



Universidad de Granada

Validez y fiabilidad de diferentes protocolos de evaluación de la fuerza isométrica en la musculatura abductora de cadera con el uso de un dinamómetro electromecánico funcional usando diferentes métodos de normalización

Autor: Enrique Cerda Vega
Directores: Dr. Luis Javier Chiroso Ríos
Dr. Rafael Guisado Barrilao

GRANADA 2018



Universidad de Granada

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA
Y EL DEPORTE

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA.

DOCTORADO: “BIOMEDICINA”

Validez y fiabilidad de diferentes protocolos de evaluación de la fuerza isométrica en la musculatura abductora de cadera con el uso de un dinamómetro electromecánico funcional usando diferentes métodos de normalización

Autor: Enrique Cerda Vega
Directores: Dr. Luis Javier Chiroso Ríos
Dr. Rafael Guisado Barrilao

GRANADA 2018

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Enrique Cerda Vega
ISBN: 978-84-1306-044-6
URI: <http://hdl.handle.net/10481/54437>

*Queda prohibido llorar sin aprender,
levantarte un día sin saber qué hacer,
tener miedo a tus recuerdos.*

*Queda prohibido no sonreír a los problemas,
no luchar por lo que quieres,
abandonarlo todo por miedo,
no convertir en realidad tus sueños.*

*Queda prohibido no demostrar tu amor,
hacer que alguien pague tus dudas y mal humor.*

*Queda prohibido dejar a tus amigos,
no intentar comprender lo que vivieron juntos,
llamarles sólo cuando los necesitas.*

*Queda prohibido no ser tú ante la gente,
fingir ante las personas que no te importan,
hacerte el gracioso con tal de que te recuerden,
olvidar a toda la gente que te quiere.*

*Queda prohibido no hacer las cosas por ti mismo,
no creer en Dios y hacer tu destino,
tener miedo a la vida y a sus compromisos,
no vivir cada día como si fuera un último suspiro.*

*Queda prohibido echar a alguien de menos sin alegrarte,
olvidar sus ojos, su risa, todo
porque sus caminos han dejado de abrazarse,
olvidar su pasado y pagarlo con su presente.*

*Queda prohibido no intentar comprender a las personas,
pensar que sus vidas valen más que la tuya,
no saber que cada uno tiene su camino y su dicha.*

*Queda prohibido no crear tu historia,
dejar de dar las gracias a Dios por tu vida,
no comprender que lo que la vida te da,
también te lo quita.*

*Queda prohibido no buscar tu felicidad,
no vivir tu vida con una actitud positiva,
no pensar en que podemos ser mejores,
no sentir que sin ti este mundo no sería igual.*

Alfredo Cuervo Barrero

Agradecimientos

Quiero comenzar agradeciendo a mis padres Enrique y Rebeca, quienes me han apoyado en todo momento y quienes inculcaron en mi el interés por aprender día a día.

También quiero agradecer a mis colegas y amigos que me ayudaron desinteresadamente, partir por Christian Campos quien me brindó toda su generosa ayuda para poder retomar mis estudios y cumplir con este sueño. A Daniel Jerez por estar ahí siempre y ser un gran aporte a este trabajo a Alvaro Reyes quien gentilmente aportó con sus conocimientos a Ramón Machado por su ayuda permanente.

No puedo dejar de agradecer a Luis Javier Chiroso y a Rafael Guisado a quien les debo haber llegado a esta instancia, gracias por su orientación y ayuda desinteresada.

Para terminar, quiero agradecer a las personas que más amo en el mundo, ellos han sido el motor de estos años y quienes han debido tolerarme en este desafío. A Claudia, por ser mi compañera de viaje y la madre de mis dos hermosos hijos, a Felipe y Lucas quienes son el motor de mi vida, con quienes me río y lloro, tengan fe que vamos a salir adelante todos juntos, los amo.

INDICE GENERAL

1. Índice de Figuras	IX
2. Índice de Tablas	XX
3. Listado de Abreviaturas	XIII
4. Organización de la Investigación	1
5. Resumen	5
6. Marco Conceptual	9
6.1. La Cadera	11
6.1.1. Características de la articulación	11
6.1.2. Musculatura Abductora, importancia funcional	12
6.1.3. Problemas asociados a la debilidad de abductores de cadera	17
6.2. La Fuerza	23
6.2.1. Concepto de Fuerza	23
6.2.2. Importancia de la Fuerza muscular en la salud.....	24
6.2.3. Tipos de contracción muscular	27
6.2.4. Factores que afectan la fuerza muscular	28
6.2.5. Valoración de la Fuerza	31
6.2.5.1. Valoración de la fuerza isométrica	31
6.2.5.2. Consideraciones en la medición de la fuerza	34
6.2.5.3. Consideraciones en la medición de la fuerza isométrica	36
6.2.5.4. Métodos de valoración de la fuerza de cadera en el contexto clínico	38
Test Muscular Manual	39
Dinamometría Manual	40
Dinamometría Isocinética	41
Dinamometría Electromecánica Funcional	43
6.2.5.5. Protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera	44
6.2.5.6. Métodos para expresar los resultados. Normalización en las pruebas de fuerza.....	45
6.3. Validez y Fiabilidad en la evaluación	48
6.3.1. Coeficiente de Correlación Intraclase	51
6.3.2. Coeficiente de Variación	52
6.3.3. Error estándar de medida	53
6.3.4. Limite de acuerdo	53
6.3.5. Coeficiente de correlación	54
6.3.6. Diferencia Mínima detectable.....	55
7. Aproximación al Problema de Investigación	57
8. Objetivos e Hipotesis	61
8.1. Objetivo General	63
8.2. Objetivos Específicos	63
8.3. Hipótesis	64
9. Método y Resultados.....	65
10. Parte 1	69

10.1.	Material y Método	71
10.1.1.	Participantes	71
10.1.2.	Procedimiento.....	72
10.1.3.	Análisis estadístico	77
10.2.	Resultados	77
11.	Parte 2	83
11.1.	Material y Método	84
11.1.1.	Participantes	85
11.1.2.	Procedimiento	85
11.1.3.	Análisis estadístico	88
11.2.	Resultados.....	89
12.	Parte 3	95
12.1.	Material y Método	97
12.1.1.	Procedimiento	97
12.1.2.	Análisis estadístico	97
12.2.	Resultados	99
13.	Discusión	105
14.	Conclusiones	113
15.	Limitaciones del Estudio	117
16.	Relevancia Clínica	117
17.	Propuestas a Futuro	117
18.	Referencias	119
19.	Anexos	133

1. Índice de Figuras

Figura 1, Articulación de la cadera	11
Figura 2. Musculatura abductora de la Cadera	13
Figura 3. Marcha normal y marcha de Trendelenburg	14
Figura 4. Gráfico de Fuerza isométrica máxima por ángulo de abducción de cadera	16
Figura 5. Evaluación muscular manual en abductores de cadera	40
Figura 6. Imágen de Dinamómetros de Mano (HHD)	41
Figura 7. Dispositivos Isocinéticos	42
Figura 8. Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe 1.0.....	44
Figura 9. Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de cúbito lateral (SIP)	75
Figura 10. Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de pie (StP).	75
Figura 11. Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de cúbito supino (SupP).	76
Figura 12. Gráfico de Peak de Fuerza de abductores de cadera en las tres posiciones	79
Figura 13. Gráfico de Peak de Fuerza de abductores de cadera en las tres posiciones Peak de Fuerza en las tres posiciones, para el total y separados por sexo.	80
Figura 14. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral.	92
Figura 15. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral.	93
Figura 16. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral.	93

