



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Relación del Test de Thomas Modificado con la medición del Myoton en los músculos flexores de cadera en sujetos asintomáticos: estudio observacional.

Relation between the Thomas Modified Test and the measurement of hip flexor muscles using a Myoton in asymptomatic subjects: An observational study.

Autor/es

Miguel Angel Ortiz Pradel

Director/es

César Hidalgo García

Facultad Ciencias de la Salud
Grado en Fisioterapia
Año 2021

Índice.

Resumen.....	1
1. Introducción.	2
1.1. Justificación.....	8
2. Objetivos.....	9
2.1. General.	9
2.2. Específicos.	9
3. Material y métodos.....	10
3.1. Diseño del estudio.	10
3.2. Criterios de selección.	10
3.3. Procedimientos.	11
3.3.1. Medición MyotonPRO:	11
3.3.2. Test de Thomas Modificado:	12
3.4. Variables de estudio.	14
3.5. Análisis de los datos.	14
4. Resultados.	16
4.1. Descripción de la muestra.....	16
4.2. Correlaciones.....	20
4.2.1. Extensión de cadera y tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas-ilíaco.	20
4.2.2. Abducción de cadera y tono, rigidez y elasticidad de los músculos tensor de la fascia lata y glúteo medio.....	21
4.2.3. Flexión de rodilla y tono, rigidez y elasticidad de los músculos recto anterior, vasto medial y vasto lateral.	22
5. Discusión.	25
5.1. Limitaciones.	30
6. Conclusiones.	31
7. Bibliografía.....	32
Anexo I.....	40
Anexo II.	41
Anexo III.....	43

Resumen.

Introducción.

La articulación de la cadera es capaz de realizar movimientos de gran amplitud. De ellos la extensión de cadera tiene especial relevancia por su importancia funcional y por su afectación en la patología. La principal estructura responsable de la movilidad limitada de extensión de cadera es la musculatura flexora. El Test de Thomas Modificado es utilizado frecuentemente como prueba de triaje para evaluar su extensibilidad. Se han desarrollado dispositivos portátiles como el MyotonPRO, capaces de registrar características musculares como el tono, la elasticidad y la rigidez.

Objetivos.

Describir los valores del rango de movimiento (RDM) de extensión y abducción de cadera y flexión de rodilla del Test de Thomas Modificado y miotonometría de los músculos poas-iliaco, tensor de la fascia lata (TFL), glúteo medio, recto anterior, vastos medial y lateral. Analizar las correlaciones entre el RDM de extensión, abducción de cadera y flexión de rodilla y los valores de tono, rigidez y elasticidad de los músculos.

Metodología.

A través de un estudio descriptivo, observacional de carácter transversal se realizó el Test de Thomas Modificado a 10 sujetos asintomáticos para medir el RDM de extensión de cadera y flexión de rodilla, mediante un inclinómetro, mientras para la abducción de cadera se utilizó un goniómetro. El MyotonPRO se utilizó para el registro del tono, la rigidez y la elasticidad de los músculos.

Resultados.

La media de los valores en el Test de Thomas Modificado para la extensión de cadera fueron de $5,40 \pm 2,36^\circ$ y $5,21 \pm 2,92^\circ$, para la abducción $7,40 \pm 3,27^\circ$ y $7,20 \pm 3,01^\circ$ y para la flexión de rodilla $49 \pm 6, 55^\circ$ y $52 \pm 8,34^\circ$. El músculo que presentó mayor rigidez fue el vasto lateral izquierdo, mayor elasticidad el TFL izquierdo y mayor tono el poas-iliaco derecho. Se obtuvo una correlación significativa entre la abducción de cadera izquierda y la elasticidad del glúteo medio presentando una asociación negativa fuerte.

Conclusiones.

La muestra presentó un Test de Thomas Modificado positivo para la extensión de cadera bilateralmente y la flexión de rodilla derecha. En la muestra analizada, los músculos con mayor rigidez, elasticidad y tono fueron el vasto lateral izquierdo, el TFL izquierdo y el poas-iliaco derecho, respectivamente. El análisis de correlaciones permitió establecer una asociación significativa entre el ángulo de abducción de cadera izquierda y la elasticidad del músculo glúteo medio izquierdo. El resto del análisis no permitió establecer asociaciones significativas.

1. Introducción.

La articulación de la cadera o coxofemoral es la más proximal del miembro inferior, conectando el esqueleto axial con la extremidad inferior. Está constituida por la cabeza femoral, cuya geometría es similar a dos tercios de una esfera, y el acetábulo, que pertenece al hueso de la pelvis y tiene forma de copa (1). Sus principales funciones son, transferir el peso del cuerpo desde el esqueleto axial a las extremidades inferiores en posturas tanto estáticas como dinámicas y orientar el miembro inferior en todas las direcciones del espacio (2). Se clasifica como una articulación sinovial de tipo enartrosis por la forma de sus dos superficies articulares congruentes cuasi esféricas, una cóncava y otra convexa, que permiten una gran movilidad en todos los planos del espacio (2).

A diferencia de la articulación glenohumeral, la cadera presenta una gran coaptación, proporcionada por la anatomía ósea, que junto con las fuerzas estabilizadoras de la cápsula fibrosa y la anatomía neuromuscular permiten que se puedan realizar movimientos de excesiva amplitud con gran estabilidad (2, 3). En el plano sagital, el rango de movimiento (RDM) de flexión activa es de 90° con la rodilla extendida y de 120° con la rodilla flexionada, mientras que la extensión activa de cadera es de 20° , llegando a 30° con la participación del raquis lumbar, siendo mucho menor por la acción del ligamento iliofemoral. En el plano frontal, el RDM de abducción es de 45° , limitado por el impacto óseo del cuello del fémur con la ceja cotiloidea o por la acción de los músculos abductores y los ligamentos ilio y pubofemorales. Sin embargo, el movimiento de aducción de cadera no existe de manera pura ya que en posición de referencia ambos miembros están en contacto. Existen movimientos de aducción combinados con extensión o flexión de cadera que acompañándose de una inclinación de la pelvis y raquis alcanza una amplitud de 30° . En el plano axial, el RDM de rotación interna es de 30° - 40° , mientras que el de rotación externa es 60° . Además, la combinación simultánea de los movimientos en los tres planos genera el movimiento de circunducción (2).

El RDM de cadera es necesario para realizar tareas diarias como caminar, subir escaleras, levantarse de una silla, levantar peso desde una posición en

cuclillas o sentarse con las piernas cruzadas, así como en actividades atléticas como correr, montar en bicicleta, jugar a fútbol, o escalar, entre otros. Son igualmente importantes los factores estabilizadores, ya que soporta fuerzas compresivas durante todas las actividades de la vida diaria que se ven incrementadas notablemente con las actividades atléticas (4).

Dichas propiedades biomecánicas se ven alteradas en situaciones patológicas de la cadera como, alteraciones de la morfología ósea (coxa valga o vara) cambios en el ángulo de anteversión femoral, pinzamiento femoroacetabular, o en en la displasia de cadera (5-7). También se puede ver comprometida por alteración de estructuras cartilaginosas como la lesión del labrum acetabular, la presencia de cuerpos libres intraarticulares o la lesión del cartílago articular en la coxartrosis (8-10) Igualmente puede existir laxitud capsular e inestabilidad de cadera a causa de un gran traumatismo o microtraumatismos de repetición que provocan la laxitud del ligamento iliofemoral (11). Finalmente, lesiones de los tejidos blandos periarticulares como tendinitis del psoas ilíaco, cadera en resorte, bursitis trocantérea o lesión del tendón glúteo, pueden ocasionar disfunciones en la articulación (7, 12-14).

De entre los movimientos más importantes funcionalmente y que a su vez más se afectan en la patología coxofemoral, la extensión de cadera tiene especial relevancia. La extensión de la cadera es fundamental para la marcha, ya que al realizar un paso la cadera pasa de 35° de flexión a 10° de extensión progresivamente, interviniendo de forma directa en la carga adecuada del tobillo en el apoyo terminal de la fase de apoyo. Así como en la generación de fuerzas propulsoras, necesarias para impulsar el cuerpo hacia adelante durante la marcha. Particularmente, la extensión de la cadera aumenta la capacidad de generar fuerza, actuando como un precursor de la flexión de cadera (15).

La disfunción que conlleva a la movilidad limitada de extensión de cadera puede estar provocada por diferentes estructuras. Como informaron Eitzen et al (16) en su estudio, la alteración de la anatomía de la articulación en pacientes con coxartrosis provoca que caminen con una excursión reducida del plano sagital, menor extensión de la cadera y menor momento de flexión.

Por otro lado, la afectación de una estructura neural, como la neuropatía femoral, también puede reducir la movilidad de la cadera como apuntan Hoon et al (17). Los síntomas clínicos típicos de dicha patología incluyen dolor en la ingle, flexo-extensión de la cadera limitada, parálisis del cuádriceps y sensibilidad ausente o reducida de la región anterior del muslo.

La principal estructura responsable de la limitación de extensión de cadera es la musculatura flexora de cadera (18). Este grupo muscular lo forman fundamentalmente: el psoas ilíaco, el recto anterior del cuádriceps, el tensor de la fascia lata y el sartorio (1, 19):

- El músculo psoas-ilíaco es un complejo muscular formado por los vientres de los músculos psoas e iliaco. El psoas tiene origen a lo largo de los cuerpos de las vértebras torácicas lumbares (desde T12 hasta L4), las apófisis transversas de las vértebras lumbares primera a quinta y los discos intervertebrales. El ilíaco tiene un amplio origen a lo largo de la fosa ilíaca. Ambos descienden convergiendo en un mismo tendón que se inserta en el trocánter menor del fémur. Su función principal es la flexión de cadera, siendo el principal flexor de esta, además de realizar rotación externa de cadera.
- El músculo recto femoral es biarticular ya que cruza la articulación de la cadera y la articulación de la rodilla, siendo uno de los cuatro vientres musculares que conforman el cuádriceps. Tiene su origen en la espina iliaca antero-inferior (EIAI) y su porción refleja en el borde craneal del acetábulo. Desciende por la cara anterior del muslo de manera vertical, para unirse al resto de vientres en el tendón cuadriceps antes de su llegada a la rótula, y finalmente insertarse en la tuberosidad tibial a través del tendón rotuliano. Su función es flexión de cadera y extensión de rodilla.
- El músculo sartorio también es biarticular ya que cruza las articulaciones de la cadera y de la rodilla. Tiene origen en la espina iliaca antero-superior (EIAS) y desciende por la cara anterior del muslo de forma oblicua para insertarse en la cara medial de la tibia. Sus funciones son flexión, abducción y rotación externa de la cadera, así como flexión y rotación interna de rodilla.

