluado, de tal forma que determinara una flexión de rodilla aproximadamente de 120 grados. El descanso entre medida y medida fue de aproximadamente 30 segundos. Cabe destacar que, para la toma de datos de RF, los electrodos fueron colocados, uno a 5 cm hacia proximal del punto medio mientras que el otro a 5cm de distal del borde superior de la rótula y la espina iliaca anterosuperior, de tal forma que entre ambos electrodos había una distancia total de 10 cm. Cabe destacar que en su colocación se procuró evitar zonas tendinosas. Para el registro de BF, los sujetos estaban en decúbito prono, el sensor fue colocado en el punto medio de la longitud entre la tuberosidad isquiática y el cóndilo lateral.

Para la TMG, el valor con el que se comenzó fue en 20 mAh y se fue subiendo de 10 mAh en 10 mAh hasta que las gráficas se solaparan con el registro anterior o hasta llegar a los 100 mAh que es el valor máximo del equipo.

El tensiomiógrafo (ver figura en anexo 3) utilizado para la evaluación fue de la marca TMG-BMC, siendo el país de origen Eslovenia.

En cuanto a la elastografía, se utilizó un instrumento de vibración mecánica externa creado en la Facultad de Ciencias de la Universidad de la República (Udelar). Para el funcionamiento de este dispositivo, en primer lugar, se debe seleccionar la región del vientre muscular

determinada a la mitad de la longitud entre la inserción de la espina iliaca anterosuperior y el borde proximal de la rótula, luego se realiza la colocación del parlante y los receptores en dirección de las fibras musculares en el vientre determinado a la mitad de la longitud entre la inserción de la espina iliaca antero inferior y el tendón patelar proximal a la rótula, de ser posible a medial del tabique central del recto femoral, en caso contrario, lateral al mismo. Al conducir el sonido a través del parlante se captura el valor de propagación del sonido por la fibra muscular, posteriormente se realiza un promedio entre los valores obtenidos. Para obtener los resultados en el BF, los sujetos debían colocarse en posición decúbito prono con un apoyo por debajo de los pies. La colocación del parlante se determinaría a mitad de la longitud entre la tuberosidad isquiática y el cóndilo lateral, pero a los efectos prácticos dado que sería invasivo, sólo se traslado la medida realizada en el recto femoral y se confirmó con palpación y ecografía estar sobre la cabeza isquiática del bíceps femoral. Por su parte, para el RF la posición donde se dispuso el parlante fue a mitad de la longitud entre la espina iliaca y el tendón rotuliano, ubicando el receptor próximo al parlante sin que se toquen con el sensor. Cabe destacar que en esta evaluación todas las medidas se tomaron en estado de reposo sin contracción muscular activa. Se tomaron tres medidas, pero el valor más alto fue el considerado a los propósitos del siguiente trabajo.

En un tercer momento se realizaron las pruebas físicas. Se llevó adelante el mismo protocolo de entrada en calor para cada sujeto, con una duración aproximada total de cinco minutos, en donde realizamos movilidad articular de cadera, rodilla y tobillo. Seguido, se realizaron elongaciones dinámicas de cuádriceps, isquiosurales y abductores de cadera en distintas posiciones entre seis y ocho repeticiones por grupo muscular, posteriormente los sujetos realizaron esfuerzos de fuerza isométrica en posición de sentadilla (ver figura en anexo 5), puente de glúteo unilateral (ver figura en anexo 5), puente alto (ver figura en anexo 5), y fuerza dinámica con sentadilla con pies divididos (ver figura en anexo) y puente de glúteos bilateral (ver figura en anexo 5) activando MMII.

Éste tercer momento consistió en las pruebas de fuerza flexora y extensora de rodilla con esfuerzos estáticos y dinámicos de forma unipodal evaluados con un dinamómetro Dynasystem Health. La posición en la que se encontraba el sujeto era sentado sobre un banco en donde las dos piernas no tocaban el suelo y con la rodilla en 90° de flexión, desde dicha posición comenzaba la evaluación. Las cargas de la evaluación siempre estuvieron en concordancia con las características y capacidades físicas del sujeto a ser evaluado, ya que se tomó un momento de prueba para calibrar el instrumento y sus cargas respectivas.

Se destaca que para la evaluación dinámica se utilizó el 60% de la carga máxima de la prueba isométrica, si bien Lizama, et al. (2010) asegura que las cargas óptimas para producir el valor

más acertado de potencia se verifican con cargas cercanas al 80%, en esta investigación se optó por realizar dichas evaluaciones con menor carga ya que el grupo de investigación a cargo del laboratorio resolvió que era lo mejor para la población a evaluar. Esto se justifica mediante distintos estudios, cómo la investigación de Izquierdo et al. (1999), en dónde verificaron para los miembros inferiores que los mayores niveles de potencia se vieron entre el 60% y el 70% de la carga para la fuerza máxima.

Es importante mencionar que para la realización de las pruebas en el dinamómetro la posición del sujeto en la máquina debe ser la óptima para aislar los grupos musculares a evaluar. En el marco de este estudio, para evaluar a los sujetos se utilizó un dinamómetro que permitió valorar contracciones isométricas e isotónicas, tanto de forma bipodal como unipodal.

Cabe destacar que, tanto en la evaluación isométrica como en la dinámica se evaluó en primer lugar la pierna derecha del sujeto, dejando al margen si esta era la intervenida quirúrgicamente o no. En primera instancia, se llevaron a cabo las evaluaciones isométricas, las mismas tenían una duración de seis segundos, lo que permitió recabar los valores de fuerza pico. Posteriormente, se realizaron las evaluaciones dinámicas donde la cantidad de repeticiones fueron seis, tomándose a efectos de este trabajo el valor más alto en parámetros de fuerza de dichas repeticiones. Es importante resaltar que durante todo el proceso de evaluación los sujetos fueron verbalmente estimulados, buscando alcanzar su mayor rendimiento en las pruebas. El lugar físico dónde se desarrollaron las distintas evaluaciones fue en el Instituto Superior de Educación Física (ISEF), específicamente en el laboratorio. El ambiente dónde se realizaron los tres momentos de evaluación y recolección de datos presentó una temperatura que oscilaba entre los 22°C y los 26°C, ajustada por aire acondicionado.

Es importante resaltar que el procedimiento completo de evaluación tuvo una duración estimada de dos horas.

Análisis de datos

Los datos son presentados como media \pm desviación estándar. Para cada una de las variables, se establece el porcentaje de simetría entre el hemicuerpo intervenido quirúrgicamente y el contralateral saludable. Es relevante destacar que se considera como referencia el valor del hemicuerpo no intervenido

Acercando lo planteado por Landaluce y Paz (2015) quienes en su tesis de grado citan a Lanshmmar y Ribom (2011) se puede afirmar que se habla de asimetría cuando existen diferencias mayores a 10% entre un hemicuerpo y el otro en valores de fuerza. A su vez, Knapik et al. (1991), trae que una asimetría mayor al 15% en la fuerza de los flexores de la

rodilla está asociado con una lesión en la articulación. Asimismo, hasta donde llega nuestro conocimiento y en base a la información recabada no podemos afirmar un parámetro de asimetría para las evaluaciones de TMG y elastografía, de manera que, en este trabajo son considerados los mismos valores que en la evaluación de dinamometría.