Figura 17. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral. 103

Figura 18. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de pie. 103

Figura 19. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito supino. 104

2. Índice de Tablas

Tabla 1. Características antropométricas en de acuerdo al género	72
Tabla 2 Parámetros de fuerza medidos en jóvenes de acuerdo a las posiciones evaluadas	78
Tabla 3. Parámetros de fuerza medidos en jóvenes de acuerdo al género y tipo de posición ...	79
Tabla 4. Relación lineal entre las variables de fuerza evaluadas en diferentes posiciones	81
Tabla 5. Relación de los parámetros de fuerza medidos en tres posiciones diferentes y variables antropométricas	81
Tabla 6. Valores de Peak de Fuerza test y retest en diferentes posiciones	90
Tabla 7. Correlación test retest para el Peak Force en las diferentes posiciones	90
Tabla 8. Correlación y nivel de significancia entre las diferentes posiciones de evaluación y los valores de fuerza obtenidos	91
Tabla 9. Medidas de confiabilidad de los PF en las 3 posiciones evaluadas	91
Tabla 10. Nivel de significancia prueba t para muestras independientes (valor p) para las diferentes formas de normalización y posiciones de evaluación	99
Tabla 11. Valores de Peak de Fuerza Normalizados por diferentes métodos entre el test y retest en diferentes posiciones	100
Tabla 12. Correlación y nivel de significancia entre las diferentes posiciones de evaluación y los valores de fuerza obtenidos	101
Tabla 13. Medidas de confiabilidad de los PF expresados de diferentes maneras en las 3 posiciones evaluadas	102

3. Listado de Abreviaturas

ATP: Adenosin tri fostato

BIA: Bioimpedancia Eléctrica

BIT: Banda Iliotibial

BM: Masa Corporal (*Body Mass*)

CCA: Cadena Cinética Abierta

CCC: Cadena Cinética Cerrada

CV: Coeficiente de Variación

DEXA: Absorciometría Dual por Emisión de Rayos X

FED: Dinamómetro Electromecánico Funcional (*Functional electromechanic dynamometer*)

FIM: Fuerza Isométrica Máxima

F/BM: Fuerza Normalizada por Masa Corporal

F/FFM: Fuerza Normalizada por Masa Libre de Grasa

F/BJ: Fuerza Normalizada por Método de Brazett-Jones et al.

FFM: Masa Libre de Grasa (*Free Fat Mass*)

FM: Masa Grasa (*Fat Mass*)

Gmed: músculo Glúteo Medio (*Gluteus Medius*)

GMin: músculo Glúteo Menor (*Gluteus Minimus*)

HHD: Dinamómetro de Mano (*Hand Held Dynamometer*)

HHe: Dinamómetro Electromecánico Funcional Haefni Health 1.0

ICC: Coeficiente de Correlación Intraclase (*Intraclass correlation coefficient*)

LOA: Límites de Acuerdo (*Limits of Agreement*)

N: Newton

Nm: Newton metro

PC: Fosfocreatina

PF: Peak de Fuerza

SDD: Diferencia mínima detectable

SEM: Error Estándar de Medida (*Standard Error of Measure*)

SIP: Posición de cúbito lateral (*Syde-lyng Position*)

StP: Posición de pie (*Standing Position*)

SupP: Posición de cúbito supino (*Supine Position*)

TFL: músculo Tensor de la Fascia Lata

4. Organización de la Investigación

La presente investigación se ha estructurado en base a tres partes:

La primera parte consistió en determinar la validez de constructo del dispositivo electromecánico funcional HHe. Para llevar a cabo esta parte se contó con una muestra de 32 sujetos que realizaron tres protocolos diferentes para la medición de la fuerza en la musculatura abductora de cadera. Esta primera parte exploratoria nos permitió conocer las características y potencialidades de este dispositivo que al ser nuevo, debíamos conocer, apreciar sus potencialidades y poder objetivar si realmente será útil en el proceso de la evaluación de diferentes grupos musculares y también, en el tratamiento o entrenamiento de diferentes personas.

La segunda parte, se orientó a poder determinar la confiabilidad de este mismo dispositivo en tres posiciones diferentes de evaluación, esto porque para la evaluación de la fuerza de la musculatura abductora de cadera existe una variedad de opciones, lo cual permite tener más alternativas, especialmente cuando los sujetos tienen algún problema de salud que les impide adoptar una determinada posición, sin embargo no existe claridad de si todas ellas son fiables.

La tercera parte, está dirigida a determinar cuál es el mejor método para transmitir la información que nos entrega este dispositivo, es decir, el método que nos permita poder comparar resultados obtenidos de sujetos diferentes o bien de los mismos sujetos pero separados en el tiempo. Para esto hemos utilizado 3 maneras diferentes de normalizar los resultados.

Para la descripción de estos tres grandes acápites, la presente tesis se ha organizado en base a un marco conceptual inicial común. Los objetivos e hipótesis de cada una de estas partes se encuentran descritos para cada una de ellas. La metodología se describe para cada parte de manera separada, al igual que los resultados. Por último se ha integrado la discusión y las conclusiones de todas ellas ya que forman parte de un único gran tema y creemos que de esta manera se facilitará el aporte final de la presente tesis.

5. Resumen

La musculatura abductora de cadera es de vital importancia para la estabilidad de la pelvis. Los déficits de fuerza son comunes y repercuten en la funcionalidad de los sujetos. Para evaluar la fuerza se utilizan diferentes tipos de dinamómetros y tres posiciones de medición, decúbito lateral, de pie y decúbito supino. Los resultados generalmente se expresan de diferentes maneras, algunas de las cuales consideran formas de normalización para obtener resultados más objetivos y comparables.

El propósito de este estudio fue determinar la validez de constructo y la fiabilidad en tres protocolos de evaluación de la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera, utilizando un nuevo dinamómetro electromecánico funcional y secundariamente comparar tres métodos de normalización de los valores de fuerza.

Veintinueve sujetos fueron evaluados en 2 sesiones idénticas, ejecutaron tres protocolos en las posiciones decúbito lateral, de pie y decúbito supino, registrándose el peak de fuerza en términos absolutos y normalizados por la masa corporal, la masa libre de grasa y una técnica alométrica específica para la musculatura abductora de cadera.

Los mayores peak de fuerza se encontraron en la posición decúbito lateral siendo un 30% mayores que en posición de pie y 27% mayores que en decúbito supino, esto independiente de la forma de normalización de los datos. Los protocolos presentaron altas correlaciones entre sí (r : 0,72 a 0,98 p : \leq 0,001). La mejor fiabilidad test-retest se encontró en decúbito supino y con los datos normalizados por el método alométrico (coeficientes de correlación intraclase de 0,94

y coeficiente de variación de 5,64%). Por otro lado la normalización por masa corporal en la posición decúbito lateral fue la que mostró coeficientes de correlación intraclase más bajos (0,66) y coeficientes de variación más altos (9,8%).