- El músculo TFL es igualmente biarticular, se origina en el borde anterolateral de la cresta ilíaca y EIAS. Sus fibras musculares descienden brevemente por la cara lateral del muslo y convergen con la fascia lata para formar la banda iliotibial. Esta última estructura continúa descendiendo por la cara lateral del muslo para insertarse en el tubérculo lateral de la tibia o de Gerdy, y parte lateral de la rótula. Su principal función es la abducción de cadera, pero también participa en la flexión y rotación interna de la misma.

Aunque de forma más débil, los músculos pectíneos, grácil, aductor largo, aductor corto y aductor mayor también intervienen en la flexión de la cadera (19).

Las alteraciones en la flexibilidad y movilidad muscular de los flexores de cadera puede ser un factor clave en el desarrollo y perpetuación de numerosas disfunciones. Estas pueden conllevar un aumento de la inclinación pélvica hacia anterior, aumentando la lordosis lumbar, debido al acortamiento del recto anterior y del psoas-ilíaco, provocando dolor lumbar. Zafereo et al (20) observaron en su estudio que existía una fuerte relación entre los sujetos con limitación de extensión de cadera y los que presentaban dolor lumbar. De la misma manera, Van Dillen et al (21) observaron que los sujetos con dolor lumbar mostraban menos RDM de extensión de cadera que sujetos asintomáticos. A nivel de la cadera, el acortamiento de los flexores puede desembocar en el desarrollo de patologías como la osteoartritis de cadera (22), la necrosis avascular (23) o la cadera en resorte, en la que el chasquido de la cadera puede deberse al acortamiento del tensor de la fascia lata, por el roce con el trocánter mayor, la cual provoca dolor lateral en la cadera o por el acortamiento del tendón del psoas-ilíaco en la que el chasquido no suele provocar dolor (24). A nivel de la rodilla, la rigidez de la banda iliotibial es un factor importante en la translación patelar lateral ya que se inserta en el borde lateral de la rótula a través de la banda iliopatelar. El aumento de tensión tiene un efecto significativo sobre la posición de la rótula, aumentando el riesgo de sufrir patologías de la rodilla como el síndrome femorrotuliano (25). El acortamiento del músculo recto anterior es un factor

mecánico importante para la disminución del RDM de rodilla, además de contribuir a patologías de rodilla, como la tendinopatía rotuliana (25).

Un test ortopédico utilizado frecuentemente por fisioterapeutas y médicos deportivos como prueba de triaje para evaluar la extensibilidad de la cadera es el Test de Thomas. Debe su nombre al Dr. Hugh Owen Thomas, quien en 1878 creó esta prueba para descartar la contractura en flexión de la cadera. Para llevar el test a cabo, el paciente debe acostarse en decúbito supino sobre una camilla con ambas piernas estiradas. Este flexiona al máximo la cadera y la rodilla de una pierna manteniéndola en el pecho con sus manos, mientras la pierna contralateral permanece relajada y plana en la camilla. Se considera un test positivo cuando hay una flexión notable de la cadera de la pierna contralateral y/o la presencia de un espacio entre esta pierna y el plano de la camilla (26).

El Test de Thomas Modificado o prueba de Kendall se realiza de manera similar a la prueba de Thomas original, con la diferencia de que se lleva a cabo en el borde de la camilla. El sujeto se sienta en el extremo de la camilla, sostiene ambas rodillas contra el pecho y se tumba boca arriba. Una de ellas se mantiene contra el pecho, mientras que la extremidad contralateral se deja caer colgando sobre el borde de la camilla. Esta permite medir el ángulo máximo de extensión de la cadera en todos los individuos y no solo en los que presentan un déficit en la extensión de la cadera (27). Además, permite ver más específicamente el efecto del aumento de tono de los flexores biarticulares como recto femoral y tensor de la fascia lata (28).

Para la flexibilidad del psoas-ilíaco, se evalúa el ángulo de la cadera respecto a la horizontal. Se considera positivo su acortamiento si el muslo se coloca en flexión respecto a la camilla, es decir, que la cadera no alcanza los 0° de extensión. Para la flexibilidad del músculo recto femoral, se evalúa el ángulo de la flexión de rodilla evaluada (la extremidad inferior contralateral estabilizada en flexión de cadera contra el pecho del paciente). Se califica como negativo su acortamiento si la rodilla permanece en una posición estacionaria de 90°, y como positiva si la rodilla se extiende a una posición de menos de 90°. Por último, el tensor de la fascia lata se evalúa mediante el ángulo de abducción de cadera. El test se considera positivo si dicho ángulo

es igual o mayor a 5° de abducción, además de la aparición de un surco en la cintilla iliotibial, pudiendo demostrar un signo de tensión en esta (29). Algunos estudios han intentado ser más estrictos con los criterios de acortamiento de los músculos flexores en el Test de Thomas Modificado, particularmente para el psoas-ilíaco, los cuales lo sitúan como negativo a partir de $-9,69^\circ$ de extensión de cadera (30).

En diversos estudios se observa que cuando se controla la inclinación pélvica, el Test de Thomas Modificado es una prueba válida para evaluar el ángulo máximo de extensión de la cadera (28).

No obstante, existen factores de confusión tanto en el Test de Thomas como en el Test de Thomas Modificado que pueden invalidarlos: no considerar el movimiento lumbopélvico; la capacidad de flexión de la cadera; y el tamaño de la cintura o la circunferencia del muslo. El movimiento lumbopélvico puede influir en el resultado del Test de Thomas Modificado de dos maneras: 1) la inclinación pélvica anterior puede imitar la extensión de la cadera, generando un falso negativo o un ángulo de extensión de la cadera máxima aumentado, o 2) con la inclinación pélvica posterior. Así, un paciente con grandes circunferencias de muslo y cintura podría no agotar su capacidad de flexión de cadera antes de que su muslo y cintura hagan contacto, lo que supondría que la pelvis se incline hacia anterior durante la prueba (26).

En los últimos años, se han desarrollado métodos que evalúan cuantitativamente de forma fiable (31) las características mecánicas de los músculos y los tejidos blandos, como la miotonometría. Esta herramienta evalúa las características viscoelásticas del tejido músculo-esquelético y otros tejidos blandos, mediante dispositivos de medición portátiles, económicos y no invasivos como el MyotonPRO.

El MyotonPRO es uno de los modelos de miómetros existentes. Se trata de un dispositivo electrónico portátil, que es capaz de registrar múltiples características musculares como el tono, la elasticidad y la rigidez (32). Para ello el dispositivo aplica una pequeña perturbación a la piel que cubre el músculo. Luego, un acelerómetro mide las características de deformación del éste, utilizando las oscilaciones naturales amortiguadas por el retroceso del

músculo (33). El tono muscular es un estado de tensión fisiológico que presentan los músculos en estado de reposo (34). El MyotonPRO lo calcula como la frecuencia de oscilación natural que caracteriza al tono del músculo en estado de reposo, medida en Hercios (Hz), por lo que a más Hz mayor tono muscular (33, 35). La rigidez es la propiedad biomecánica que caracteriza la resistencia muscular a la contracción o a una fuerza externa que deforma su forma inicial (34). El dispositivo la mide en Newtons metro (N/m), por lo que a más N/m, mayor rigidez muscular (33). La elasticidad es la propiedad biomecánica de un músculo que caracteriza la capacidad de recuperar su forma inicial tras una contracción o una deformación provocada por la aplicación de una fuerza externa (34). El MyotonPRO la calcula como la disminución logarítmica de la oscilación natural de la onda, por lo que se mide en milisegundos (ms), es decir, la disipación mecánica de la energía en el tejido durante un ciclo de oscilación. La elasticidad es inversamente proporcional a los ms, por lo que una disminución de onda de 0 ms representa una elasticidad absoluta (33).

Varios estudios han demostrado que el dispositivo es fiable para evaluar las propiedades viscoelásticas de varios músculos y tendones, como cuádriceps, gastrocnemios, tendón de Aquiles, y bíceps braquial (36-39). Dichos estudios se llevaron a cabo tanto en poblaciones sanas como en personas con afecciones patológicas (lesión crónica de la médula espinal, demencia o accidente cerebrovascular agudo) (40-42).

1.1. Justificación.

Tanto la controversia existente sobre la fiabilidad del Test de Thomas Modificado debida a los diversos factores de confusión a los que se hacía referencia anteriormente como el reciente desarrollo de nuevos dispositivos portátiles, no invasivos (como el MyotonPRO), de fácil uso y capaces de medir las características mecánicas de los músculos, han llevado a el autor de este trabajo a explorar la utilidad real de estos dispositivos como método de triaje para evaluar la elasticidad de los músculos flexores de cadera en la práctica clínica habitual de fisioterapeutas y médicos deportivos.

2. Objetivos.

2.1. General.

Describir los valores de RDM durante el Test de Thomas Modificado, valores del tono, la rigidez y la elasticidad muscular del MyotonPRO de los músculos flexores de cadera y glúteo medio, vastos medial y lateral del cuádriceps, valores antropométricos y de nivel de actividad física en sujetos asintomáticos.

2.2. Específicos.

Describir los valores de RDM de extensión y abducción de cadera, flexión de rodilla y miotonometría de los músculos poas-ilíaco, TFL, glúteo medio, recto anterior, vastos medial y lateral en sujetos asintomáticos.

Analizar la correlación entre el RDM de extensión de cadera en el Test de Thomas Modificado y los valores de tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas-ilíaco en sujetos asintomáticos.

Analizar la correlación entre el RDM de abducción de cadera en el Test de Thomas Modificado y los valores de tono, rigidez y elasticidad de los músculos tensor de la fascia lata y glúteo medio en sujetos asintomáticos.

Analizar la correlación entre el RDM de flexión de rodilla y los valores de tono, rigidez y elasticidad de los músculos recto anterior, vasto medial y vasto lateral en sujetos asintomáticos.