A los efectos de esta investigación y basándonos en la bibliografía consultada se consideró como un porcentaje de asimetría adecuado un valor menor al 10%, una asimetría moderadamente elevada será considerada entre 10% y 20%. Por último, una asimetría muy elevada se tomará cuando el resultado sea mayor al 20%.

Resultados

Las características de los sujetos presentada de forma individual se muestran en el anexo 3.

Dominancia

En la investigación realizada se recabaron los datos de dominancia y lateralidad de las lesiones de los sujetos evaluados (ver anexo 3), un 18,75% de los evaluados presentó dominancia izquierda, mientras que un 81,25% presenta dominancia derecha. Con respecto a la lateralidad de las lesiones, un 56,2% se produjo en la rodilla derecha, mientras que un 43,75% se dio en la rodilla izquierda. A su vez, se observó que el 50% de los sujetos presentó una correspondencia entre la rodilla intervenida quirúrgicamente y la pierna dominante.

Tensiomiografía

En la tabla 1 se observa, la media y el desvío estándar así como el promedio de simetría (%) para RF y BF en las pruebas de Dm y de Tc respectivamente. Cabe destacar que los promedios de simetría fueron recabados tomando como referencia la rodilla no operada.

Tabla 1. Valores de Dm, Tc y simetría para el Bíceps Femoral y el Recto Femoral

	No operada		Operada		Simetría (%)	
	Dm (mm)	Tc (ms)	Dm (mm)	Tc (ms)	Dm (mm)	Tc (ms)
BF	4,7 ± 3,6	29,4 ± 13,6	4,6 ± 3,3	26,4 ± 11,8	97,0	89,8
RF	6,8 ± 4,1	25,2 ± 9,8	8,5 ± 4,2	26,9 ± 10,8	80,5	93,6

Abreviaciones: Desplazamiento radial (Dm), tiempo de contracción (Tc), bíceps femoral (BF), recto femoral (RF).

Para todo el grupo de RF el promedio de simetría de Dm fue de 80,5% y para el grupo de BF fue 97,0%. En relación al Tc, para el grupo de RF el promedio de simetría fue de 93,6% y para el BF 89,8%. Los valores individuales por sujeto se pueden observar en las figuras 1 y 2.

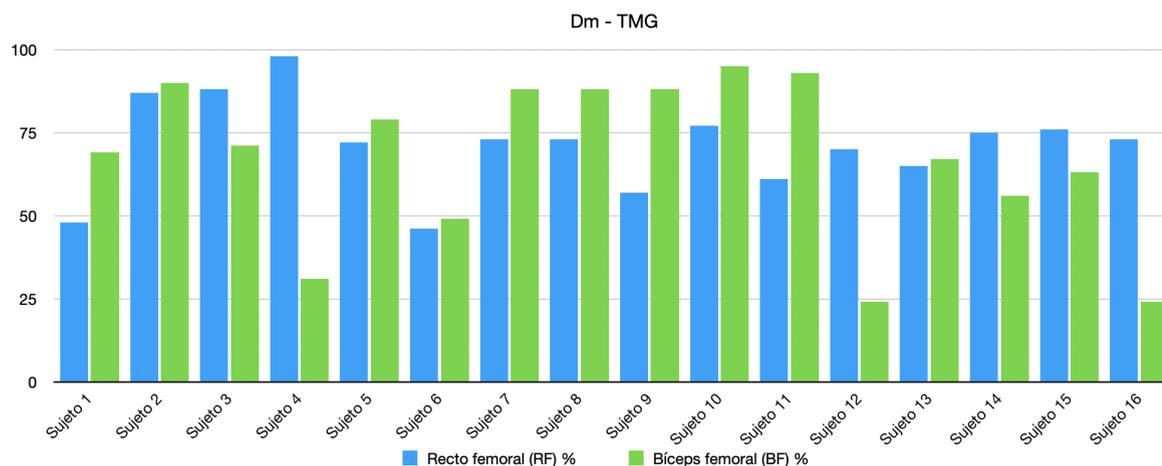


Figura 1. Porcentaje de simetría derecha e izquierda del desplazamiento radial máximo (Dm) evaluado mediante tensiomiografía (TMG)

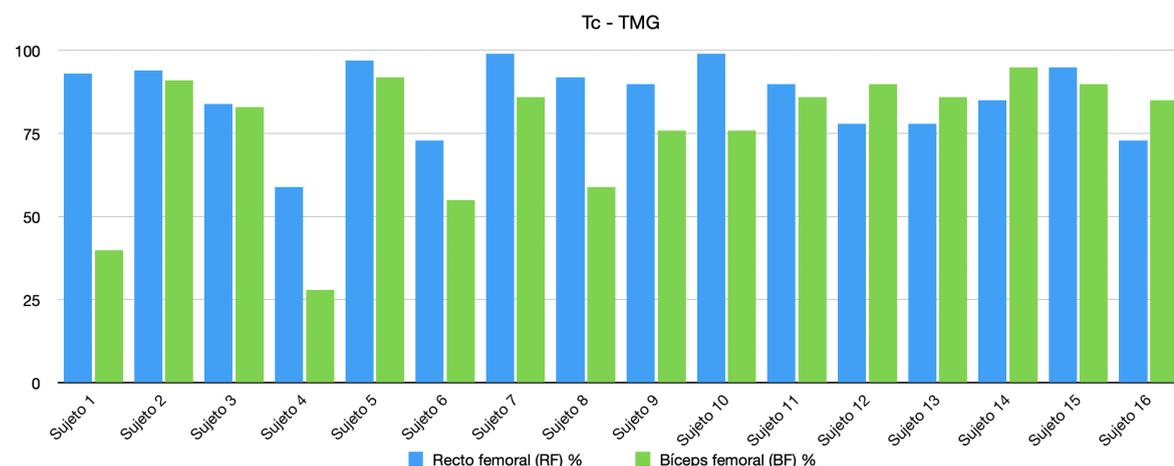


Figura 2. Porcentaje de simetría derecha e izquierda del tiempo de contracción (Tc) evaluado mediante tensiomiografía (TMG).

En lo que atañe a los hallazgos en BF, en relación al Dm, el mayor valor de simetría se dio en el sujeto 10 con un 95% de simetría bilateral. A su vez, el menor porcentaje de simetría bilateral lo comparten el sujeto 12 y el sujeto 16 con sólo un 24% de simetría.

Continuando con la variable Tc, el sujeto con mayor porcentaje de simetría bilateral fue el sujeto 14 con un 95%. Mientras que el menor valor de simetría bilateral lo arrojó el sujeto 4 con un 28% de simetría.

Con referencia al RF, el porcentaje de simetría máximo que nos arrojó la prueba de Dm fue detectado en el sujeto 4, quien presentó un 98% de simetría bilateral. Presentando el menor porcentaje de simetría bilateral el sujeto número 6, con un 46%.

Asimismo, en la variable Tc el sujeto de mayor simetría bilateral fue el número 10 con un 99%. En contraposición el sujeto que presentó menor simetría bilateral fue el 4 con un 59%.