Como conclusión, el dinamómetro electromecánico funcional es un dispositivo válido para medir la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera. Las 3 posiciones son fiables, siendo decúbito supino la mejor y expresando los datos por la técnica alométrica.

6. Marco conceptual

6.1. La cadera

6.1.1. Características de la articulación

La cadera es la articulación que sirve de eslabón entre la extremidad inferior y el tronco, formando parte de la región llamada pelvis. Por esta razón, tiene una compleja función que entrega la movilidad propia de una articulación del tipo esferoidea (*ball and socket*) permitiendo movimientos multiaxiales, con la estabilidad propia de las estructuras que deben soportar carga. Está diseñada para permitir los movimientos del pie en el espacio cuando este no se encuentra con soporte de carga (cadena cinética abierta, CCA) y permite la movilidad del tronco sobre la extremidad inferior cuando el pie se encuentra con carga (cadena cinética cerrada, CCC).



Figura 1, Articulación de la cadera o coxofemoral, tipo sinovial esferoidea (*ball and socket*). Se observan el hueso coxal con el acetábulo (izquierda), superficie concava y la cabeza femoral (derecha) superficie convexa que permiten movimientos multiaxiales.

Los movimientos en la articulación se realizan por una gran cantidad de músculos que poseen líneas de acción diferentes, facilitando movimientos multidireccionales, entre los que encontramos la flexión, extensión, abducción, aducción, rotación medial y lateral. Por las características propias de la estructura anatómica muchos de los músculos motores de la articulación poseen más de una función, lo que hace más complejas las interacciones entre ellos, junto con esto, debemos agregar que algunos de ellos también mueven articulaciones a distancia como la rodilla.

6.1.2. Musculatura Abductora, importancia funcional

Dentro de los músculos de la articulación, los abductores de cadera tienen una reconocida importancia, en la estabilidad de la pelvis, especialmente cuando el sujeto se encuentra en apoyo monopodal, lo que es característico de una de las actividades funcionales más importantes que realiza el ser humano, como es la marcha (Klemetti, Steele, Moilanen, Avela, y Timonen, 2014). Junto a la musculatura debemos considerar las características biomecánicas de la articulación que debe estar preparada para recibir grandes cargas y junto con esto asegurar la movilidad de los miembros inferiores y el tronco, por lo que representa una zona relevante para mantener un adecuado funcionamiento durante actividades de la vida diaria y deportivas que impliquen la descarga de peso sobre una extremidad como la carrera y el salto (J. A. Smith, Popovich, & Kulig, 2014) (Lenhart, Thelen, y Heiderscheit, 2014).

Los músculos agonistas de la abducción son tres, Glúteo medio (*Gluteus medius*, GMed.), Tensor de la Fascia Lata (*Tensor fasciae Latae*, TFL) y Glúteo menor (*Gluteus minimus*, GMin)

(Gottschalk, Kourosh, y Leveau, 1989). Algunos autores consideran también el Sartorio (*sartorius*) como un sinergista del movimiento (Palastanga, Derek, y Roger, 2000).

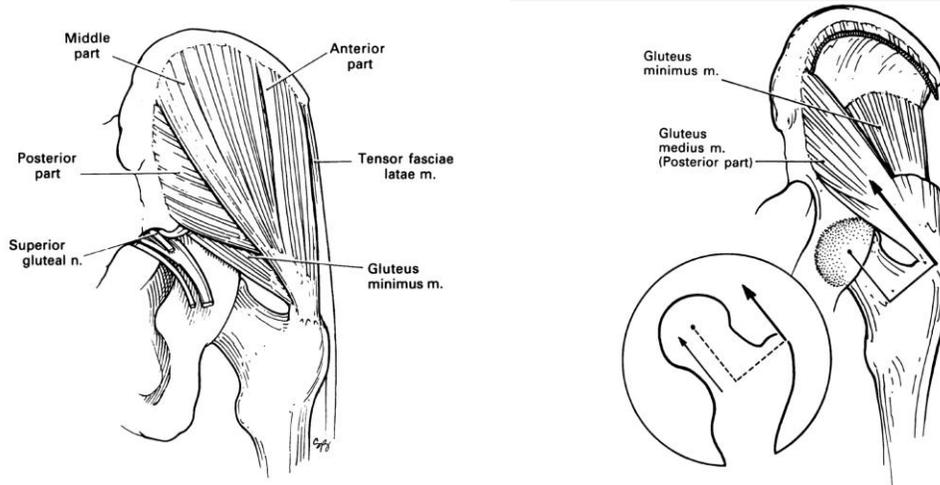


Figura 2. Vista posterolateral de la musculatura abductora en sus planos superficial (imagen derecha) y profundo (imagen izquierda). Tomado de Gotshalk (Gottschalk et al., 1989).

Como se puede apreciar en la Figura 2, las imágenes muestran la dirección de las fibras musculares de los abductores de cadera, apreciándose que la contracción de estos músculos tracciona el fémur, especialmente desde el trocanter mayor hacia arriba mejorando la coaptación de la articulación y rotando la cabeza femoral en el plano frontal (movimiento de abducción).

Dentro de los abductores el Gmed, es el que posee la función más importante ya que se considera no sólo abductor sino también estabilizador de la pelvis (Earl, 2005). Se origina entre las líneas gluteas posterior y anterior del coxal y se inserta en el trocanter mayor en su parte

superomedial (Palastanga et al., 2000). Este músculo es el más grande de los abductores, representando un 60% de la masa total de esta musculatura (Flack, Nicholson, y Woodley, 2014). El rol estabilizador en el plano frontal se da fundamentalmente cuando una extremidad se encuentra en el aire, por ejemplo en la fase de oscilación de la marcha, en este momento el GMed contralateral (del pie de apoyo) se debe contraer para evitar el excesivo movimiento de la pelvis en el plano frontal, que provocaría la caída de la pelvis hacia la pierna que oscila. A este signo en el ambiente clínico se le denomina marcha de Trendelemburg (Hardcastle y Nade, 1985).

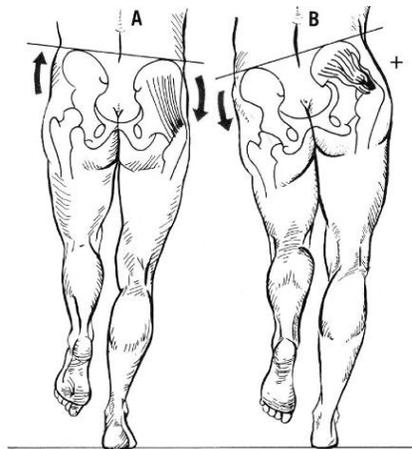


Figura 3. Sujeto en A con marcha normal, y en B marcha de Trendelemburg.

Como se aprecia en la Figura 3, el sujeto de la imagen A posee un GMed con una fuerza adecuada, que le permite mantener la pelvis estable durante la fase de apoyo monopodal con un mínimo desplazamiento en el plano frontal. El sujeto B presenta una debilidad del GMed derecho y se aprecia el colapso de la cadera y la caída de esta, hacia el lado contralateral (izquierdo).