3. Material y métodos.

3.1. Diseño del estudio.

Este es un estudio descriptivo, observacional, transversal, retrospectivo, que sigue la guía clínica STROBE (43). Se realizó acorde a los principios éticos de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (44). Los datos se recogieron entre los meses de marzo y de abril de 2021. Todos los sujetos participaron voluntariamente en el estudio y dieron su consentimiento informado y a cada uno de ellos se le asignó un número de identificación.

Previamente se registraron datos antropométricos y descriptivos como edad, peso, altura e índice de masas corporal a todos los sujetos (45). Además, se autoadministró el cuestionario de actividad física de Baecke (Baecke questionnaire of habitual physical activity) para proporcionar información sobre sus patrones de actividad habitual diaria en tres índices: el trabajo, el ocio y el deporte (46). Las actividades se puntúan en una escala del 1 al 5. Una puntuación de 5 indica mayor actividad y 1 indica la menor actividad para cada índice (46):

1. Cálculo del índice de trabajo:

$$[I1 + (6-I2) + I3 + I4 + I5 + I6 + I7 + I8] / 8$$

2. Cálculo del índice de deporte:

$$(I9 + I10 + I11 + I12) / 4$$

3. Cálculo del índice de ocio:

$$[(6-I13) + I14 + I15 + I16] / 4$$

3.2. Criterios de selección.

Los criterios de inclusión fueron sujetos asintomáticos mayores de 18 años, además de aceptar el consentimiento informado de manera voluntaria para participar en el estudio. Los criterios de exclusión fueron presentar síntomas

actuales de dolor o lesión musculoesquelética o neuromuscular, en la espalda o en las extremidades inferiores (26).

3.3. Procedimientos.

Todas las pruebas se realizaron en una clínica de fisioterapia en un entorno constante de temperatura (20°C) e iluminación. Se pidió a los participantes que usaran pantalón corto y camiseta para todas las evaluaciones y se abstuvieron de hacer ejercicio un mínimo de 4 horas antes de la sesión de evaluación. El procedimiento se llevó a cabo por dos evaluadores, uno de ellos era fisioterapeuta con experiencia y el otro, era estudiante de 4º curso del Grado de fisioterapia en la Universidad de Zaragoza. Cada evaluador asistió a 2 talleres de instrucción para familiarizarse con el protocolo de evaluación y los procedimientos estandarizados para recopilar datos mediante inclinometría, goniometría y miotonometría (45).

3.3.1. Medición MyotonPRO:

El MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia) se utilizó para el registro del estado de tensión muscular, aportando en este sentido datos sobre el estado del tono, la rigidez, la elasticidad de los tejidos del miembro inferior de manera bilateral. Las mediciones se realizaron con el sujeto tumbado y relajado. Previamente se midieron con una cinta métrica (marca Lufkin), de 1 cm de ancho y 1 m de largo, flexible pero inextensible, con una resolución de lectura de 0.1 cm y se marcaron con un bolígrafo epidérmico las localizaciones del lugar de medición en los músculos (30, 36) (*Anexo II, Figura 1*):

- Recto anterior, a dos tercios de la distancia entre la EIAS y el polo superior de la rótula.
- Vasto medial, al 80% de la distancia entre EIAS e interlinea articular en la localización del ligamento lateral interno.

- Vato lateral, a dos tercios de la distancia entre la EIAS y parte lateral de la rótula.
- Vientre del TFL, a un sexto de la distancia inicial entre el epicóndilo femoral lateral y la EIAS.
- Psoas-iliaco, en la parte más craneal y superficial del músculo en el triángulo de Scarpa, medial músculo al sartorio.
- Glúteo medio, en el punto medio entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor.

A continuación, el MyotonPRO se colocó en estos puntos de medición de manera que la sonda se situaba perpendicular a la superficie de la piel sobre el vientre y tendón muscular de interés. El investigador aplicó a la sonda una precarga constante (0,18 N), y el dispositivo entregó un impulso mecánico rápido (15 ms), de fuerza baja (0,4 N), que induce oscilaciones naturales amortiguadas de los tejidos subyacentes, que el dispositivo registra mediante un sensor de aceleración digital (31, 36, 37) (*Anexo II, Figura 2*). Los parámetros obtenidos fueron (1) Tono (frecuencia de oscilación natural que caracteriza el tono del músculo en estado de reposo) medido en Hercios (Hz), (2) Elasticidad (disminución logarítmica de la oscilación natural, que caracteriza la elasticidad) medida en milisegundos (ms), (3) Rigidez dinámica (caracteriza la resistencia muscular a la contracción) medida en Newton metro (N/m) (47). El MyotonPRO expresa una excelente confiabilidad para todos los parámetros, con un Coeficiente de Correlación Interclase (ICC) que varía entre 0,91 a 0,99, con la excepción de la elasticidad (0,78-0,86), que sigue representando una buena fiabilidad (31).

3.3.2. Test de Thomas Modificado:

Previamente a la realización del Test de Thomas Modificado, el examinador procedió a la medición de los perímetros de la cintura y el muslo con el uso de una cinta métrica. El perímetro de cintura se midió con el sujeto en bipedestación, se colocó la cinta métrica rodeando la cintura a nivel intermedio entre el último arco costal y la cresta ilíaca. El perímetro de muslo se midió con el sujeto en bipedestación y pies ligeramente separados, de

forma que el peso corporal quedo distribuido entre ambos miembros inferiores, equilibradamente. La cinta métrica se colocó rodeando el muslo, de forma perpendicular al eje longitudinal del fémur, en el punto medio entre la EIAS y el borde superior de la rótula (48) (*Anexo II, Figura 3*). A continuación, se colocaron marcadores en las EIAS para la medición de la abducción de cadera.

En el Test Thomas Modificado, los examinadores evaluaron de forma bilateral el RDM de extensión de cadera y el RDM de flexión de rodilla. Se empleó un inclinómetro digital integrado mediante la aplicación móvil Clinometer (Peter Breitling, Alemania, Versión 4.9.2) (*Anexo II, Figura 4*). El RDM de abducción de cadera se midió mediante un goniómetro (Baseline, Estados Unidos) de acero inoxidable 360 grados, de dos ramas de 35 cm de longitud (*Anexo II, Figura 5*). Cada evaluación se realizó siguiendo la metodología descrita por Peeler and Anderson (45).

Para la realización del Test, se le indicó al sujeto que se colocara en el borde de la camilla sobre su tuberosidad isquiática, descansando el pliegue glúteo sobre la camilla y manteniendo los pies apoyados en el suelo. Se le pidió que colocara ambas manos por detrás del muslo de la pierna no testada, y que la llevara hacia su pecho lo máximo posible, flexionando la cadera y la rodilla, mientras, se reclinaba en posición de decúbito supino sobre la camilla con ayuda del evaluador (*Anexo II, Figura 6*). A continuación, el evaluador procedió a medir el rango de extensión de cadera mediante el inclinómetro digital, colocando el teléfono móvil en el punto medio entre EIAS y el polo superior de la rótula y el rango de flexión de rodilla colocando el teléfono móvil sobre el borde anterior de la tibia, distal a la interlinea articular femorotibial (49). Por último, el examinador procedió a medir la abducción de cadera mediante el uso de un goniómetro colocándolo en el plano frontal, situando el fulcro sobre la EIAS homolateral, la rama fija hacia la EIAS contralateral y la rama móvil alineada con diáfisis del fémur (27).

3.4. Variables de estudio.

Las variables sociodemográficas que se han recogido en el estudio han sido: 1) el sexo; 2) la edad; 3) y el índice de actividad habitual, mediante el cuestionario de Baecke, que valora a su vez tres variables, el índice de actividad física en el trabajo, en el ocio y en el deporte. Las variables antropométricas que se han medido son: 1) la altura; 2) el peso; 3) los perímetros del muslo de forma bilateral; 4) y el perímetro de la cintura de los sujetos.

Las variables recogidas en el Test de Thomas Modificados han sido el ángulo de extensión y abducción de cadera y el ángulo de flexión de rodilla durante el Test, medido de forma bilateral.

Las variables recogidas en las mediciones del MyotonPRO han sido el tono, la rigidez y la elasticidad muscular de los músculos psoas-ilíaco, TFL, glúteo medio, recto femoral, vasto lateral y vasto medial de ambos miembros inferiores.

Todas ellas son variables cuantitativas exceptuando el sexo que es cualitativa nominal.

3.5. Análisis de los datos.

Para el análisis de los datos se utilizó el software SPSS (SPSS versión 22.0, IBM, EE. UU.) donde los datos obtenidos fueron procesados y a partir del cual se obtuvieron los resultados. Para ello, se hizo un análisis descriptivo, donde se calculó la media y desviación estándar (DE) de las variables cuantitativas; la mediana el mínimo y el máximo para los Índices de actividad física del Cuestionario de Baecke, así como la frecuencia de las variables nominales (50).

Para conocer si las variables seguían una distribución normal se realizaron las pruebas de normalidad de Shapiro-Wilk, ya que la muestras es $n < 30$ (51). Por otro lado, para realizar el análisis de correlación entre las variables cuantitativas de RDM del Test de Thomas y los valores del Myoton (Tono,

Rigidez y Elasticidad) de los músculos que intervienen en cada RDM, se llevó a cabo, a través del coeficiente de correlación Rho de Spearman para pruebas no paramétricas (no poseen una distribución normal) y la p de Pearson para pruebas paramétricas (poseen una distribución normal). Los resultados se consideraron estadísticamente significativos si $p < 0,05$ (50, 52). Para la interpretación del valor rho de Spearman y la P de Pearson se ha considerado la clasificación del grado de asociación presentada por Martínez et al. para el valor r (53), que considera:

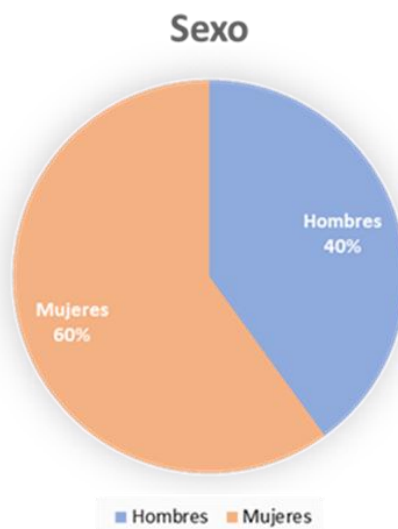
- $r < 0,30$: asociación débil.
- $0,30 \leq r \leq 0,70$: asociación moderada.
- $r > 0,70$: asociación fuerte.