Por último, es relevante mencionar que seis sujetos presentaron valores mayores en la variable Tc medido en el músculo BF de la pierna operada y nueve sujetos arrojaron resultados mayores en la pierna intervenida quirúrgicamente en el músculo RF. En cuanto a la variable Dm podemos decir que: ocho sujetos arrojaron valores más altos en el BF de la pierna operada, mientras que en el RF 13 sujetos presentaron valores mayores en la pierna intervenida.

Elastografía

En la tabla 2 se observa, la media (m/s), el desvío estándar (m/s) y el promedio de simetría (%) para RF y BF en la evaluación de elastografía.

Es importante destacar que, en el caso de la elastografía, los datos del BF de dos de los sujetos no quedaron registrados en el software del equipo, por lo tanto, estos datos no pudieron ser considerados.

Tabla 2. Media (m/s), desvío estándar (m/s) y promedio de simetría (%) de RF y BF en elastografía

No operada		Operada		Simetría (%)	
BF	RF	BF	RF	BF	RF
2,8 ± 0,5	2,7 ± 0,3	2,7 ± 0,5	2,8 ± 0,4	97,4	95,4

Abreviaciones: bíceps femoral (BF), recto femoral (RF).

A continuación, en la figura 3, se puede observar de forma individual por sujeto el porcentaje (%) de simetría bilateral del recorrido de la onda de sonido evaluado mediante elastografía.

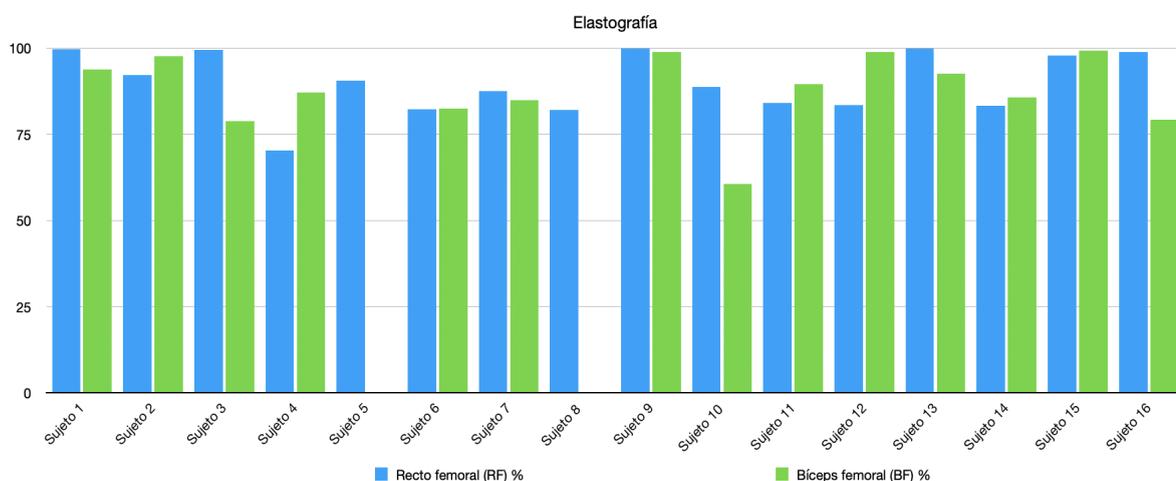


Figura 3. Porcentaje de simetría derecha e izquierda del recorrido de la onda de sonido evaluado mediante elastografía en BF y RF

El porcentaje (%) de simetría bilateral máximo del recorrido de onda de sonido en el músculo BF lo obtuvo el sujeto número 15 con un 99,3%. En contraposición, el de menor porcentaje de simetría bilateral del recorrido de onda de sonido es el sujeto número 10 con un 60,6%.

Continuando con los porcentajes de simetría bilateral en el músculo RF, el máximo exponente de la misma fue el sujeto 13 con un 100% de simetría bilateral. Mientras que el de menor porcentaje fue el sujeto número 4 con un 70,4% de simetría.

Es importante destacar que, siete sujetos arrojaron valores mayores de recorrido de onda medido en el músculo BF en la pierna operada y ocho sujetos en las medidas tomadas en RF de la pierna operada.

Dinamometría

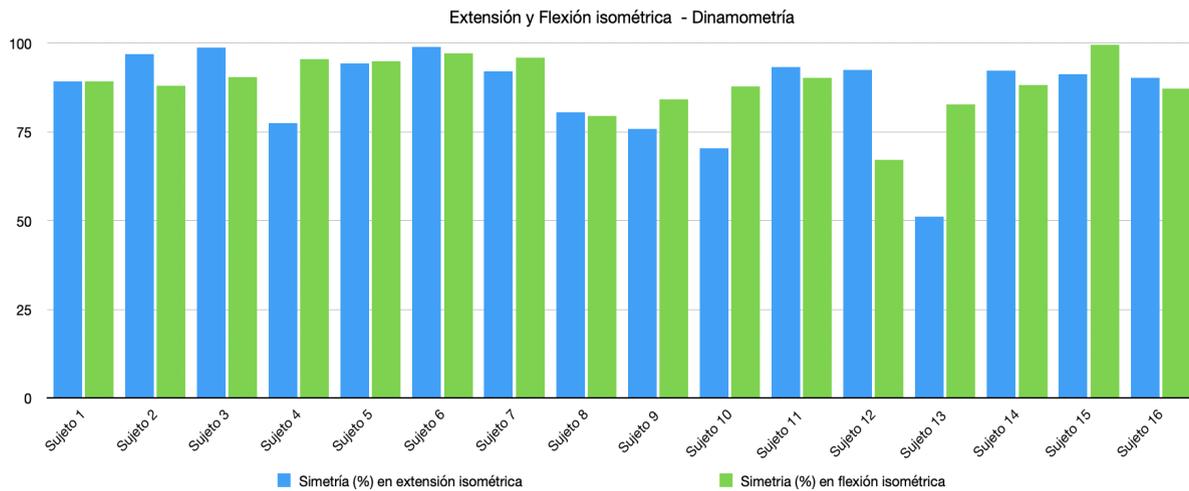
En la tabla 3, se observa, la media (N), el desvío estándar (N) y el promedio de simetría (%) para la evaluación de extensión y flexión isométrica, valores fueron recabados de la fuerza pico. A su vez, en la tabla 4 se evidencia la media (N), el desvío estándar (N) y el promedio de simetría (%) para la evaluación de extensión y flexión dinámica.

Tabla 3. Media (N), desvío estándar (N) y promedio de simetría (%) en extensión y flexión isométrica

No operada		Operada		Simetría (%)	
Extensión isométrica	Flexión isométrica	Extensión isométrica	Flexión isométrica	Extensión isométrica	Flexión isométrica
591,1 ± 122,8	336,9 ± 80,6	568,9 ± 124,2	344,8 ± 81,9	96,2	97,7

Tabla 4. Media (N), desvío estándar (N) y promedio de simetría (%) en extensión y flexión dinámica

No operada		Operada		Simetría (%)	
Extensión dinámica	Flexión dinámica	Extensión dinámica	Flexión dinámica	Extensión dinámica	Flexión dinámica
498,46 ± 71,9	274,57 ± 83,3	467,50 ± 94,1	291,07 ± 66,1	87,8	90,0



En las figuras 4 y 5 se puede observar el valor de la simetría (%) al realizar las distintas evaluaciones. Extensión y flexión isométrica, figura 4; extensión y flexión dinámica, figura 5.