El TFL es el más pequeño de los abductores con una masa total que representa el 11% de los abductores de cadera (Flack et al., 2014). Se origina en la parte anterior del labio externo de la cresta ilíaca y se une a la Banda iliotibial (BIT) por abajo (Palastanga et al., 2000). La principal función del TFL es la abducción de cadera, pero al ubicarse más anterior al eje lateral de la articulación, también contribuye con la flexión y la rotación interna. Se ha visto, que en caso de debilidad del GMed (principal abductor), se activa más el TFL generando una alteración cinemática en la articulación (Bewyer y Bewyer, 2003). Otro elemento importante en la funcionalidad de la cadera y de este músculo en particular es que, como ya se mencionó, tiene inserción en la BIT y por consiguiente en la tibia (tuberculo de Gerdy, lateral a la tuberosidad tibial) por lo que también contribuye con la estabilidad de esta (Palastanga et al., 2000). Junto con esto la BIT, también se inserta en la patela en su borde lateral, por lo que genera una línea de tracción lateralizante de dicho hueso y que puede comprometer la alineación y por ende el funcionamiento de esta articulación como veremos más adelante.

El GMin se ubica en un plano más profundo y también es abductor aunque menos potente que el GMed, por su menor área de sección transversal, alrededor del 20% de la masa total de abductores de cadera (Flack et al., 2014). Se origina entre las líneas glúteas anterior e inferior y se inserta al igual que el Gmed en el trocanter mayor del fémur pero en su parte anterosuperior (Palastanga et al., 2000). Este músculo también contribuye con la flexión y rotación interna de la cadera (Paré, Stern, y Schwartz, 1981).

Los músculos abductores están diseñados para trabajar en posición neutral o ligera aducción. El torque isométrico máximo es 82% más alto en posición neutra que con 25° de abducción (Neumann, 2010)

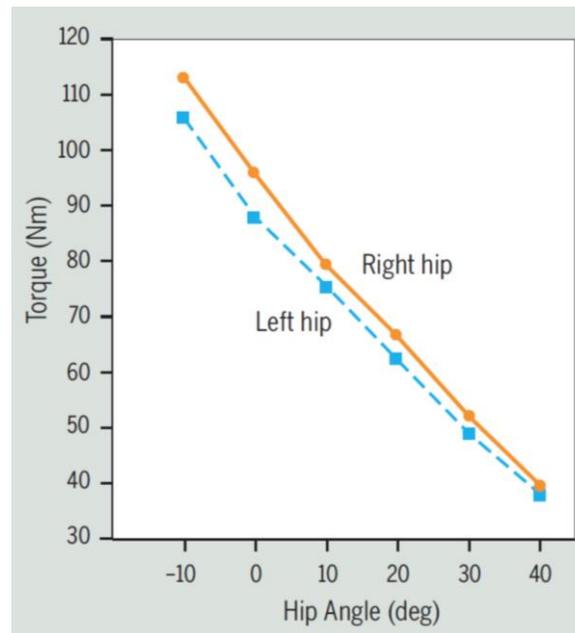


Figura 4. Fuerza isométrica máxima expresada en torque en movimiento en el plano frontal (abducción) en 30 personas sanas. tomado de Neumann, (Neumann, 2010)

Como se puede apreciar en la figura 4, el torque máximo se produce cuando la cadera esta en -10° respecto al eje horizontal, esta posición es en realidad 10° de aducción de la cadera. La posición neutra son los 0° donde se aprecia que existe una producción de fuerza mayor que en cualquier grado de abducción de cadera, dicho de otra manera, en la medida en que aumenta la abducción de la cadera, disminuye la fuerza de los músculos abductores. Probablemente este mayor desarrollo de fuerza en estas posiciones contribuye a las actividades de locomoción, sobre todo en aquellas donde las demandas son más importantes por la carga que se aplica,

como la carrera y el salto, ya que en estas actividades la cadera se encuentra en una mínima abducción.

6.1.3. Problemas asociados a la debilidad de abductores de cadera

Los déficits de fuerza en esta musculatura se encuentran en numerosas condiciones de salud, como el envejecimiento y también en sujetos con patologías, siendo muy importante ya que repercute en la funcionalidad de las personas (Johnson, Mille, Martinez, Crombie, y Rogers, 2004).

Dentro de las patologías, las lesiones de cadera como la osteoartritis (Dwyer, Stafford, Mattacola, Uhl, y Giordani, 2013; Loureiro, Mills, y Barrett, 2013), los reemplazos parciales o totales de la articulación (Horstmann, Listringhaus, Haase, Grau, y Mündermann, 2013) no solo tienen afectada la fuerza del lado de la lesión si no que también el contralateral (Jaramillo, Worrell, e Ingersoll, 1994).

Junto con la cadera, la zona del cuerpo que más se ha relacionado con problemas producto de la debilidad o inhibición de esta musculatura, es la rodilla. En ella se han descrito lesiones como síndrome de fricción de la Banda Iliotibial (Fredericson et al., 2000), síndrome de dolor patelofemoral (Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2003; Baldon et al., n.d.; Barton, Lack, Malliaras, y Morrissey, 2013; Boling, Padua, y Alexander Creighton, n.d.; Crossley, Zhang, Schache, Bryant, y Cowan, 2011; Finnoff et al., 2011; Lee, Souza, y Powers, 2012; Willson,

Kernozeck, Arndt, Reznichak, y Scott Straker, 2011) y lesión de ligamento cruzado anterior (Hewett, 2005).

Los problemas de rodilla están asociados a un aumento en el movimiento de esta en el plano frontal, que produciría un aumento del ángulo Q y en el valgo de la rodilla (Cichanowski, Schmitt, Johnson, y Niemuth, 2007; Fredericson et al., 2000). Frente a una debilidad del GMed en el apoyo unipodal, el fémur tiende a aducir y rotar medialmente, dejando un valgo aumentado de rodilla y una pronación del pie, lo que se denomina colapso medial de la extremidad inferior (Powers, 2003). Si consideramos además que las fuerzas valgizantes sobre la rodilla aumentan 2,5 veces en la carrera versus la marcha (Novacheck, 1998) esto se hará relevante en las actividades deportivas aumentando el colapso medial del miembro inferior. Dichos elementos podrían generar un estrés permanente sobre la articulación, lo que predispondría a las lesiones tan frecuentes en la rodilla (Cichanowski et al., 2007; Fredericson et al., 2000).

El estudio de Ireland et al. confirma esto (Ireland et al., 2003). Él estudió un grupo de mujeres con dolor patelofemoral que las comparó con un grupo de mujeres de similares características que sirvieron de control. Los resultados de su estudio mostraron que las mujeres con dolor patelofemoral tenían 26% menos de fuerza en abductores de cadera y 36% menos fuerza en rotadores externos de la misma articulación.

Por otra parte Boling et. al., utilizando un dinamómetro isocinético midieron las diferencias de fuerza en extensores, rotadores externos y abductores de cadera en un grupo de sujetos de 18 a 40 años con y sin dolor patelofemoral, encontrando debilidad en abductores y rotadores externos en quienes padecían de dolor patelofemoral (Boling et al., 2009.).