4. Resultados.

4.1. Descripción de la muestra.

Se aceptaron en el estudio a 10 sujetos que cumplían todos los criterios de inclusión, de los cuales, el 60% fueron mujeres y el 40% hombres (*Gráfico 1*).

Gráfico 1. Sexo de sujetos.



Las características sociodemográficas y antropométricas se muestran en la *Tabla 1*. La edad media de la muestra es de 26,90 años con una desviación estándar (DE) $\pm 5,43$ y una media de peso de $65,40 \pm 8,80$ kg. En cuanto a la altura, nos encontramos que la muestra presenta una media de $174 \pm 12,33$ cm. En relación con el volumen de muslo y cintura, hallamos una media en el perímetro del muslo derecho de $55,58 \pm 4,01$ cm, mientras que en el izquierdo es de $54,83 \pm 3,55$ cm. A su vez, la media del perímetro de la cintura es de $78,20 \pm 8,82$ cm.

El índice de actividad física habitual de la muestra, medido mediante el Cuestionario de Baecke, se muestra en la *Tabla 1*. En la tabla se refleja la mediana, el mínimo y el máximo de los Índices de actividad en el Trabajo, en el Ocio y en el Deporte. Se puntuaron los índices de actividad física habitual, con un valor mínimo de 1 punto y un valor máximo de 5. El Índice de Deporte es en el que hallamos los resultados más elevados entre los sujetos de la

muestra, cuya mediana es de 5 puntos, lo cual indica que la mayoría de los sujetos obtienen la máxima puntuación de actividad física deportiva, destacando un solo sujeto con 1 punto, considerándose un valor atípico en el caso de esta muestra. El Índice de Ocio muestra una mediana de 3 puntos, siendo de 2 puntos el mínimo y de 3 el máximo, por lo que muestra poca dispersión en la muestra. Misma puntuación ofrece la mediana del Índice de Trabajo con 3 puntos, obteniendo un mínimo de 1 punto y un máximo de 3 puntos.

Tabla 1. Resumen descriptivo de las variables sociodemográficas y antropométricas.

Datos sociodemográficos y antropométricos		n=10
Sexo (H/M) %		40/60
Edad (Años) Media (DE)		26,90 ± 5,43
Peso (Kg) Media (DE)		65,40 ± 8,80
Altura (cm) Media (DE)		174,05 ± 12,33
Perímetros (cm) Media (DE)	Muslo Dcho.	55,58 ± 4,01
	Muslo Izq.	54,83 ± 3,55
	Cintura	78,20 ± 8,82
Cuestionario Actividad física Baecke Mediana (Máx-Mín)	Índice de Trabajo	3,0 (1-3)
	Índice de Deporte	5,00(1-5)
	Índice de Ocio	3,00 (2-4)

i. DE: Desviación estándar; H: Hombre; Kg: Kilogramos; M: Mujer; cm: centímetros; Máx: máximo; Mín: Mínimo.

En lo que respecta a los datos descriptivos del RDM de extensión y abducción de cadera y de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado que ha ofrecido la muestra. En la *Tabla 2*, se observan las medias y DE obtenidas de los RDM durante el Test de Thomas Modificado para la extensión y abducción de cadera y la flexión de rodilla. Se observa RDM similares en la movilidad de cadera derecha e izquierda, ya que la media de extensión de cadera derecha es de $5,40 \pm 2,36^\circ$ mientras que en la izquierda es de $5,21 \pm 2,92^\circ$, y la media en la abducción de cadera derecha es de $7,40 \pm 3,27^\circ$ y en la izquierda es de $7,20 \pm 3,01^\circ$. No obstante, se aprecia una leve diferencia bilateral en el RDM de flexión de rodilla, obteniendo una media de 49 ± 6 ,

55° en la derecha y de $52 \pm 8,34^\circ$ en la izquierda, siendo ésta levemente superior.

Tabla 2. Datos descriptivos de los RDM en el Test Thomas Modificado.

RDM Test Thomas Modificado (Grados)		n = 10*
Miembro derecho	Ext. cad	5,40 ± 2,36
	Abd. cad	7,40 ± 3,27
	Flex. rod	49,00 ± 6,55
Miembro izquierdo	Ext. cad	5,21 ± 2,92
	Abd. cad	7,20 ± 3,01
	Flex. rod	52,60 ± 8,35

i. Abd: Abducción; cad: Cadera; Ext: Extensión; Flex: Flexión; RDM: Rango de movimiento; rod: Rodilla.

* Media y desviación estándar.

En cuanto a la medición de los parámetros de tono, rigidez y elasticidad muscular, llevadas a cabo con el MyotonPRO, en los músculos psoas-ilíaco, TFL, glúteo medio, recto femoral, vasto lateral y vasto medial de ambos miembros inferiores.

La *Tabla 3*, muestra las medias y DE obtenidas de las variables de tono, rigidez y elasticidad muscular. En relación con la elasticidad cabe destacar que el músculo TFL izquierdo es el que presenta mayor elasticidad, ya que tiene la media más baja, siendo esta de $0,84 \pm 0,13$ ms. A este le sigue el psoas-ilíaco de ambos miembros, mostrando una media de $0,85 \pm 0,12$ ms en el derecho y $0,86 \pm 0,16$ ms en el izquierdo. El TFL derecho también muestra una buena elasticidad, con una media de $0,98 \pm 0,34$ ms. Por el contrario, el músculo con menor elasticidad es el vasto lateral izquierdo con una media de $1,47 \pm 0,22$. El recto femoral izquierdo presenta una media de $1,42 \pm 0,20$ ms, el vasto lateral derecho ($1,40 \pm 0,21$ ms) y el recto femoral derecho ($1,37 \pm 0,12$ ms), que representan los músculos con menor flexibilidad.

En cuanto a la rigidez, los músculos que presentan mayor valor en la muestra son el vasto lateral izquierdo, con una media de $305,30 \pm 31,07$ N/m, y el derecho con unos resultados de $297,47 \pm 34,27$ N/m. Le siguen el psoas-ilíaco derecho e izquierdo con medias de $281,97 \pm 79,87$ N/m y $269,30 \pm 68,83$ N/m respectivamente. El músculo glúteo medio, tanto derecho como izquierdo, destacan por presentar menor rigidez de forma acusada ya que sus valores son de $162,73 \pm 32,22$ N/m en el caso del derecho, y de $169,77 \pm$

43,45 N/m el izquierdo. Mientras tanto, el resto se sitúan en un rango intermedio, siendo el TFL derecho el que muestra mayor rigidez de este grupo con $253,53 \pm 55,72$ N/m y el recto femoral izquierdo con $244,77 \pm 18,36$ N/m. A éstos les siguen el TFL izquierdo ($240,67 \pm 44,81$ N/m), el recto femoral derecho ($233 \pm 19,79$) y el vasto medial derecho e izquierdo ($211,70 \pm 33,41$ y $212,75 \pm 48,28$ N/m).

Por ultimo los datos no indican grandes diferencias entre el tono de los músculos medidos. Los músculos que presentan mayor tono son, el psoas-iliaco derecho e izquierdo con una media de $15,92 \pm 2,53$ Hz y $15,48 \pm 2,48$ Hz respectivamente, muy similar al vasto lateral izquierdo y derecho, con unos valores medios de $15,60 \pm 1,41$ Hz y $15,54 \pm 0,99$ Hz. A ellos le siguen el TFL derecho e izquierdo ($14,30 \pm 1,70$ y $14,44 \pm 1,26$ Hz) y el recto femoral derecho e izquierdo ($13,76 \pm 0,63$ y $13,68 \pm 0,45$ Hz). Por su parte, el glúteo medio izquierdo y derecho presentan el tono muscular más bajo con $11,76 \pm 1,46$ y $11,50 \pm 1,53$ Hz, seguidos por el vasto medial derecho e izquierdo ($12,81 \pm 1,11$ y $12,83 \pm 1,77$ Hz).

Tabla 3. Datos descriptivos de la miotometría.

Medias MyotonPro	Tono (Hz)		Rigidez (N/m)		Elasticidad (ms)	
	MI Dcho.	MI Izq.	MI Dcho.	MI Izq.	MI Dcho.	MI Izq.
Psoas-iliaco	15,92 $\pm 2,53$	15,48 $\pm 2,28$	281,97 $\pm 79,87$	269,30 $\pm 68,83$	0,85 $\pm 0,12$	0,86 $\pm 0,16$
TFL	14,30 $\pm 1,70$	14,44 $\pm 1,26$	253,53 $\pm 55,72$	240,67 $\pm 44,81$	0,98 $\pm 0,34$	0,84 $\pm 0,13$
Glúteo medio	11,50 $\pm 1,53$	11,76 $\pm 1,46$	162,73 $\pm 32,22$	169,77 $\pm 43,45$	1,14 $\pm 0,50$	1,12 $\pm 0,37$
Recto femoral	13,76 $\pm 0,63$	13,68 $\pm 0,45$	233,00 $\pm 19,79$	244,77 $\pm 18,36$	1,37 $\pm 0,12$	1,42 $\pm 0,20$
Vasto lateral	15,54 $\pm 0,99$	15,60 $\pm 1,41$	297,47 $\pm 34,27$	305,30 $\pm 31,07$	1,40 $\pm 0,21$	1,47 $\pm 0,22$
Vasto medial	12,81 $\pm 1,11$	12,83 $\pm 1,77$	211,70 $\pm 33,41$	212,75 $\pm 48,28$	1,17 $\pm 0,22$	1,22 $\pm 0,25$

i. Dcho: Derecho; Hz: Hercios; Izq: Izquierdo; ms: milisegundos; N/m: Newtons/metro.

4.2. Correlaciones.

4.2.1. RDM de extensión de cadera y el tono, la rigidez y la elasticidad del músculo psoas-ilíaco.

El análisis de la correlación entre el RDM de extensión de cadera en el Test de Thomas Modificado y los valores de tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas-ilíaco exponen unos resultados que se muestran en la *Tabla 4*. En ella se puede observar la asociación existente entre el RDM de extensión de cadera durante el Test de Thomas Modificado y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas-ilíaco derecho e izquierdo, mediante la P de Spearman y su nivel de significación mediante el P-valor.

Estos datos no muestran una correlación significativa entre los parámetros de tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas-ilíaco derecho e izquierdo y el RDM de extensión de cadera durante el Test de Thomas Modificado, ya que en todos se observa un nivel de significación $p > 0,05$. No obstante, cabe destacar que se aprecia una asociación positiva débil entre la elasticidad y la extensión de cadera izquierda ($p = 0,037$) y derecha ($p = 0,176$).