Figura 4. *Porcentaje de simetría (%) en prueba de extensión isométrica y flexión isométrica evaluado mediante dinamometría.*

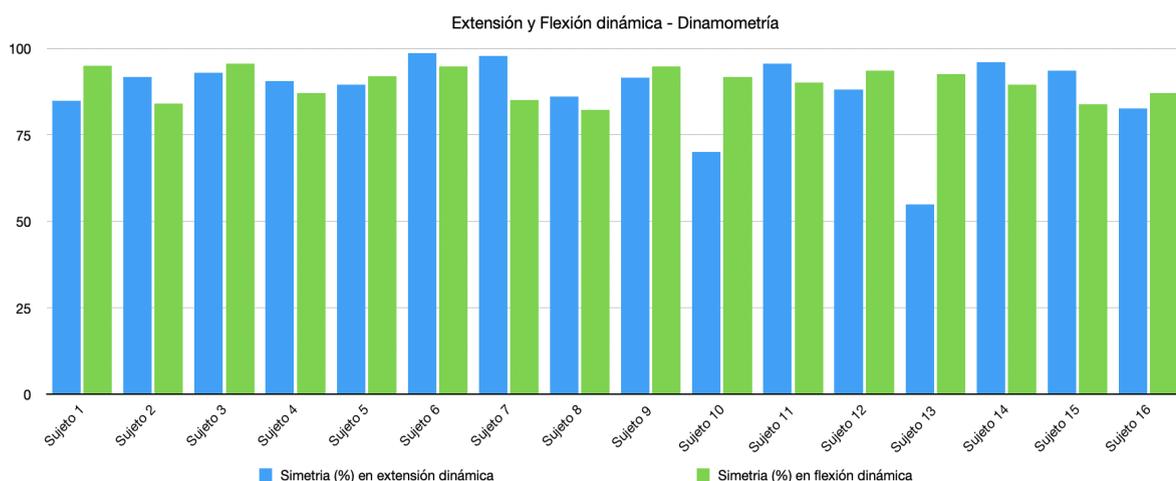


Figura 5. *Porcentaje de simetría (%) en prueba de extensión dinámica y flexión dinámica evaluado mediante dinamometría.*

En cuanto al porcentaje de simetría máximo en la prueba de extensión isométrica, el sujeto 6 fue el que tuvo mayores números porcentuales con 98,9%. Asimismo, el sujeto 13 fue el que tuvo menor porcentaje de simetría con un 51,1%.

En relación a la extensión dinámica, al igual que en la extensión isométrica, el sujeto número 6 es el que presentó mayor simetría con un 98,7%. En cuanto a la menor simetría el sujeto número 13 tuvo un 55,0%.

Por su parte, en la flexión isométrica se pudo observar que el sujeto número 15 presentó un

porcentaje de simetría de 99,6% siendo este el participante con mayor valor de simetría. En contraposición, el menor valor de simetría lo arrojó el sujeto número 12 con un 67,1%.

A su vez, en la flexión dinámica el sujeto número 3 fue quien presentó el valor más alto de porcentaje de simetría con un 95,7%. En oposición, el sujeto número 8 fue quien presentó un menor valor de simetría con un 82,2%.

Por último, haciendo una comparación entre pierna no operada y operada podemos decir que: siete sujetos presentaron mayor fuerza en la pierna operada tanto en prueba de extensión isométrica como extensión dinámica; en cuanto a la prueba de flexión isométrica, 10 sujetos presentaron mayor fuerza en la pierna operada y nueve sujetos arrojaron valores más altos en la pierna operada en la evaluación dinámica.

Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo analizar los posibles efectos a largo plazo de una intervención quirúrgica de LCA sobre indicadores de calidad muscular flexo-extensora de rodilla en adultos. Los datos recolectados fueron porcentaje de simetría de Dm y Tc entre MMII evaluados en TMG, porcentaje de simetría en el recorrido de la onda de sonido evaluado mediante elastografía en BF y RF y porcentaje de simetría en pruebas de extensión y flexión tanto isométricas como dinámicas en prueba de dinamometría.

Basándonos en los resultados de dominancia, podemos observar que la mitad de los sujetos evaluados presenta una correspondencia entre rodilla intervenida y rodilla dominante. Estos datos se pueden comparar con lo expuesto por Castex y Mauri (2006) quienes analizaron diversos datos de sujetos intervenidos quirúrgicamente de LCA, este estudio se realizó con una muestra de 32 sujetos entre 14 y 30 años los cuales presentaban un periodo de dos años posterior de realizada la intervención quirúrgica, en el mismo se visualizó que un 82,60% de los evaluados con dominancia derecha, mientras que el restante 17,40% presentó dominancia izquierda, estos datos son similares a los recabados en nuestra investigación; en relación a los resultados, el estudio de Castex y Mauri (2009) arrojó los siguientes: un 39,13% tuvo correspondencia entre la pierna dominante y la rodilla operada, mientras un 60,87% no corresponde la rodilla operada con la pierna dominante. Aquí se ve una diferencia con nuestro estudio, el cual arrojó que el 50% de los sujetos presenta una correspondencia de rodilla operada con la pierna dominante, mientras que el otro 50% no presenta dicha concordancia.

Como fue mencionado anteriormente, es de gran importancia recabar los datos de simetría de los músculos evaluados, esto puede ser utilizado para reducir el riesgo de lesiones asociadas a la asimetría muscular. La evaluación mediante TMG permite proporcionar una medida útil y precisa para la identificación de dichas asimetrías, así como también los pasos a seguir en una rehabilitación de LCA. McGregor et al. (2018) citan un estudio realizado por Alentor-Geli et al. (2015) quienes realizaron evaluaciones mediante TMG a personas adultas. La investigación realizada por los autores mencionados se llevó a cabo en jugadores de fútbol, comparando el miembro intervenido quirúrgicamente con el no intervenido. Si bien la población evaluada fue distinta en relación a nuestra investigación, se dieron resultados similares, ya que, en ambos trabajos, las asimetrías fueron de aproximadamente 20% tanto en BF como en RF valorados a través de Tc.

En contraposición con Macgregor et al. (2018) quien trae que, las asimetrías entre pierna operada y no operada persisten después de realizada la operación quirúrgica, podemos ver que los resultados de nuestro estudio arrojaron que no hay asimetrías significativas entre la pierna

no operada y la operada en términos generales valorados a través de TMG. Especulamos que esto se puede deber a una buena rehabilitación a cargo de distintos profesionales como Licenciados en Fisioterapia y Licenciados en Educación Física.

Sin embargo, este mismo autor asegura que en algunos casos las asimetrías persisten durante más de dos años de realizada la cirugía, en esta investigación se pudo observar que en ciertos sujetos, la evaluación de TMG arrojó valores diferentes entre la pierna operada y la no operada tanto en el músculo BF como en RF. Un ejemplo es el sujeto número 1, el cual se realizó una intervención quirúrgica en la rodilla derecha, el 4 de diciembre de 2018 y sus resultados de TMG fueron los siguientes:

Tabla 5. Datos del sujeto número 1 en estudio de TMG.