En otro estudio realizado por Cichanowski, et al. midieron 26 atletas, 13 de los cuales presentaban dolor patelofemoral. Ellos encontraron que la fuerza producida por los abductores y rotadores externos de cadera de la pierna lesionada eran significativamente menores que en la pierna no lesionada. También demostraron que no había diferencias significativas en la fuerza de los flexores de la cadera, extensores, aductores o rotadores internos (Cichanowski et al., 2007).

Por otra parte Willson y Davies evaluaron mediante cámaras de alta velocidad la cinemática de la cadera y rodilla, evidenciando que los sujetos que experimentaron síndrome de dolor patelofemoral tuvieron una mayor aducción de cadera que se atribuyó a la mecánica del plano frontal anormal, debido a abductores de cadera débiles en comparación con el grupo control (Willson y Davis, 2008).

En otro estudio, se midió la fuerza de los músculos que realizaban todos los movimientos de cadera en corredores y asociaron todas las lesiones del miembro inferior que se produjeron (tendinitis calcánea, síndrome de fricción de la banda iliotibial, dolor anterior de rodilla, fracturas de estrés tibial o fibular, síndrome de estrés tibial medial y fascitis plantar) a

desequilibrios musculares de cadera, que no existieron en los sujetos sanos. Haciendo especial énfasis en el rol estabilizador del GMed (Niemuth, Johnson, Myers, y Thieman, 2005).

Taunton et al. estudió a un grupo de corredores, 168 de los 2.002 lesionados que representaron el 8,4% del total, fueron diagnosticados con síndrome por fricción de la banda iliotibial. Los factores contribuyentes más importantes en su aparición fueron la debilidad de abductores de cadera, discrepancia en el largo de las piernas y una historia de correr cuesta abajo (Taunton et al., 2002).

Las debilidades de abductores también se extienden al pie, donde se han asociado lesiones como excesiva pronación (Allen y Glasoe, 2000; Tiberio, 1987) e inestabilidad crónica de tobillo (Beckman y Buchanan, 1995). Recientemente Smith et al. estudiaron los efectos de un programa de 4 semanas de entrenamiento de la musculatura abductora de cadera en un grupo de 26 sujetos con inestabilidad crónica de tobillo. Este grupo se dividió aleatoriamente en un grupo que realizó el entrenamiento y un grupo control. Junto con la fuerza de la musculatura abductora de cadera se aplicaron pruebas para el control del balance y el equilibrio como el *star excursion balance test* y el *Balance Error Scoring System* además del cuestionario de autoreporte *Foot and Ankle Ability Measure activities of daily living and sports*. El grupo que entrenó mejoró en todas las pruebas sugiriendo los autores que el entrenamiento de la musculatura abductora de cadera es beneficioso en el tratamiento y prevención de los síntomas recurrentes asociados a inestabilidad crónica del tobillo (B. I. Smith, Docherty, y Curtis, 2017). Powers C. et al. realizaron un estudio prospectivo para determinar si la fuerza

abductora de cadera es un predictor de esguinces de tobillo laterales producidos sin contacto en futbolistas hombres competitivos. Estudiaron 210 futbolistas durante una temporada (30 semanas) y encontraron que la disminución de la fuerza abductora de cadera aumentaba el riesgo de esguinces de tobillo sin contacto, el punto de corte que identificaba un alto riesgo era una fuerza de 33,8% del peso corporal, aumentando en ellos la probabilidad de lesión entre un 11,9% a un 26,7% (Powers, Ghoddosi, Straub, y Khayambashi, 2017).

Otra zona que se ha asociado a debilidades de abductores, es la columna lumbar, encontrando disfunciones y principalmente dolor (Lazennec, Brusson, y Rousseau, 2011). Un estudio realizado recientemente por Cooper et al., en 150 personas con dolor crónico lumbar y 75 personas sanas, encontró que en quienes sufrían dolor lumbar crónico era prevalente la debilidad del glúteo medio, la marcha trendelemburg y dolor a la palpación en esta misma zona (Cooper et al., 2016). Nelson-Wong et al. observaron que incluso en personas sin dolor lumbar luego de 15 minutos en posición de pie se produce una cocontracción de ambos GMed, lo que sugiere una respuesta adaptativa ante la fatiga de la musculatura paraespinal. Estos autores consideran la coactivación del GMed como un fuerte predictor de dolor lumbar (Nelson-Wong, Gregory, Winter, y Callaghan, 2008) .

En adultos mayores esta musculatura parece ser aun más relevante que en la población joven. La reducción en la fuerza abductora de cadera parece ser uno de los principales factores en el aumento en el riesgo de caídas en adultos mayores (Morcelli et al., 2016). Un 30% de las personas sobre 65 años tienen riesgo de caer lo que trae consigo lesiones, pérdida de la

independencia, calidad de vida e incluso la muerte (Boyé et al., 2014). En un estudio Arvin et al. demostraron la importancia de la musculatura abductora de cadera en el control del equilibrio en el plano frontal en adultos mayores y como la debilidad de esta podría llevar a caídas (Arvin et al., 2016). La debilidad de estos músculos produce una fatiga más temprana y esto se asocia con mayor variabilidad en la marcha, asimetría del paso en el plano frontal y movimientos en este mismo plano más lentos (Arvin et al., 2015). En esta misma línea Addison et al. encontraron que aquellos adultos mayores con debilidad de la musculatura abductora utilizaban estrategias menos eficientes para mantener el equilibrio ante perturbaciones del ambiente. Específicamente aquellos con musculatura débil utilizaban el paso medial para recuperar el equilibrio, mientras que quienes tenían fuerza adecuada utilizaban la estrategia cruzada que es más estable para la mantención de la postura (Addison et al., 2017).

A la luz de estos antecedentes parece fundamental mantener niveles óptimos de fuerza isométrica de la musculatura de la cadera, lo que permitiría mejoras clínicas y de funcionalidad en deportistas y pacientes con trastornos musculoesqueléticos (Amorim et al., 2017; Chen y Chou, 2017; Gafner et al., 2017).

Entender el rol de la musculatura de la cadera en los movimientos de abducción, facilitaría un diagnóstico y un tratamiento efectivo en las alteraciones producidas a nivel de extremidad inferior (Kindel y Challis, 2017)

6.2. Fuerza

El órgano capaz de generar movimiento es el músculo, en sus tres formas (Esquelético, liso y cardíaco). El músculo esquelético posee una estructura molecular que permite su acortamiento. Este movimiento es transmitido a través del tejido conectivo hacia el hueso que forma las palancas que se mueven en torno a las articulaciones.

6.2.1. Concepto de Fuerza

La fuerza tiene numerosas definiciones y todas ellas van ligadas a la rama del saber que pretende estudiarla. Es así como para la física se define como “toda causa capaz de modificar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo”. La fisiología, en cambio, la define como “la capacidad para generar tensión”.