Tabla 4. Correlaciones entre el RDM de la extensión de cadera y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad de la miotometría.

Correlaciones Extensión de Cadera		Test Thomas Modificado Izq. (n=10)		Test Thomas Modificado Dcha. (n=10)	
		P	p	P	p
Psoas Izq.	Rigidez (N/m)	0,267	0,457		
	Elasticidad (ms)	0,037	0,919		
	Tono (Hz)	0,220	0,542		
Psoas Dcho.	Rigidez (N/m)			-0,032	0,929
	Elasticidad (ms)			0,176	0,627
	Tono (Hz)			0,019	0,958

i. Dcho: Derecho; Hz: Hercios; Izq: Izquierdo; ms: milisegundos; N/m: Newtons/metro.* $p < 0,05$

4.2.2. RDM de abducción de cadera y el tono, la rigidez y la elasticidad de los músculos tensor de la fascia lata y glúteo medio.

El análisis de las correlaciones entre el RDM de abducción de cadera en el Test de Thomas Modificado y los valores de tono, rigidez y elasticidad de los músculos TFL y glúteo medio, medidos con el MyotonPRO, se muestra en la *Tabla 5*.

En los resultados se observa una correlación significativa entre la abducción de cadera izquierda y la elasticidad del músculo glúteo medio izquierdo ($p=0,023$), presentando entre ambas una asociación negativa fuerte ($P= -0,703$). De la misma manera, la abducción de cadera izquierda y la elasticidad del TFL izquierdo presentan una asociación negativa moderada ($P= -0,597$) aunque, en este caso, la correlación está cerca de ser significativa ($p= 0,069$). El resto de las correlaciones se encuentran por encima del nivel de significación ($p<0,05$) pero, cabe subrayar, que también existe una asociación negativa moderada entre el parámetro de elasticidad de los músculos TFL y glúteo medio derechos ($P= -0,537$ y $P= -0,535$) y el RDM de abducción de cadera. Así, el parámetro del tono presenta una asociación positiva débil con el RDM de abducción de cadera en los músculos TFL derecho ($P= 0,199$) e izquierdo ($P= 0,243$) y glúteo medio izquierdo ($P= 0,043$), y moderada con el glúteo medio derecho ($P= 0,312$).

Tabla 5. Correlaciones entre el RDM de la abducción de cadera y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad de la miotometría.

Correlaciones Abducción de Cadera		Test Thomas Modificado Izq. (n=10)		Test Thomas Modificado Dcha. (n=10)	
		P	ρ	P	ρ
TFL Izq.	Rigidez (N/m)	0,074	0,839		
	Elasticidad (ms)	-0,597	0,069		
	Tono (Hz)	0,243	0,500		
TFL Dcho.	Rigidez (N/m)			-0,203	0,573
	Elasticidad (ms)			-0,537	0,110
	Tono (Hz)			0,199	0,581
Glúteo medio Izq.	Rigidez (N/m)	-0,401	0,251		
	Elasticidad (ms)	-0,703	0,023		
	Tono (Hz)	0,043	0,906		
Glúteo medio Dcho.	Rigidez (N/m)			0,365	0,300
	Elasticidad (ms)			-0,535	0,111
	Tono (Hz)			0,312	0,381

i. Dcho: Derecho; Hz: Hercios; Izq: Izquierdo; ms: milisegundos; N/m: Newtons/metro.* $p < 0,05$

ρ : se utilizó la rho de Spearman en variables no paramétricas.

4.2.3. RDM de flexión de rodilla y el tono, la rigidez y la elasticidad de los músculos recto anterior, vasto medial y vasto lateral.

En relación con el análisis de las correlaciones entre el RDM de flexión de rodilla y los valores de tono, rigidez y elasticidad de los músculos recto anterior, vasto medial y vasto lateral, medidos con el MyotonPRO, cuyos resultados se muestran en la *Tabla 6*.

Los resultados no se muestran correlaciones significativas entre los parámetros y el ángulo de flexión de rodilla durante el Test. Aunque es

destacable la significación que presenta el parámetro de rigidez del vasto lateral izquierdo ($p= 0,053$), ya que está muy próximo al nivel de significación ($p<0,05$). Esta rigidez presenta una asociación negativa moderada con el ángulo de flexión de rodilla ($P= -0,626$), misma asociación que los músculos vasto lateral derecho ($P= -0,359$) y recto femoral izquierdo ($P= -0,487$). El músculo recto femoral derecho ($P= -0,167$) y vasto medial izquierdo ($\rho= -0,199$) presentaron una asociación negativa débil.

En cuanto a la elasticidad, se observa una asociación positiva moderada en el músculo vasto lateral izquierdo ($P= 0,418$) y débil de los músculos recto femoral derecho e izquierdo ($P= 0,293$ y $\rho= 0,064$) y el vasto lateral derecho ($P= 0,158$). En cambio, el vasto medial derecho e izquierdo presentan una asociación negativa moderada ($P = -0,487$ y $P = -0,564$) con la flexión de rodilla.

Por último, parámetro del tono muestra una asociación negativa con la flexión de rodilla de forma general (recto femoral derecho $P= -0,145$, recto femoral izquierdo $P= -0,356$, vasto lateral derecho $P= -0,337$, vasto lateral izquierdo $\rho= -0,266$ y vasto medial izquierdo $P=-0,231$), con excepción del vasto medial derecho que muestra una asociación positiva débil ($P= 0,189$).

Tabla 6. Correlaciones entre el RDM de la flexión de rodilla derecha y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad de la miotometría.

Correlaciones Flexión de Rodilla		Test Thomas Modificado Izq. (n=10)		Test Thomas Modificado Dcha. (n=10)	
		P	ρ	P	ρ
Recto femoral Izq.	Rigidez (N/m)	-0,487	0,153		
	Elasticidad (ms)	0,064 (rho)	0,860		
	Tono (Hz)	-0,356	0,313		
Recto femoral Dcho.	Rigidez (N/m)			-0,167	0,644
	Elasticidad (ms)			0,293	0,411
	Tono (Hz)			-0,145	0,689
Vasto lateral Izq.	Rigidez (N/m)	-0,626	0,053		
	Elasticidad (ms)	0,418	0,229		
	Tono (Hz)	-0,266 (rho)	0,457		
Vasto lateral Dcho.	Rigidez (N/m)			-0,359	0,308
	Elasticidad (ms)			0,158	0,662
	Tono (Hz)			-0,337	0,341
Vasto medial Izq.	Rigidez (N/m)	-0,199 (rho)	0,637		
	Elasticidad (ms)	-0,564	0,145		
	Tono (Hz)	-0,231	0,581		
Vasto medial Dcho.	Rigidez (N/m)			0,053	0,892
	Elasticidad (ms)			-0,487	0,196
	Tono (Hz)			0,189	0,625

i. Dcho: Derecho; Hz: Hercios; Izq: Izquierdo; ms: milisegundos; N/m: Newtons/metro.* $p < 0,05$

ρ : se utilizó la rho de Spearman en variables no paramétricas.

5. Discusión.

Siguiendo los datos descriptivos del RDM de extensión de cadera, flexión de rodilla y abducción de cadera obtenidos durante el Test de Thomas Modificado, el test es positivo para los RDM de extensión de cadera en ambos miembros inferiores y para la flexión de rodilla derecha y negativo para el RDM de flexión de rodilla izquierda y la abducción de cadera en ambos miembros. Según los criterios normativos establecidos por Harvey (27) en su estudio, que se obtienen corrigiendo la inclinación pélvica hacia anterior durante el Test de Thomas Modificado, se muestran unos RDM normales de aproximadamente -12° de flexión de cadera, 52° para la flexión de la rodilla y 15° de abducción de la cadera en relación con la pelvis (27).

Ferber et al. en su estudio, ajustan el criterio normativo para RDM de extensión de cadera durante el Test de Thomas Modificado (30), siendo establecido el criterio crítico de $-9,69^\circ$ de flexión de cadera para valorar como negativo la inflexibilidad del psoas en el test. De manera que, siguiendo este criterio, el RDM de extensión de cadera sigue siendo positiva.

En cambio, según los criterios de Magee (29), el Test de Thomas Modificado se califica como positivo de acortamiento para músculo recto femoral si la rodilla se extiende a una posición de menos de 90° . El TFL se considera positivo de acortamiento si el RDM de cadera es igual o mayor a 5° de abducción. Y para el psoas-íliaco, se considera positivo su acortamiento si la cadera no alcanza los 0° de extensión. Por lo que, atendiendo a estos últimos criterios en este estudio el Test de Thomas Modificado, sería positivo para el RDM de flexión de rodilla y abducción de cadera en ambos miembros y negativo para el RDM de extensión de cadera en ambos miembros.

Los datos descriptivos obtenidos en las variables de tono y rigidez muscular medidas con el MyotonPRO oscilan entre, $12,81 \pm 1,11$ Hz y $15,92 \pm 2,53$ Hz el tono y $162,73 \pm 32,22$ N/m y $305,30 \pm 31,07$ N/m para la rigidez. Éstos son muy similares a los valores de normalidad establecidos por Llurda-Almuzara et al. en su estudio, que tuvo como objetivo proporcionar datos normativos sobre la respuesta neuromuscular del miembro inferior en sujetos

sanos (47). Los autores en su estudio obtuvieron valores que oscilaron entre $10,63 \pm 0,65$ Hz y $16,17 \pm 1,90$ Hz para el tono y $157,12 \pm 22,42$ N/m y $286,96 \pm 48,01$ N/m para la rigidez.

Gavronski et al. en su estudio, midieron la respuesta neuromuscular para el músculo recto femoral, obteniendo una media de $12,6 \pm 1,0$ Hz para el tono y de $219,1 \pm 20,4$ N/m para la rigidez (54). En nuestro estudio se encontraron valores muy similares para el mismo músculo, con una media de $13,76 \pm 0,63$ Hz para el tono y de $244,77 \pm 18,36$ N/m para la rigidez.