Músculo	Tc (ms)	Dm (mm)
BF	Izquierda: 49,3	Izquierda: 1,8
	Derecha: 19,5	Derecha: 1,3
RF	Izquierda: 29,8	Izquierda: 8,5
	Derecha: 27,9	Derecha: 4,1

Abreviaciones: Tiempo de contracción (Tc), Desplazamiento radial (Dm), Bíceps femoral (BF), Recto femoral (RF).

Se puede ver una clara asimetría entre una pierna y la otra, la misma arrojó valores menores en comparación con la no operada. En contraposición con nuestra hipótesis, por ejemplo, el Tc del sujeto 1 fue menor en la rodilla operada. Tomando los aportes de Jiménez Jiménez et al. (2019), éstos afirman que el Tc es un factor importante que influye en la respuesta de la fuerza, ya que un menor Tc está asociados a la potencia muscular, mientras que un mayor Tc, a la hipertrofia muscular. Esto lo podemos relacionar con el proceso de rehabilitación del sujeto llevado a cabo por un fisioterapeuta.

Continuando con la evaluación de dinamometría se pudo observar cómo después de ocho meses de realizada la intervención quirúrgica sigue habiendo déficit de fuerza en la pierna operada, esto también lo trae Landes et al. (2009) quienes basándose en distintos estudios aseguran que las asimetrías todavía persisten después de dos años de realizada la intervención quirúrgica.

A su vez, creemos que cambios en los tiempos de los procesos de rehabilitación o en la identificación temprana de los problemas de fuerza ayudarían a reducir estos déficits, esto lo

podemos relacionar con lo expuesto por Landes et al. (2009) quienes aseguran que una rápida detección de la asimetría de fuerza entre pierna operada y no operada sumado a una rehabilitación correspondiente y adecuada al tipo de intervención quirúrgica podrían minimizar los déficits que la pierna presenta.

Continuando con Castex y Mauri (2006), éstos traen que en su estudio el 65% de los sujetos evaluados presentó menos de un 10% de déficit bilateral, lo cual lo consideran como funcional. En comparación, en nuestro estudio el 43,75% de los sujetos evaluados presentó menos del 10% de déficit entre pierna operada y no operada considerada como funcional.

Siguiendo con la línea de estos autores, Castex y Mauri (2006) en su investigación obtuvieron que el desbalance muscular entre flexión y extensión de la pierna operada de los sujetos evaluados tuvo un valor promedio de 64,86%, mientras que en este estudio el valor promedio es de 62,26%.

A su vez, en dicho estudio la pierna no operada de los sujetos presentó un desbalance muscular de 66,73%, en tanto en este estudio es de 55,08%.

Limitaciones del estudio

A lo largo de la investigación se presentaron diversas limitaciones, estas se dieron en el registro de los datos por parte de los evaluadores, en el espacio donde se realizaron las evaluaciones y en los materiales utilizados.

En primer lugar, en la evaluación de elastografía los datos del sujeto número 5 y número 8 no quedaron registrados en el software por lo que para la realización del análisis no fueron tomados en cuenta. A su vez, en la prueba de dinamometría se observó la limitante de evitar la compensación en lo que atañe a la posición del tronco a la hora de realizar la evaluación. Se buscó establecer la mejor posición posible para las condiciones que se presentaron, pero entendemos que no era la ideal para que los resultados sean los más exactos posibles. Con el fin de evitar la compensación, dos evaluadores (uno a cada lado del sujeto) tomaban por la parte anterior de la articulación del hombro y por la cadera al sujeto evaluado. Estas compensaciones pueden repercutir en el resultado final, ya que, pueden ser utilizados otros mecanismos de fuerza y entrar en acción músculos que no son relevantes para este estudio.

En el caso de la elastografía, hasta donde llega nuestro conocimiento no existen investigaciones científicas que trabajen con parámetros de dicha evaluación. Luego de meses de búsqueda no hemos encontrado evidencia de investigaciones relacionadas, lo que resulta una limitante en nuestra investigación ya que nos condiciona a la posibilidad de poner en discusión los datos recabados con otros estudios similares. Asimismo, esto da cuenta de un

aspecto novedoso del estudio.

Por último, es importante destacar y dejar en claro que este estudio no especifica ni toma en cuenta el lugar de dónde se toma el injerto para realizar la intervención quirúrgica y el tipo de plastia de LCA.

Finalizando con el apartado discusión, podemos destacar lo novedoso del estudio de la elastografía, el mismo puede ser un punto de partida para futuras investigaciones que aporten datos relevantes con el objetivo de ser comparados con otros estudios y poder determinar la fiabilidad de los mismos.

Conclusiones

En relación a la información recolectada, hasta el momento no se ha encontrado otro trabajo sobre calidad muscular que abarque y relacione valores de TMG, dinamometría y elastografía siendo este un punto de partida para realizar distintos métodos de estudio y evaluaciones deportivas y funcionales, permitiendo recabar información trascendente para distintos profesionales del área de la salud. Esto da cuenta de lo novedoso e interesante que podría resultar seguir investigando la calidad muscular mediante estos parámetros.

Para nuestra sorpresa, a través de los análisis realizados no se encontraron evidencias de asimetrías significativas tanto en elastografía como en dinamometría en los sujetos intervenidos quirúrgicamente de LCA. Podríamos decir entonces que, dentro de los parámetros estudiados el sujeto alcanza un alto grado de simetría funcional entre ambos MMII.

En cuanto a la TMG se observaron asimetrías altas, sobre todo en la variable Dm en ambos músculos, siendo menor la asimetría en la variable Tc disminuyéndola aproximadamente 10% en ambos músculos.

Los datos obtenidos podrían contribuir al control y seguimiento del sujeto. Lo que ayudará a ser más completo el proceso de rehabilitación permitiendo una planificación acorde a cada sujeto.

A modo de cierre, nos parece interesante que a futuro se pueda continuar estudiando la relación entre asimetría, TMG y elastografía y cómo estas pueden tener mayor o menor repercusión en las lesiones de rodilla.

Referencias bibliográficas

- Aguirre, A., Bellas, B. y Duque, B. (2008). *Dinamometría y electromiografía de superficie simultáneas en la identificación del dolor lumbar inespecífico y su carácter fidedigno*. Ministerio de Sanidad y Consumo. España.
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, et al. (2015). Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 23(9), 2508–13.
- Amini, M., Sreenivasan, S., Alhaddad, N., y De Luca, J. (2019). Surface tensiomyography for the assessment of muscle quality in muscular dystrophy. *Muscle & Nerve*, 59(1), 137-144
- Balius, R., Sala, X., Álvarez, G. y Jiménez, F. (2007). *Ecografía musculoesquelética*. Editorial Paidotribo.
- Benech, N. Grinspan, G. Aguiar, S. y Negreira, C. (2019). Surface wave elastography: device and method. *Measurement Science and Technology*, 30(3), 1-16.
<https://doi.org/10.1088/1361-6501/aafa66>
- Boite, A., Galimi, A., Martini, M., Di Leanarda, L., Murena, L. y Deodato, M. (2022). Muscle asymmetries in the lower extremities of male soccer players: preliminary findings on the association between countermovement jump and tensiomyography. *Academic Open Access Publishing*, 10(11), 1-14.
<https://doi.org/10.3390/sports10110177>
- Brooks, G., Davin, T. y Fahey-Baldwin, K. (1996). *Fisiología del ejercicio: bioenergética humana y sus aplicaciones* (2.ª ed.). Editorial Mayfield.
- Calais-Germain, B. (1994). Anatomía para el movimiento. Introducción al análisis de las técnicas corporales (12ª ed). Los libros de la Liebre de Marzo.
- Cantos, J. Casabon, J. Alvarado, E. Vera, J. C., Rubio, J. H. Coca, Vinza, C. (2023). Reconstrucción de ligamento cruzado anterior en Traumatología: Técnicas Avanzadas y Resultados a largo plazo. *Revista de Ciencia de la Salud.* 2(2), e83.
<https://doi.org/10.55204/scc.v2i2.e83>.
- Cornelissen, F. (1996). El desarrollo de la lateralidad en el niño. España. Paidós.