Estas definiciones entregan dos formas de abordar el problema, la primera, desde el punto de vista de la física, se centra en el resultado de la producción de fuerza, en la literatura inglesa esto se denomina *force* y lo que habitualmente en el ámbito de las ciencias del ejercicio se denomina “manifestación de la fuerza”. Por otro lado la fisiología se centra en el origen o causa, es decir, el mecanismo para generar la fuerza. El concepto anglosajón para esto es *strength*, y en el lenguaje de las ciencias implicadas en el movimiento se le llama, “producción de fuerza”.

Bajo este último concepto la fuerza es la manifestación de la contracción muscular que se produce por una compleja interacción entre el sistema nervioso y el músculo esquelético.

En el área de la salud y el deporte la fuerza se mide tradicionalmente a través de una contracción voluntaria máxima (CVM), que puede tener diferentes características en cuanto al tipo movimiento o la ausencia de este y la duración del mismo.

6.2.2. Importancia de la Fuerza muscular en la salud

Actualmente la evidencia existente a favor de que una buena aptitud cardiorespiratoria es un factor para prevenir numerosas enfermedades cardiovasculares, metabólicas e incluso algunos tipos de cáncer es innegable. Sin embargo, no ha sucedido lo mismo con la aptitud muscular. En los últimos años esto ha ido cambiando y la evidencia que muestra que la fuerza ocupa un lugar importante como factor protector de la salud se empieza a acumular.

El año 2008 se publica el primer estudio de Ruiz JR et al. que entrega la primera evidencia sólida de la importancia de la fuerza en el envejecimiento saludable. Estos autores siguieron por 18,9 años a 8762 hombres de entre 20 y 80 años. Según el nivel de fuerza que tenían los clasificaron en tres tercios. Los individuos que estaban en el tercio más bajo de fuerza tenían un 50% más de probabilidades de morir por cualquier causa de muerte que los sujetos que se encontraban en el tercio superior. Lo que se repitió para el cáncer como causa de mortalidad (Ruiz et al., 2008). En esta misma línea Metter J. et al. midieron la fuerza prensora de la mano (*grip*) en 1071 hombres en un periodo de 25 años y vieron su impacto en la mortalidad. En este estudio

se asoció con un aumento en la mortalidad bajos niveles de fuerza y la tasa en que esta disminuía en el tiempo independiente del nivel de actividad física y de masa muscular. Algo interesante que se encontró en este estudio es que en menores de 60 años la tasa de pérdida de fuerza fue un factor más importante que el nivel de fuerza y en mayores de 60 años sucedió lo contrario, es decir, la fuerza fue un factor más protector que la tasa de pérdida de esta (Metter, Talbot, Schrager, y Conwit, 2002). El grupo de investigadores liderados por Laukkanen evaluaron la fuerza muscular y la movilidad como predictores de sobrevivencia en adultos mayores de 75 a 84 años. Midieron en más de 460 sujetos la capacidad física, velocidad de la marcha, fuerza prensora de la mano y fuerza en extensores de rodilla encontrando que la reducción de la movilidad y de la fuerza muscular incrementaban el riesgo de mortalidad en este grupo etario (Laukkanen, Heikkinen, y Kauppinen, 1995). En un estudio con adultos mayores de edad similar, entre 70 a 79 años, Newman et al. midieron la fuerza extensora de rodilla con isocinética, la fuerza prensora de mano, el área muscular con tomografía axial computada y la composición corporal con DEXA, realizando un seguimiento de 4,9 años. Mostraron que existe una fuerte asociación entre la fuerza muscular y la mortalidad y que esta condición no se dio para una baja masa muscular. La estimación del riesgo entregada por la fuerza muscular tanto de extensores de rodilla como prensora de mano era similar. Los autores postulan que factores hormonales como la disminución de la testosterona y de IGF-1 que declinan con la edad podrían explicar porqué la disminución de la fuerza parece ser un marcador potente. Junto con esto la pérdida de neuronas motoras con el envejecimiento y el proceso de reinervación de fibras tipo I resultaría en una preservación de la masa muscular con menos fibras tipo II que generarían menos fuerza muscular (Newman et al., 2006).

En el caso de los adultos mayores no solo es importante la mortalidad. La calidad de vida es relevante para mantener la dignidad de los sujetos. Brill et al. realizaron un estudio para evaluar la asociación entre el nivel de fuerza muscular y *endurance* con la prevalencia de limitaciones funcionales. Realizaron un seguimiento a 5 años de 3069 hombres y 589 mujeres a quienes midieron la fuerza a través de la 1 repetición máxima en los ejercicios de *leg press* y *bench press* y el *endurance* muscular a través de la mayor cantidad de abdominales ejecutados en 60 segundos. Concluyeron en su estudio que la mantención de la fuerza muscular a través de la vida puede reducir la prevalencia de limitaciones funcionales que trae como consecuencia una menor morbilidad y mejor calidad de vida (Brill, Macera, Davis, Blair, y Gordon, 2000).

En el caso de los niños y adolescentes la fuerza también juega un rol importante en la salud. Smith J. et al. realizaron una revisión sistemática y metaanálisis para determinar los beneficios del fitness muscular en niños y adolescentes. Incluyeron 110 estudios y evaluaron como la aptitud muscular influía sobre la adiposidad, la salud ósea, la enfermedad cardiovascular y factores de riesgo metabólico, dolor musculoesquelético, salud psicológica y habilidades cognitivas. Se encontró una fuerte evidencia y una asociación inversa entre fuerza y adiposidad central y enfermedad cardiovascular. También se encontró fuerte evidencia de asociación positiva entre salud ósea y autoestima. La evidencia para dolor musculoesquelético expresado como dolor lumbar y la habilidad cognitiva fue inconsistente o incierta (J. J. Smith et al., 2014).

6.2.3. Tipos de contracción muscular

La contracción muscular se puede clasificar de diferentes puntos de vista. Lamentablemente los diferentes criterios de clasificación se han utilizado en la literatura y en el lenguaje común de manera inconsistente, mezclándose estos y haciendo que muchas veces sea difícil la comunicación.

Uno de los criterios de clasificación para los tipos de contracción muscular es el tono muscular, según si este cambia o no, pudiendo ser isotónicas cuando se mantiene constante o auxotónico cuando cambia. Este criterio es el que provoca las mayores confusiones ya que las contracciones isotónicas solo se pueden provocar bajo condiciones de laboratorio, sin embargo, se ocupa este término generalmente para referirse a las contracciones donde existe movimiento del tejido muscular, lo cual es erróneo ya que en este tipo de contracciones se producen modificaciones permanentes al tono.

Otro criterio es según si hay movimiento o no, siendo estáticas aquellas donde no existe movimiento visible del segmento corporal, también se usa para referirse a estas contracciones el término isométricas. Por otro lado, están las contracciones dinámicas donde el movimiento puede ser en sentido del acortamiento muscular (se acercan los puntos de inserción muscular), denominándose concéntricas o bien en sentido contrario, es decir, de alargamiento muscular (se alejan los puntos de inserción muscular), que conocemos como excéntricas. A este tipo de contracciones dinámicas debemos agregar las isocinéticas donde el movimiento se realiza a una velocidad constante.