Así mismo, Chen et al. (39), estudiaron los mismos parámetros en los músculos recto femoral, vasto medial y vasto lateral, encontrando unos valores medios para el tono de $14,4 \pm 1,1$ Hz para el recto femoral, $12 \pm 0,9$ Hz para el vasto medial y $14,0 \pm 1,1$ Hz para el vasto lateral. Para la rigidez de $268,5 \pm 29,2$ N/m del recto femoral, $190,1 \pm 47,3$ N/m en el vasto medial y $249,6 \pm 24,3$ N/m para el vasto lateral. De igual manera, resultados semejantes a los obtenidos en este estudio.

En cuanto a la elasticidad, se pueden destacar los músculos psoas-ilíaco y TFL como los que presentan mayor elasticidad ($0,85 \pm 0,12$ ms el psoas-ilíaco y $0,84 \pm 0,13$ ms el TFL) de entre los músculos analizados. De igual manera que presentan mayor elasticidad que otros músculos medidos en diferentes estudios, como en el de Lohr et al. en el que los valores de la elasticidad de los erectores espinales en sujetos sanos presentan una media de $1,24 \pm 0,22$ ms (31).

Se encuentran datos semejantes respecto elasticidad mostrada por el músculo bíceps braquial ($1,2 \pm 0,4$ ms) en la publicación de Agyapong-Badu (38). En el que también se midió la elasticidad de recto femoral mostrando valores similares ($1,5 \pm 0,3$ ms) a los presentados en este estudio para dicho músculo ($1,37 \pm 0,12$ ms en el recto femoral derecho y $1,42 \pm 0,20$ ms en el izquierdo).

Los resultados hallados por Hein y Vain (55) para la elasticidad del recto femoral ($1,3 \pm 0,3$ ms) o que Gavronski et al. (54) para este mismo músculo ($1,4 \pm 0,4$ ms), arrojan nuevamente datos similares a los anteriores. En cambio, Aird et al. en su estudio, obtuvieron valores más elevados para la

elasticidad (1.7 ± 0.4 ms) y la rigidez (318.8 ± 26.8 N/m) del recto femoral, lo que significa que su muestra presentó menor elasticidad y mayor rigidez en el mismo (37). Aunque deben tenerse en cuenta las diferencias poblacionales de este último estudio con los anteriores, ya que la muestra utilizada por Aird et al. (37) tuvo una media de edad de 71,7 años, mientras que nuestro estudio se ha realizado en una muestra más joven (26,9 años de media), al igual que los de Llurda-Almuzara et al. (47), Lohr et al. (31), Gavronski et al. (54) o Hein y Vain (55), cuyas muestras fueron también más jóvenes con 21,84, 38 y 19 años de media de edad respectivamente. Es interesante observar que los valores parecen ser más pequeños en los grupos de menor edad, lo que puede sugerir que el tono y la rigidez de los músculos son mayores y la elasticidad es menor en las personas de mayor edad. Estos datos apoyan el estudio de Narici y Maffulli sobre los cambios en las características musculares que ocurren con el envejecimiento (56).

Los resultados obtenidos en el análisis de la correlación entre el RDM de abducción de cadera durante el Test de Thomas Modificado y el parámetro de elasticidad de los músculos TFL y glúteo medio, mostraron la influencia de la elasticidad sobre el RDM articular durante la prueba. Aunque la muestra no es suficiente para proporcionar datos de población normal, estos hallazgos están de acuerdo con los resultados de Hein y Vain, quienes reportaron una correlación significativa ($r = -0,56$, $p < 0,05$) entre la rigidez y elasticidad del músculo relajado y la puntuación de la prueba Sit and Reach (55). El hallazgo más relevante pertenece al músculo glúteo medio izquierdo, donde la existencia de una asociación negativa fuerte entre la abducción de cadera izquierda y la elasticidad del músculo glúteo medio izquierdo es significativa ($p = 0,023$). Es la misma asociación que muestran los resultados del RDM de abducción de cadera izquierda y la elasticidad del TFL izquierdo, que presentan una asociación negativa moderada, aunque en este caso no fue significativa ($p = 0,069$). También el resto de los músculos presentan una asociación negativa en cuanto al RDM de abducción de cadera y el parámetro de elasticidad, la cual tampoco es significativa. Esta asociación indica que cuánto menor RDM de abducción de cadera durante el Test de Thomas Modificado, mayor es la elasticidad de los músculos glúteo medio y TFL.

Los hallazgos del análisis de correlación entre el RDM de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad de los músculos recto femoral, vasto lateral y vasto medial, también señalan la influencia tanto de la elasticidad como de la rigidez muscular sobre el RDM articular durante el Test de Thomas Modificado. Datos que indican Hein y Vain en su estudio anteriormente nombrado (55). Pese a que los hallazgos mostrados en los resultados no arrojen correlaciones significativas entre los parámetros musculares y el ángulo de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado, cabe destacar los valores de rigidez que presenta el músculo vasto lateral izquierdo. Éste muestra una asociación negativa moderada con el ángulo de flexión de rodilla ($r = -0,626$), con un valor ($p = 0,053$) muy próximo al nivel de significación ($p < 0,05$). Todo ello indica que cuánto mayor era la rigidez muscular, menor era el ángulo de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado. Misma asociación negativa presentan los músculos vasto lateral derecho, recto femoral izquierdo y derecho y vasto medial derecho e izquierdo, resultados que refuerzan las conclusiones ofrecidas por Hein y Vain (55) o por Chang et al., que estudiaron cómo la rigidez del tendón de Aquiles aumentaba con la dorsiflexión del tobillo (57). Sin embargo, no se mostró significación entre el RDM de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado y el parámetro de rigidez en la muestra de nuestro estudio.

Por el contrario, Nakamura et al. (58) en su estudio, concluyen que el RDM de la dorsiflexión del tobillo podría estar relacionado con la tolerancia al estiramiento, pero no con la rigidez muscular pasiva. Aunque los resultados de este último pueden estar sesgados por las características de la muestra, ya que el estudio se realizó en población anciana.

En cuanto a la elasticidad, encontramos que existe una asociación positiva moderada en el músculo vasto lateral izquierdo y débil de los músculos recto femoral derecho e izquierdo y el vasto lateral derecho. Sin embargo, nuestro estudio no mostró significación. Pese a ello, esta asociación señala que cuanto mayor era la elasticidad en estos músculos, mayor era el RDM de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado, lo cual vuelve a apoyar en su estudio Hein y Vain (55).

También encontramos en los resultados una asociación negativa entre parámetro del tono y la flexión de rodilla de forma general, aunque en este estudio no se mostró significación. Lo cual parece indicar que existe cierta relación en que cuánto mayor era el tono muscular, menor era el ángulo de flexión de rodilla durante el Test de Thomas Modificado. En el análisis de esta correlación, además de poder observar las asociaciones entre los parámetros musculares de rigidez, elasticidad y tono y el RDM de flexión de rodilla, también encontramos una posible relación entre los parámetros de rigidez y elasticidad muscular, ya que mientras los músculos han ofrecido una asociación negativa de rigidez, también han ofrecido una asociación positiva de elasticidad, actuando de forma inversa entre ambas. Estos hallazgos están de acuerdo con los resultados de Wilson et al. quienes reportaron una correlación significativa ($r = -0.54, p < 0.05$) entre la rigidez y la flexibilidad de la musculatura (59), aunque los métodos utilizados fueron diferentes, éstos hallaron que cuánto mayor era la rigidez de un músculo, menor era la elasticidad y viceversa.

En los resultados del análisis de correlación entre el RDM de extensión de cadera durante el Test de Thomas Modificado y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad del músculo psoas, no se mostraron correlaciones significativas. De estos hallazgos solo se aprecia una asociación positiva débil entre la elasticidad del psoas-ilíaco derecho e izquierdo y el ángulo extensión de cadera derecha e izquierda, esto indica que cuánto mayor era el RDM durante el Test de Thomas Modificado, mayor elasticidad presentaba el músculo psoas-ilíaco. Sin embargo, este estudio no mostró significación en dicha correlación. La débil asociación que se muestra entre el parámetro de elasticidad del psoas-ilíaco y el RDM de extensión de cadera, así como la disparidad en las asociaciones del resto de parámetros, hacen pensar en la existencia de posibles errores de medición con el MyotonPRO en este músculo. También pudieron llevar a error alguna posible compensación pélvica en la realización del Test, como apuntan Vigotsky et al. en su estudio, en el que sugirieron que el Test de Thomas Modificado no es una medida válida de la extensión de la cadera a menos que se controle el movimiento lumbopélvico (26).

Este estudio muestra asociaciones entre el tono, la elasticidad y la rigidez medidos con el MyotonPRO y el RDM de cadera y rodilla durante el Test de Thomas Modificado. Éstas, a pesar de que generalmente no eran significativas debido al tamaño de la muestra, sugieren una relación entre las mediciones del MyotonPRO y el RDM de cadera y rodilla durante el Test de Thomas Modificado. Estos datos llevan a pensar que el MyotonPRO puede ser un dispositivo válido como test de triaje para los diferentes flexores de cadera. No obstante, sería necesario seguir investigando con el objetivo de establecer unos criterios normativos más estrictos que los establecidos por Llurda-Almuzara et al. (47) para el tono, la rigidez y la elasticidad.

De manera que, se sugieren futuras investigaciones con estudios que utilicen muestras más amplias y útiles para relacionar el test de Thomas Modificado con los parámetros de tono, rigidez y elasticidad medidos con el MyotonPRO.

5.1. Limitaciones.

El estudio presenta varias limitaciones. La primera es que la muestra es escasa y, por ello, no podemos sacar datos concluyentes sobre los resultados obtenidos. Aunque es posible que aumentando la muestra se hubiera obtenido significación en algunas correlaciones, sólo con futuros estudios se podrá establecer esta hipótesis. La segunda limitación es que la media de edad era muy baja, por lo que los resultados no son representativos para toda la población. La tercera ha sido que la relajación muscular durante las mediciones del MyotonPRO no se midió objetivamente, como, por ejemplo, mediante electromiografía, por lo que no fue posible tener la certeza de que los músculos estuvieran en un estado de reposo total en el momento de la medición. La cuarta limitación de este estudio fue que en algunas variables el MyotonPRO no registró los datos de todos los sujetos.

6. Conclusiones.

Nuestra muestra de 10 sujetos asintomáticos presentó un Test de Thomas Modificado positivo para los RDM de extensión de cadera en ambos miembros inferiores y para la flexión de rodilla derecha. Además, fue negativo para el RDM de flexión de rodilla izquierda y la abducción de cadera bilateralmente.