- Castex Carvajal, P. y Mauri Stecca, M. (2006). Descripción de la funcionalidad en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior a dos años de evolución post-quirúrgica [Tesis de grado, Universidad de Chile]. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/110649>
- Danciulescu, D., Hemanth, J., Marin, M., Neamtu, M., Neamtu, O., Rusu, M., y Rusu, L. (2022). Tensiomyography and statistical analysis based muscle change detection in multiple sclerosis for smart healthcare. *Journal of healthcare engineering*, 2023, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2022/5225851>
- García-Manso, J.M., Rodríguez-Matoso, D., Sarmiento, S., De Saa, Y., Vaamonde, D., Rodríguez-Ruiz, D. y Da Silva-Grigoletto, M.E. (2010). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 98-102
- González Badillo, J. y Gorostiaga, E. (2022). Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo: texto básico del Máster Universitario en Alto Rendimiento Deportivo del Comité Olímpico Español y de la Universidad Autónoma de Madrid. INDE Publicaciones.
- Grinspan, G., Cabral, H., de Souza, L., Oliveira, L., Aguiar, S., Blanco E., y Benech, N. (2021). Surface wave elastography is a reliable method to correlate muscle elasticity, torque, and electromyography activity level. *Physiological reports* 9(15), 1-14. <https://doi.org/10.14814/phy2.14955>
- Harman, E. (1993). Exercise Physiology: Strength and Power: A Definition of Terms. *National Strength & Conditioning Association Journal*, 15(6), 18-20.
- Helme, M., Tee, J., Emmonds, S. y Low, C. (2021). Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 49(4), 204-213. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.03.001>
- Huesa, F., García, J. y Vargas, J. (2005). Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación. *Servicio de rehabilitación*, 39(6) 288-296.
- Izquierdo, M., Ibañez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zúñiga, . Antón, A., Larrión, J. y Häkkinen, k. (1999) Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand*, 167, 57-68.

<https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.1999.00590.x>

- Jiménez Jiménez, J. A., García López, P. y González Badillo, J. L. (2019). Los ejercicios de fuerza y tiempo de contracción en TMG. *Revista Española de Medicina del Deporte*, 25(4), 213-222.
- Kapandji, A. (2006). Fisiología articular. Tomo II Miembro inferior (5ta ed.). Editorial Médica Panamericana.
- Knapik, J. J., Bauman, C. L., Jones, B. H., Harris, J. M., & Vaughan, L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *The American journal of sports medicine*, 19(1), 76–81. <https://doi.org/10.1177/036354659101900113>.
- Landes, S., Nyland, J., Elmlinger, B., Tillett, E., y Caborn, D. (2009). Knee flexor strength after ACL reconstruction: comparison between hamstring autograft, tibialis anterior allograft, and non-injured controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 18(3), 317-324 [10.1007/s00167-009-0931-9](https://doi.org/10.1007/s00167-009-0931-9)
- Lanshmmar, K y Ribom, E (2011). Differences in muscle strength in dominant and non dominant leg in females aged 20–39 years: A population based study. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 76-79. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.004>
- Lizama, R., Muños, R., Vidal, N., Chiroso, I., Jerez, D. y Chiroso, L. (2023). Association between muscle architecture and muscle quality index in sedentary adults. *International journal of morphology*, 41(4), 1254-1260. <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022023000401254>
- Llanos, L., Yacuzzi, C., Zicaro, J., y Costa, M. (2019). Reconstrucción artroscópica del ligamento cruzado anterior bilateral en un tiempo quirúrgico: Reporte de casos y revisión bibliográfica. *Arthroscopia*, 26(4), 127-130.
- Macgregor, L., Hunter, H., Orizio, C., Fairweather, M., y Ditroilo, M. (2018). Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. *Sports Medicine*, 48 (3), 1607–1620. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0912-6>
- McGinty, J., Burkhart, S., Jackson, R., Johnson, D., y Richmond, J. (2022). *Operative Arthroscopy* (3ª ed.). Elsevier Health Sciences.

- Naimo, M., Varanoske, A., Hughes, J. y Pasiakos, S (2021). Skeletal Muscle Quality: A Biomaker for Assessing Physical Performance Capabilities in Young Populations. *Frontiers in Physiology*, 12, 1-17. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.706699>
- Nerín Ballabriga, S., Villarroya Aparicio, A., Marco Sanz, C. y Moros García, T. (2004). Actividad eléctrica muscular en la marcha a distintas velocidades y en la carrera. *Biomecánica*, 12(1), 10-23.
- Pellicer-Chenoll, M., Serra-Añó, P., Cabeza-Ruiz, R., Pardo, A., Aranda, R., y González, L.M. (2017). Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio between genders in level-matched soccer players. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 10(1), 14-18. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramd.2015.05.002>
- Pennington J. M., Laubach L. L., De Marco G. M., y Linderman J. K. (2010). Determining the Optimal Load for Maximal Power Output for the Power Clean and Snatch in Collegiate Male Football Players. *JEPonline*, 13(2), 10-19.
- Perez-Landaluce, J. (2015). Evaluación de la asimetría y el déficit bilateral de los extensores de la rodilla en diferentes manifestaciones de la fuerza. [Tesis de grado, Universidad de León]. https://buleria.unileon.es/bitstream/handle/10612/5614/1P%c3%89REZ-LANDALUCE_GONZ%c3%81LEZ_JUAN_DICIEMBRE_2015.pdf
- Rivas, O., y Sánchez, E. (2012). Fútbol. Entrenamiento Actual De La Condición Física Del Futbolista. *Revista en Ciencias del Movimiento humano y Salud*, 10(2), 1-131. <https://www.revistas.una.ac.cr/index.php/mhsalud/article/view/5583>.
- Rodríguez Marín, Z. (2023). *Sistema de elastografía impulsional por 1-D por ultrasonido basado en la medición de velocidad de propagación de una onda transversal* [Tesis de grado]. Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico Nacional. México.
- Sampieri, R. Fernández C. y Baptista, M. (2014). *Metodología de la Investigación* (5ta ed.). Interamericana Editores.
- Tortora, G., y Derrickson, B. (2013). Principios de anatomía y fisiología (13ª ed.) Editorial Médica Panamericana
- Siff, M., y Verkhoshansky, Y. (2004). *Super entrenamiento* (2.ª ed.). Paidotribo.