6.2.4. Factores que afectan la fuerza muscular

Los factores determinantes de la fuerza muscular pueden ser clasificados en:

Intrínsecos:

- **Tamaño Muscular:** Los músculos que poseen mayores áreas de sección transversal generan mayor cantidad de fuerza, ya que poseen mayor cantidad de sarcómeros. Esta relación no es directa ya que depende de otros factores, como la dirección de las fibras musculares con el eje del tendón (ángulo de penación). Mientras menor es el ángulo de penación, la fuerza se transmite de manera más eficiente al tendón.
- **Bioquímica Muscular:** Los diferentes músculos requieren de sustratos energéticos para poder generar los ATP necesarios para producir tensión. En relación a estos los músculos pueden contener mayores o menores cantidades de sustratos como ATP, PC, Glucógeno, etc. y por lo tanto estar mejor preparados para un determinado tipo de esfuerzo.
- **Perfil de Tipo de Fibra:** Las células musculares poseen diferentes tipos de velocidad de acortamiento y con esto pueden generar más o menos tensión, este perfil está determinado por el uso (entrenamiento) pero también existe una determinación genética al respecto. La velocidad de acortamiento de la fibra muscular está determinada por el tipo de motoneurona que inerva el músculo.

Extrínsecos:

- **Tamaño Corporal:** esta variable influye cuando queremos mostrar los resultados de un sujeto y compararlos con otro que poseen tamaños diferentes, por lo que debemos considerar su tamaño para poder realizar comparaciones. De aquí nace el concepto de fuerza relativa y absoluta. Este factor también lo debemos considerar dependiendo de la forma en que mediremos la fuerza. Como lo que medimos por fuerza habitualmente es la manifestación de ella, se puede medir mediante un aparato externo como un dinamómetro donde el peso corporal es indiferente entre diferentes sujetos o bien podemos medirlo en un gesto motriz que implique el desplazamiento corporal como el salto por ejemplo, donde el peso corporal jugará un rol importante en los resultados de nuestra medición.
- **Curva de longitud-tensión:** La fuerza generada por un músculo está influida por la longitud inicial de este, ya que el músculo es capaz de generar más tensión en longitudes intermedias de estiramiento (longitud sarcomérica más eficiente de 2,0 a 2,2 μ aproximadamente), no así en alargamiento o acortamiento. Esto se traduce en la importancia del adecuado posicionamiento del sujeto al realizar la evaluación.
- **Mecanismos Neuromusculares:** El sistema nervioso permite que la generación de tensión sea más o menos eficiente. Es así como la coordinación intramuscular permite que cuando las fibras musculares de un músculo se contraen lo hagan sincrónicamente para generar la máxima tensión posible, considerando que cuando se contrae un

músculo, nunca en condiciones normales lo hacen todas las fibras simultáneamente. También debemos considerar la coordinación intermuscular que permite la correcta alternancia entre contracción y relajación de músculos agonistas y antagonistas. Este fenómeno es relevante cuando comparamos sujetos con experiencias motrices previas versus sujetos inactivos en los que estos mecanismos son menos eficientes.

Condicionantes:

- **Edad:** Debemos considerar que niños y adultos mayores poseen menores niveles de fuerza. Fenómeno que tiene su explicación en fenómenos estructurales como la menor masa muscular por aspectos fundamentalmente endocrinos en los niños y fenómenos de sarcopenia en adultos mayores.
- **Sexo:** Las mujeres poseen menores masas musculares, por lo que son capaces de generar menos tensión en un músculo dado, especialmente cuando los resultados de la medición de la fuerza están expresados en términos absolutos.
- **Nivel de Actividad:** este factor se refiere a cuanto se usa la musculatura, un sujeto que somete su musculatura a carga será capaz de generar mayores niveles de tensión. Es el efecto del entrenamiento que permite una adaptación del músculo a las cargas que se aplican sobre él, es importante hacer notar que esta adaptación es en el sentido positivo (aumento) y también negativo (disminución).

6.2.5. Valoración de la Fuerza

Cuando queremos medir la fuerza, tanto en el área clínica como en la actividad física y el deporte, lo que medimos es la manifestación de la fuerza (*Force*), básicamente la carga que el sujeto desplaza o intenta desplazar si se trata de fuerza estática. Para poder medir lo que está pasando en el músculo (*strength*) requerimos equipos y procedimientos que se realizan en condiciones de laboratorio, lo que por supuesto nos entrega información muy valiosa, pero también nos aleja de la realidad de pacientes y sujetos de cualquier tipo. En este apartado me centraré en la medición de la fuerza isométrica que tiene una amplia aplicabilidad en el contexto clínico.

6.2.5.1. Valoración de la Fuerza isométrica

La Fuerza isométrica se mide como la fuerza o torque máximo producido por una contracción isométrica voluntaria máxima (FIM).

Las ventajas de la medición de la fuerza isométrica en el ambiente clínico son:

- Simples de realizar, tanto para el evaluador como para el evaluado.
- Existe un mínimo riesgo de lesión, especialmente cuando se entregan las instrucciones adecuadas.
- Las mediciones tienen un alto grado de confiabilidad cuando se siguen los protocolos adecuados.

También es importante conocer cuales serían las desventajas de utilizar este tipo de mediciones:

- Los resultados de las pruebas son ángulo dependientes, es decir el valor de la fuerza obtenido es real solo para ese ángulo (Murphy, Wilson, Pryor, y Newton, 1995; Zeh et al., 1986).
- Existe poca evidencia que la medición de la fuerza isométrica se correlacione con actividades funcionales especialmente en el ámbito deportivo (Murphy et al., 1995).

Dentro de los dispositivos que se utilizan para evaluar la fuerza encontramos (Brown y Weir, 2001):

Dinamómetros: Los dinamómetros se usan para medir la fuerza y la resistencia estáticas de los músculos de prensión, así como los músculos de piernas y la espalda. La escala está fijada en un escalón o una plataforma. La cadena y la barra se ajustan según la altura del individuo que se está sometiendo a la prueba. Corresponde a un instrumento con muelle; cuando se aplica fuerza al dinamómetro, al muelle se comprime y mueve la aguja del indicador en el grado correspondiente.

Tensiómetros con cable: Los tensiómetros con cable pueden usarse para valorar la fuerza estática de numerosos grupos musculares diferentes de todo el cuerpo. Entre los diferentes

instrumentos se cuentan un tensiómetro, cables de acero, una mesa de pruebas, ganchos de pared, correas y un goniómetro. El cable está unido a la pared o a los ganchos de la mesa, y el otro extremo se sujeta con una correa la parte del cuerpo que se prueba. El cable siempre está situado en ángulo recto con respecto a la palanca ósea que realiza la acción de tirar. A medida que el individuo ejerce fuerza sobre el cable el elevador del tensiómetro se deprime y una aguja indicadora de la fuerza máxima realizada registra la puntuación de la fuerza estática.

Células de carga: Estos dispositivos están diseñados para transformar una señal mecánica que consiste en la deformación de un elemento producto de la carga o fuerza aplicada sobre ella a una señal eléctrica medible y por lo tanto cuantificable. Cada célula de carga se deforma ante diferentes formas en que se aplica la carga que puede ser compresión, tensión, flexión o cizallamiento. En la actualidad este es el método más utilizado para medir la fuerza, siendo un método fiable y de gran precisión. La señal eléctrica generada va conectada a un soporte informático que permite recoger los datos y almacenarlos para su posterior tratamiento.