Los músculos que presentaron mayor rigidez en la muestra fueron los músculos vasto lateral izquierdo y derechos, seguidos por los músculos psoas-ilíaco derecho e izquierdo. Mientras los músculos con menor rigidez fueron los glúteos medio tanto derecho como izquierdo.

El músculo que se mostró con mayor elasticidad de la muestra fue el TFL izquierdo, seguido por los músculos TFL derecho, psoas-ilíaco derecho e izquierdo. Mientras que aquellos con menor elasticidad fueron vasto lateral izquierdo y el vasto lateral derecho y el recto femoral derecho.

Los músculos de la muestra que presentaron mayor tono fueron, el psoas-ilíaco derecho e izquierdo y vasto lateral izquierdo y derecho. Por el contrario, los músculos glúteo medio izquierdo y derecho, presentaron el tono muscular más bajo.

El análisis de correlaciones que fue realizado en la muestra permitió establecer una asociación significativa entre el RDM de abducción de cadera izquierda durante el Test de Thomas Modificado y el parámetro de elasticidad del músculo glúteo medio izquierdo, los cuales presentaron entre ambos una asociación negativa fuerte.

El resto del análisis de correlaciones no permitió establecer asociaciones significativas entre el RDM de cadera y rodilla durante el Test de Thomas Modificado y los parámetros de tono, rigidez y elasticidad medidos con el MyotonPRO. No obstante, los resultados parecen indicar que existió una asociación negativa entre el ángulo de flexión de rodilla y la rigidez de los músculos vasto lateral recto femoral. Así mismo, los resultados también sugieren que existió una asociación positiva entre la elasticidad de los músculos vasto lateral, vasto medial, y recto femoral y el ángulo de flexión de rodilla.

7. Bibliografía.

1. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus. Texto y atlas de anatomía. 3rd ed. Panamericana, editor. Madrid; 2012.
2. Kapandji A. Fisiología articular. 6th ed. Panamericana, editor. Toledo; 2007.
3. Glenister R, Sharma S. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip [Internet]. StatPearls. StatPearls Publishing; 2019 [citado 2021 Mayo 1]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30252275>.
4. Bowman KF, Fox J, Sekiya JK. A clinically relevant review of hip biomechanics. Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg [Internet]. 2010 [citado 2021 Mayo 1];26(8). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20678712/>.
5. Leunig M, Robertson WJ, Ganz R. Femoroacetabular Impingement: Diagnosis and Management, Including Open Surgical Technique. Oper Tech Sports Med. 2007 Oct 1;15(4):178–88.
6. Svenningsen S, Apalset K, Terjesen T, Anda S. Regression of femoral anteversion: A prospective study of intoeing children. Acta Orthop [Internet]. 1989 [citado 2021 Mayo 20];60(2):170–3. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2728876/>.
7. Tibor LM, Sekiya JK. Differential Diagnosis of Pain Around the Hip Joint [Internet]. Vol. 24, Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery. Arthroscopy; 2008 [citado 2021 Mayo 1]. p. 1407–21. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19038713/>.
8. CA, Sikka RS. Acetabular labral tears with underlying chondromalacia: A possible association with high-level running. Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg. 2005 Mayo 1;21(5):580–5.
9. Krebs VE. The role of hip arthroscopy in the treatment of synovial disorders and loose bodies. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. Lippincott Williams and Wilkins; 2003. p. 48–59.

10. Walton NP, Jahromi I, Lewis PL. Chondral degeneration and therapeutic hip arthroscopy. *Int Orthop*. 2004 Dic;28(6):354–6.
11. Shindle MK, Ranawat AS, Kelly BT. Diagnosis and Management of Traumatic and Atraumatic Hip Instability in the Athletic Patient. Vol. 25, *Clinics in Sports Medicine*. Elsevier; 2006. p. 309–26.
12. Winston P, Awan R, Cassidy JD, Bleakney RK. Clinical examination and ultrasound of self-reported snapping hip syndrome in elite ballet dancers. *Am J Sports Med*. 2007 Ene;35(1):118–26.
13. Hölmich P. Long-standing groin pain in sportspeople falls into three primary patterns, a “clinical entity” approach: A prospective study of 207 patients. *Br J Sports Med*. 2007 Abr;41(4):247–52.
14. Lequesne M, Mathieu P, Vuillemin-Bodaghi V, Bard H, Djian P. Gluteal tendinopathy in refractory greater trochanter pain syndrome: Diagnostic value of two clinical tests. *Arthritis Care Res [Internet]*. 2008 Feb 15 [citado 2021 Jun 4];59(2):241–6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18240186/>.
15. Wonsetler EC, Miller EL, Huey KL, Frye SE, Bowden MG. Association Between Altered Hip Extension and Kinetic Gait Variables. *Am J Phys Med Rehabil [Internet]*. 2018 Feb 1 [citado 2021 Jun 17];97(2):131–3. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29342022/>.
16. Eitzen I, Fernandes L, Nordsletten L, Risberg MA. Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to healthy controls: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord [Internet]*. 2012 [citado 2021 Mayo 2];13. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23256709/>.
17. Kim JH, Yoo SD, Kim DH, Han YR, Lee SA. Iliopsoas hematoma presenting with sudden knee extensor weakness: A case report. *Medicine (Baltimore) [Internet]*. 2020 Dic 11 [citado 2021 Mayo 2];99(50):e23497. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7738144/>.

18. Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Abr [citado 2021 Mayo 11];29(3):494–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19124245/>.
19. Yamane M, Aoki M, Sasaki Y, Kawaji H. Understanding the Muscle Activity Pattern of the Hip Flexors during Straight Leg Raising in Healthy Subjects. *Prog Rehabil Med* [Internet]. 2019 [citado 2021 Mayo 3];4(0):n/a. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32789254/>.
20. Zafereo J, Devanna R, Mulligan E, Wang-Price S. Hip stiffness patterns in lumbar flexion- or extension-based movement syndromes. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2015 Feb 1 [citado 2021 Ene 10];96(2):292–7. Disponible en: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003999314011307/fulltext>.
21. Van Dillen LR, McDonnell MK, Fleming DA, Sahrman SA. Effect of knee and hip position on hip extension range of motion in individuals with and without low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2000 [citado 2021 Ene 10];30(6):307–16. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10871142/>.
22. Bijl D, Dekker J, Van Baar ME, Oostendorp RAB, Lemmens AM, Bijlsma JWJ, et al. Validity of Cyriax's concept capsular pattern for the diagnosis of osteoarthritis of hip and/or knee. *Scand J Rheumatol* [Internet]. 1998 [citado 2021 Jun 16];27(5):347–51. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9808397/>.
23. Joe GO, Kovacs JA, Miller KD, Kelly GG, Koziol DE, Jones EC, et al. Diagnosis of avascular necrosis of the hip in asymptomatic HIV-infected patients: Clinical correlation of physical examination with magnetic resonance imaging. *J Back Musculoskelet Rehabil* [Internet]. 2002 [citado 2021 Jun 16];16(4):135–9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22387437/>.
24. Yen YM, Lewis CL, Kim YJ. Understanding and treating the snapping hip [Internet]. Vol. 23, *Sports Medicine and Arthroscopy Review*.

- Lippincott Williams and Wilkins; 2015 [citado 2021 Ene 10]. p. 194–9.
Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26524554/>.
- 25.Sprague AL, Smith AH, Knox P, Pohlig RT, Grävare Silbernagel K. Modifiable risk factors for patellar tendinopathy in athletes: A systematic review and meta-analysis [Internet]. Vol. 52, British Journal of Sports Medicine. BMJ Publishing Group; 2018 [citado 2021 Ene 10]. p. 1575–85. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30054341/>.
- 26.Vigotsky AD, Lehman GJ, Beardsley C, Contreras B, Chung B, Feser EH. The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. PeerJ [Internet]. 2016 [citado 2021 Ene 4];2016(8). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27602291/>.
- 27.Harvey D. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. Br J Sports Med [Internet]. 1998 [citado 2021 Ene 4];32(1):68–70. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1756061/>.
- 28.Kim GM, Ha SM. Reliability of the modified thomas test using a lumbo-plevic stabilization. J Phys Ther Sci [Internet]. 2015 [citado 2021 Ene 4];27(2):447. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4339157/>.
- 29.Magee D.J. Orthopedic Physical Assessment. 4th ed. Vol. 2002. Philadelphia, PA: WB Saunders; Hip; pp. 607–660.
- 30.Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. J Athl Train [Internet]. 2010 [citado 2021 Ene 10];45(4):344–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20617908/>.
- 31.Lohr C, Braumann KM, Reer R, Schroeder J, Schmidt T. Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. Eur J Appl Physiol [Internet]. 2018 Jul 1 [citado 2021 Abr

- 27];118(7):1349–59. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3867-2>.
- 32.Viir R, Laiho K, Kramarenko J, Mikkelsen M, Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myoemetric method. *J Mech Med Biol*. 2006 Jun 21; 06(02): 215-28.
- 33.Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clin Biomech* [Internet]. 2003 [citado 2021 Mayo 25];18(5):459–61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12763442/>.
- 34.Hainaut, Karl: *Introducción a la biomecánica*. 1ª ed., reimp. Barcelona: JIMS, 1982.
- 35.*Clin Biomech* [Internet]. 2003 [citado 2021 Mayo 25];18(5):459–61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12763442/>.
- 36.Huang J, Qin K, Tang C, Zhu Y, Klein CS, Zhang Z, et al. Assessment of passive stiffness of medial and lateral heads of gastrocnemius muscle, achilles tendon, and plantar fascia at different ankle and knee positions using the myotonPRO. *Med Sci Monit* [Internet]. 2018 Oct 23 [citado 2021 Abr 27];24:7570–6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30352050/>.
- 37.Aird L, Samuel D, Stokes M. Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: Reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Arch Gerontol Geriatr*. 2012 Sep 1;55(2):e31–9.
- 38.Agyapong-Badu S, Warner M, Samuel D, Stokes M. Measurement of ageing effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device. *Arch Gerontol Geriatr*. 2016 Ene 1;62:59–67.
- 39.Chen G, Wu J, Chen G, Lu Y, Ren W, Xu W, et al. Reliability of a portable device for quantifying tone and stiffness of quadriceps femoris and patellar tendon at different knee flexion angles. *PLoS One* [Internet].