Zaragoza, J. (2016). Evaluación de la carrera en plastia de ligamento cruzado anterior con técnica semitendinoso y recto interno al término de la rehabilitación en el Consultorio Médico del Deportista [Monografía]. Universidad Católica del Uruguay.

Anexos

Anexo 1. *Consentimiento informado:*

Hoja de consentimiento informado

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

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

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

Anexo 2. Hoja de información:

Título del proyecto

Valoración de la calidad muscular integrando diferentes sistemas de medida

Investigadores responsables

Nombre: Dr. Carlos Magallanes
Teléfono / Celular: 092196473
E-mail: camagallanes@gmail.com

Nombre: Dr. Andrés González
Teléfono / Celular: 099777160
E-mail: andres.gonz.ramirez@gmail.com

Institución responsable y lugar donde se llevará a cabo el estudio

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

Propósito del estudio

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

Participación libre y voluntaria

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

En caso que Ud. desee información complementaria sobre el estudio que no esté incluida en este documento o se le haya explicado oralmente, podrá dirigirse en cualquier momento a los investigadores responsables del proyecto.

Descripción de las actividades experimentales

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

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

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

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

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

Una vez de finalizado el primer momento se procederá con los registros de tensiomiografía, elastografía y ecografía. Todas las medidas se efectúan en el mismo sitio (músculos) del cuerpo

y con el sujeto en la misma posición. Esta última dependerá del músculo que se va a evaluar (para el cuádriceps, acostado boca arriba, y para los isquiosurales, acostado boca abajo).

Tercer momento (aprox. 60 min): pruebas físicas

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

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

Breve descripción de las técnicas y pruebas físicas utilizadas

Tensiomiografía

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



Elastografía muscular

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

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



Ecografía muscular

La ecografía muscular es una técnica por imágenes, no invasiva, que se utiliza para observar la estructura interna de los músculos. Durante una ecografía muscular se aplica un gel conductor en el área de interés y se coloca una sonda de ultrasonido sobre la piel. Esta sonda emite ondas

sonoras de alta frecuencia que penetran en los tejidos musculares y luego rebotan de vuelta hacia la sonda. La sonda recoge estos ecos y los convierte en imágenes visibles en un monitor. La ecografía muscular puede proporcionar información detallada sobre la estructura del músculo, como su grosor, longitud y forma. También puede utilizarse para identificar anomalías, como desgarros, lesiones o inflamación, y para evaluar el flujo sanguíneo muscular.

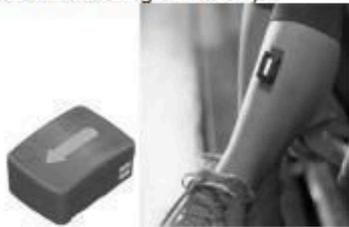
Para la medición, el sujeto permanece en la misma posición que se colocó para la tenciómiografía y elastografía (para el cuádriceps, acostado boca arriba, y para los isquiosurales, acostado boca abajo).



Electromiografía

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

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



Oximetría muscular

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

La medición se realizará durante algunas de las pruebas físicas que se incluyen en el protocolo (ej. test de esfuerzo en cicloergómetro o tapiz rodante).



Dinamometría

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

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



Prueba de fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas estáticas

Desde la posición de sentado sobre un banco (construido específicamente para este estudio) y con la/s rodilla/s en ángulo de 90 grados (sin posibilidad de movimiento), se efectúa una contracción máxima de aproximadamente 5 segundos. El test se realiza para la musculatura flexora y extensora, con cada pierna por separado y con ambas piernas juntas. En cada una de las instancias se ejecutan 3 repeticiones y se registra el mayor valor de fuerza generada.



Prueba de fuerza flexora y extensora de rodillas con cargas dinámicas

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

Prueba de pararse y sentarse desde una silla con carga adicional

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



Prueba de esfuerzo máximo o submáximo en cicloergómetro o tapiz rodante

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



Medidas de bioseguridad en el manejo de las muestras de sangre

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

Confidencialidad

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

Riesgos o efectos colaterales.

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

Las pruebas físicas que se realizarán y las cargas (peso, intensidad) a utilizar estarán acorde a las capacidades físicas de los participantes. Las mismas no implican riesgos para la salud ni la integridad física o psicológica de los participantes, más allá de los riesgos inherentes de la práctica deportiva. Aunque la probabilidad es baja, no se descarta la ocurrencia de alguna lesión músculo-esquelética (calambre o desgarro) o algún episodio cardíaco (presión arterial anormal, ritmo

cardíaco muy lento o muy rápido y, raramente, algún accidente cardíaco). A través de la observación y monitorización continua que realizarán los investigadores a cargo del estudio, todo esfuerzo se hará para prevenir y minimizar eventuales complicaciones.

Beneficios que los participantes obtendrán de este estudio

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

Atención médica

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

Firma del participante o tutor del mismo

Aclaración

Firma de un investigador responsable

Aclaración

Fecha

Anexo 3. Datos de sujetos evaluados

	Edad	Masa (kg)	Altura (cm)	Sexo	Rodilla Intervenida	Dominancia
Sujeto 1	24	67,4	178,3	Masculino	Izquierda	Izquierda
Sujeto 2	27	74,1	179,2	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 3	22	81,3	188,7	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 4	33	73,2	175,3	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 5	31	67,2	175,8	Masculino	Derecha	Izquierda
Sujeto 6	23	84,9	166,1	Femenino	Izquierda	Derecha
Sujeto 7	22	99,5	177,0	Masculino	Izquierda	Derecha
Sujeto 8	32	72,6	181,1	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 9	32	80,9	173,3	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 10	23	79,2	173,5	Masculino	Izquierda	Derecha
Sujeto 11	33	87,4	182,3	Masculino	Izquierda	Derecha
Sujeto 12	19	79,1	180,2	Masculino	Izquierda	Derecha
Sujeto 13	19	91	195,4	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 14	24	75,1	182,1	Masculino	Derecha	Izquierda
Sujeto 15	20	70,9	176,8	Masculino	Derecha	Derecha
Sujeto 16	36	76,1	171,9	Masculino	Izquierda	Derecha

Anexo 4. Evaluaciones



Figura 6. TMG en recto femoral izquierdo



Figura 7. TMG en recto femoral izquierdo

Anexo 5. Entrada en calor

Cabe destacar que no se tomaron fotografías de la entrada en calor durante el estudio, a continuación, se muestran imágenes representativas tomadas posteriormente, dónde uno de los autores del presente estudio realiza los ejercicios en similares condiciones.