- 2019 Jul 1 [citado 2021 Abr 27];14(7). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31365582/>.
- 40.Ko CY, Choi HJ, Ryu J, Kim G. Between-day reliability of MyotonPRO for the non-invasive measurement of muscle material properties in the lower extremities of patients with a chronic spinal cord injury. *J Biomech* [Internet]. 2018 May 17 [citado 2021 Abr 27];73:60–5.
- 41.Van Deun B, Van Den Noortgate N, Van Bladel A, Palmans T, Cambier D. The impact of paratonia on fine and gross motor function in older adults with mild and moderate dementia. *Alzheimer Dis Assoc Disord* [Internet]. 2019 [citado 2021 Abr 27];33(1):54–61. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30371515/>.
- 42.Lo WLA, Zhao JL, Chen L, Lei D, Huang DF, Tong KF. Between-days intra-rater reliability with a hand held myotonometer to quantify muscle tone in the acute stroke population. *Sci Rep* [Internet]. 2017 Dec 1 [citado 2021 Mayo 10];7(1):1–8. Disponible en: www.nature.com/scientificreports/.
- 43.Vandenbroucke JP, Von Elm E, Altman DG, Gøtzsche PC, Mulrow CD, Pocock SJ, et al. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE): Explanation and elaboration. *PLoS Med*. 2007 Oct;4(10):1628–54.
- 44.Manzini JL. DECLARACIÓN DE HELSINKI: PRINCIPIOS ÉTICOS PARA LA INVESTIGACIÓN MÉDICA SOBRE SUJETOS HUMANOS Análisis de la 5a Reforma, aprobada por la Asamblea General de la Asociación Médica Mundial en octubre del año 2000, en Edimburgo [Internet]. *Acta Bioethica*. 2000 [citado 2021 Mayo 20]. Disponible en: www.aabioetica.org.
- 45.Peeler JD, Anderson JE. Reliability limits of the modified Thomas test for assessing rectus femoris muscle flexibility about the knee joint. *J Athl Train* [Internet]. 2008 [citado 2021 Mayo 10];43(5):470–6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18833309/>.

46. Baecke JAH, Burema J, Frijters JER. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr* [Internet]. 1982 [citado 2021 Mayo 10];36(5):936–42. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7137077/>.
47. Llurda-Almuzara L, Pérez-Bellmunt A, López-de-Celis C, Aiguadé R, Seijas R, Casasayas-Cos O, et al. Normative data and correlation between dynamic knee valgus and neuromuscular response among healthy active males: a cross-sectional study. *Sci Rep* [Internet]. 2020 Dic 1 [citado 2021 Jun 1];10(1):1–10. Disponible en: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-74177-8>.
48. Ross WD, Marfell-Jones MJ. Kinanthropometry. En: Mac Dougall J. D., Winger HA y Green MJ editors. *Physiological Testing of Elite Athlete*. Mouvement Publications Inc. 1982. 6, P. 75-115.
49. Jenny JY. Measurement of the knee flexion angle with a smartphone-application is precise and accurate. *J Arthroplasty* [Internet]. 2013 Mayo [citado 2021 Mayo 10];28(5):784–7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23499407/>.
50. Altman DG. *Practical statistics for medical research*. Chapman and Hall ed. London; 1991.
51. Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*. 1965 Dic;52(3/4):591.
52. Pearson K, Filon LNG. VII. Mathematical contributions to the theory of evolution.— IV. On the probable errors of frequency constants and on the influence of random selection on variation and correlation. *Philos Trans R Soc London Ser A, Contain Pap a Math or Phys Character* [Internet]. 1898 Dic 31 [citado 2021 Mayo 20];191:229–311. Disponible en: <https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/1898RSPTA.191..229P/abstract>.
53. Martínez R, Hernández MJ, Hernández MV. *Psicometría*. Madrid: Alianza; 2006.

54. Gavronski G, Verakšič A, Vasar E, Maarros J. Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiol Meas* 2007;28(6):625-637.
55. Hein V, Vain A. Joint mobility and the oscillation characteristics of muscle. *Scand J Med Sci Sport* [Internet]. 1998 Feb 1 [citado 2021 Jun 1];8(1):7-13. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00222.x>.
56. Narici M V., Maffulli N. Sarcopenia: Characteristics, mechanisms and functional significance [Internet]. Vol. 95, *British Medical Bulletin*. Br Med Bull; 2010 [citado 2021 Jun 2]. p. 139-59. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20200012/>.
57. Chang TT, Feng YN, Zhu Y, Liu CL, Wang XQ, Zhang ZJ. Objective assessment of regional stiffness in achilles tendon in different ankle joint positions using the MyotonPRO. *Med Sci Monit* [Internet]. 2020 Oct 19 [citado 2021 Jun 2];26:e926407-1. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7583434/>.
58. Nakamura M, Sato S, Kiyono R, Yahata K, Yoshida R, Fukaya T, et al. Association between the range of motion and passive property of the gastrocnemius muscle-tendon unit in older population. *Healthc* [Internet]. 2021 [citado 2021 Jun 2];9(3). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33809115/>.
59. Wilson GJ, Wood GA, Elliott BC. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: An alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med* [Internet]. 1991 [citado 2021 Jun 2];12(4):403-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1917225/>.

Anexo I.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del PROYECTO: *Relación del Test de Thomas Modificado con la medición del Myoton en los músculos flexores de cadera en sujetos asintomáticos: estudio observacional*

Yo....., con DNI.....
he leído la hoja de información que se me ha entregado. He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.

Comprendo que mi participación es voluntaria. Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta en mis cuidados médicos

Presto libremente mi consentimiento para participar en este estudio y doy mi consentimiento para el acceso y utilización de mis datos conforme se estipula en la hoja de información que se me ha entregado.

Declaro haber facilitado de manera leal y verdadera los datos sobre estado físico y salud de mi persona.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: Sí / NO (marque lo que proceda).

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante:

En Zaragoza ade.....de 2021.

Anexo II.



Figura 1. Localización de puntos de medición en los músculos para el MyotonPRO.



Figura 2. Medición MyotonPRO.



Figura 3. Medidas perimétricas del muslo.



Figura 4. Medida de la extensión de cadera con inclinómetro durante el Test de Thomas Modificado.



Figura 5. Medida de la abducción de cadera con goniómetro durante el Test de Thomas Modificado.



Figura 6. Posición del Test de Thomas Modificado.

Anexo III.

The Questionnaire of Baecke et al for Measurement of a Person's Habitual Physical Activity

Overview:

Baecke et al developed a questionnaire for evaluating a person's physical activity and separating it into three distinct dimensions. The authors were from the Netherlands.

Indices for physical activity:

- (1) work activity.
- (2) sports activity.
- (3) leisure activity.

Work Index

Question	Response	Points
What is your main occupation?	low activity	1
	moderate activity	3
	high activity	5
At work I sit	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	always	5
At work I stand	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	always	5
At work I walk	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	always	5

At work I lift heavy loads	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	always	5
After working I am tired	very often	5
	often	4
	sometimes	3
	seldom	2
	never	1
At work I sweat	very often	5
	often	4
	sometimes	3
	seldom	2
	never	1
In comparison of others of my own age I think my work is physically	much heavier	5
	heavier	4
	as heavy	3
	lighter	2
	much lighter	1

where: • The work activity is according to the Netherlands Nutrition Council with (1) low activity including clerical work driving shopkeeping teaching studying housework medical practice and occupations requiring a university education; (2) middle activity including factory work plumbing carpentry and farming; (3) high activity includes dock work construction work and professional sport.

work index = $((6 - (\text{points for sitting})) + \text{SUM}(\text{points for the other 7 parameters})) / 8$.

Sport Index

Question	Response	Points
Do you play sports?	yes then calculate sport score	(see below)
	• sport score ≥ 12	5
	• sport score 8 to < 12	4
	• sport score 4 to < 8	3
	• sport score 0.01 to < 4	2
	• sport score = 0	1
	No	1
In comparison with others of my own age I think my physical activity during leisure time is	much more	5
	More	4
	the same	3
	Less	2
	much less	1
During leisure time I sweat	very often	5
	Often	4
	sometimes	3
	Seldom	2
	Never	1
During leisure time I play sport	Never	1
	Seldom	2
	sometimes	3
	Often	4
	very often	5

Data on Most Frequently Played Sport	Finding	Value
What sport do yo play most frequently	low intensity	0.76
	medium intensity	1.26
	high intensity	1.76
How many hours do you play a week?	< 1 hour	0.5
	1-2 hours	1.5
	2-3 hours	2.5
	3-4 hours	3.5
	> 4 hours	4.5
How many months do you play in a year?	< 1 month	0.04
	1-3 months	0.17
	4-6 months	0.42
	7-9 months	0.67
	> 9 months	0.92

where: • The sport intensity is divided into 3 levels: (1) low level (billiards sailing bowling golf etc) with an average energy expenditure of 0.76 MK/h; (2) middle level (badminton cycling dancing swimming tennis) with an average energy expenditure of 1.26 MJ/h; (3) high level (boxing basketball football rugby rowing) with an average energy expenditure of 1.76 MJ/h.

Data on Second Most Frequently Played Sport	Finding	Value
What sport do you play most frequently	low intensity	0.76
	medium intensity	1.26
	high intensity	1.76
How many hours do you play a week?	< 1 hour	0.5
	1-2 hours	1.5
	2-3 hours	2.5
	3-4 hours	3.5
	> 4 hours	4.5
How many months do you play in a year?	< 1 month	0.04
	1-3 months	0.17
	4-6 months	0.42
	7-9 months	0.67
	> 9 months	0.92

simple sports score = ((value for intensity of most frequent sport) * (value for weekly time of most frequent sport) * (value for yearly proportion of most frequent sport)) * ((value for intensity of second sport) * (value for weekly time of second sport) * (value for yearly proportion of second sport))

sport index = (SUM(points for all 4 parameters)) / 4.

Leisure Index

Question	Response	Points
During leisure time I watch television	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	very often	5
During leisure time I walk	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	very often	5
During leisure time I cycle	never	1
	seldom	2
	sometimes	3
	often	4
	very often	5
How many minutes do you walk and/or cycle per day to and from work school and shopping?	< 5 minutes	1
	5-15 minutes	2
	15-30 minutes	3
	30-45 minutes	4
	> 45 minutes	5

leisure index = $((6 - (\text{points for television watching})) + \text{SUM}(\text{points for remaining 3 items})) / 4$.