Figura 8. Sentadilla isométrica



Figura 9. Puente glúteo unilateral



Figura 10. *Puente alto*



Figura 11. *Sentadilla con pies divididos/split*



Figura 12. *Puente de glúteo bilateral*

Anexo 6. Gráficas de Dinamometría

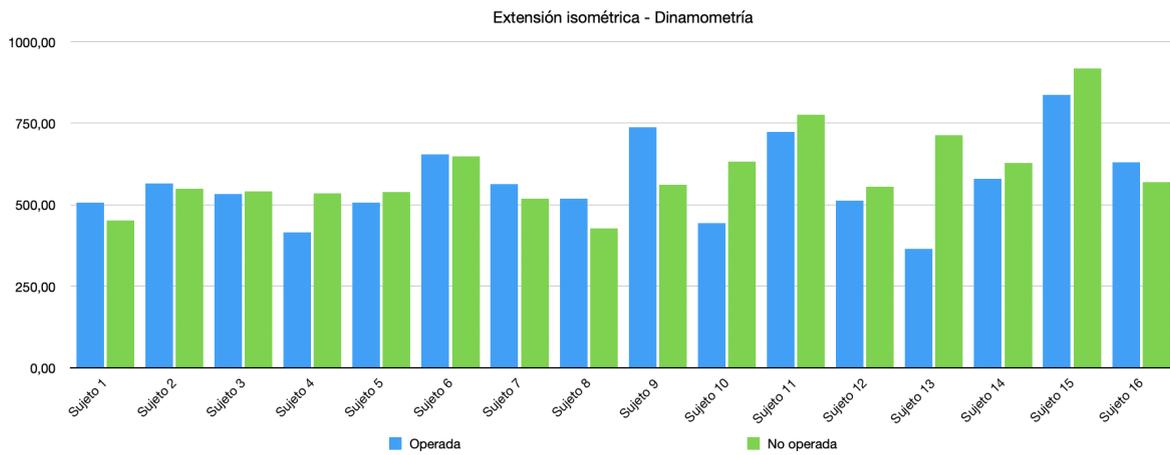


Figura 13. Pico de fuerza expresada en Newton (N) de extensión isométrica evaluado mediante dinamometría

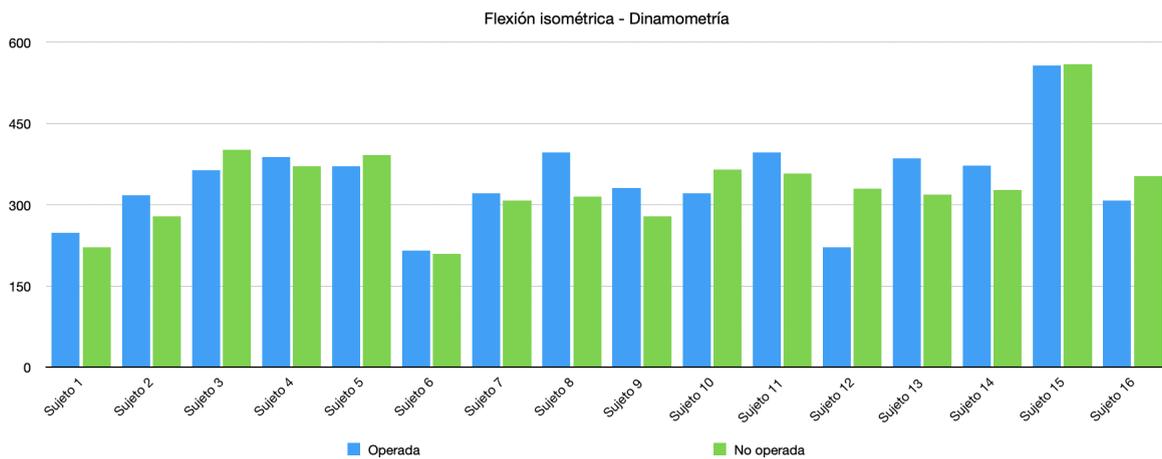


Figura 14. Pico de fuerza expresada en Newton (N) de flexión isométrica evaluado mediante dinamometría

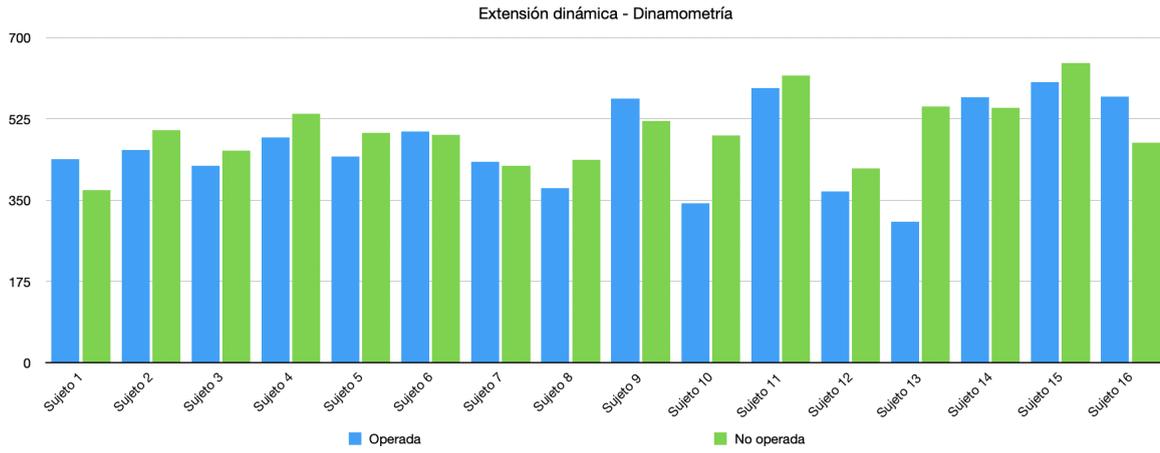


Figura 15. Pico de fuerza expresada en Newton (N) de extensión dinámica evaluado mediante dinamometría

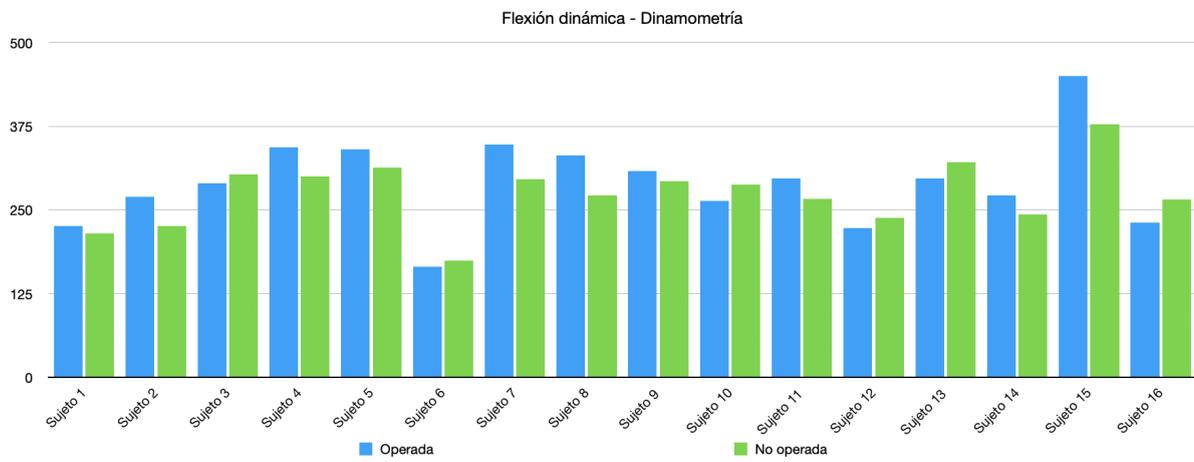


Figura 16. Pico de fuerza expresada en Newton (N) de flexión dinámica evaluado mediante dinamometría.