Dinamómetros electromecánicos (Isocinéticas): La medición isocinética de la fuerza se produce cuando un músculo se acorta a una velocidad constante, por ende la articulación que permite el movimiento lo hace a una velocidad angular constante. Para poder realizar esto se requiere de un dispositivo que proporcione resistencia al movimiento de la extremidad de modo que un segmento de miembro no pueda acelerar más allá de la velocidad angular preestablecida en él dispositivo. Como resultado, la máquina no proporciona resistencia, ni mide el torque hasta

que el segmento intenta exceder la velocidad preestablecida. En teoría, por lo tanto, cuando el segmento alcanza la velocidad preestablecida e intenta acelerar, la extremidad se moverá a una velocidad constante. Como vemos este tipo de dispositivos evalúa en forma dinámica, pero los dispositivos isocinéticos se pueden programar para trabajar en velocidad cero, funcionando como un dinamómetro común. Por esto cumplen una función dual, tanto dinámica como estática.

Con ellos se puede medir diferentes variables de la Fuerza como:

- Pico máximo de fuerza (PF).
- Fuerza explosiva en régimen estático en cualquier punto o tiempo y la fuerza explosiva máxima.
- El tiempo transcurrido hasta alcanzar los distintos valores de fuerza.
- La resistencia a la fuerza con distintos porcentajes de la FIM (fuerza isométrica máxima).

Niveles óptimos de fuerza isométrica especialmente en la musculatura de la cadera -tema de esta tesis- presentaría mejoras clínicas y de funcionalidad en deportistas y pacientes con trastornos musculoesqueléticos (Amorim et al., 2017; Chen & Chou, 2017; Gafner et al., 2017).

6.2.5.2. Consideraciones en la medición de la Fuerza

Para una adecuada medición de la fuerza se deben considerar ciertos aspectos que permitirán desarrollar las evaluaciones de una manera adecuada. Estos aspectos son los siguientes:

Planificación: Es muy importante antes de realizar cualquier evaluación de la fuerza tener claridad qué es lo que se quiere medir, es decir que variables de la fuerza son las útiles para cada caso en particular, como por ejemplo peak de fuerza, fuerza media, tasa de desarrollo de la fuerza, impulso, etc. Además de esto, porqué se quiere medir, para controlar el proceso de entrenamiento, rehabilitación, determinar criterios de normalidad, dar el alta, etc.

Seguridad: Se debe garantizar en todo momento la seguridad de todas las personas que intervienen en la medición. Para esto es importante inspeccionar el equipamiento para evitar accidentes, se debe proveer adecuadas condiciones de iluminación y temperatura, se debe tener planes en caso de emergencias médicas y el personal evaluador debe ser idóneo en este tipo de actividades.

Entrada en calor: El calentamiento es muy importante antes de realizar cualquier prueba de fuerza ya que prepara el cuerpo para un esfuerzo que habitualmente es máximo. Estas actividades permiten poner a punto los sistemas de aporte de energía, cardiorrespiratorio y neuromuscular.

Familiarización: es muy importante que antes de la realización de la prueba el sujeto conozca el procedimiento y lo haya vivenciado, con el objeto de disminuir el error de la medición por aspectos técnicos de ejecución.

Especificidad: Las pruebas de fuerza deben ser específicas en relación a las necesidades del individuo que será evaluado, para que los resultados sean útiles desde el punto de vista de los procesos de recuperación o de entrenamiento deportivo.

6.2.5.3. Consideraciones en la medición de la fuerza isométrica:

Dentro de los elementos más importantes a la hora de evaluar es tratar de tener una medición válida y fiable, para esto debemos reducir al máximo todos aquellos aspectos que pudieran interferir en tener resultados objetivables. En la medición de la fuerza existen una serie de factores que pueden hacer que los resultados presenten errores y por lo tanto sean poco confiables.

La Sociedad Americana de Fisiólogos del Ejercicio en sus recomendaciones de procedimientos para la evaluación precisa de la fuerza y potencia muscular establecen ciertos criterios que se deben considerar para una adecuada medición de la FIM (Brown y Weir, 2001).

- Ángulo articular: como se describió anteriormente la medición de la fuerza es ángulo dependiente, por esta razón debemos considerar una adecuada elección del ángulo en el cuál debemos realizar la medición, considerando que la fuerza está influenciada por la longitud muscular y el torque por la longitud del brazo de palanca.
- Duración de las contracciones: no existe un acuerdo preciso en el tiempo de cada repetición pero según Caldwell debiera ser entre 4 a 6 segundos (Caldwell et al., 1974).

- Intervalo de descanso: No existe un acuerdo exacto, el tiempo puede ser de 30 segundos si son pocas repeticiones. Para esto siempre se debe considerar el tipo de esfuerzo y el sistema de aporte de energía predominante para asegurar una adecuada cantidad de energía para realizar la prueba (ATP) y que no sea este el factor limitante de la prueba.
- Número de repeticiones: se recomienda ejecutar 3 repeticiones para cada una de las pruebas que se va a realizar (Edwards, Young, Hosking, y Jones, 1977).
- Intervalo promedio: En los dispositivos que permiten la grabación de la fuerza en un periodo de tiempo se recomienda tomar los valores de fuerza por 3 segundos, sin embargo no existe mucha evidencia para esta recomendación, además depende de la variable de la fuerza que se vaya a medir. Si por ejemplo medimos PF, este se alcanza antes del primer segundo, por lo que no tendría sentido.
- Instrucciones estandarizadas: El feedback tanto auditivo como visual afecta los valores de fuerza obtenidos, por lo tanto es importante estandarizar el lenguaje que se va a utilizar para incentivar al sujeto a que haga el máximo esfuerzo (Caldwell et al., 1974).
- Posicionamiento y estabilización: Al ser afectada la fuerza por la posición articular es importante elegir la posición adecuada considerando la longitud muscular y el brazo de

palanca.

- Procedimientos estandarizados: el procedimiento completo se debería estandarizar, es decir se debe realizar un protocolo donde se consideren todos los puntos anteriores para que estas mediciones sean reproducibles a través del tiempo.

6.2.5.4. Métodos de valoración de la fuerza de cadera en el contexto clínico

Es ampliamente reconocida la importancia de la fuerza muscular en el ámbito clínico. Las alteraciones de la fuerza se pueden producir por lesiones musculoesqueléticas, cardiovasculares, respiratorias, neurológicas, metabólicas, etc. Por esto es relevante tener pruebas que sean validas y confiables.

Según describe Jaric, las pruebas de fuerza muscular en el contexto clínico tienen como objetivo (Jaric, 2002):

- Evaluar la función muscular.
- Proveer valores normativos para la población sana.
- Evaluar resultados de procedimientos terapéuticos.
- Estimar el riesgo de lesiones o problemas de salud.

La evaluación de la fuerza en el ámbito clínico se realiza utilizando principalmente 3 procedimientos, Test muscular manual, dinamometría manual (HHD) y dinamometría isocinética.

Test Muscular manual: Este tipo de evaluación es muy sencilla y consiste en aplicar una resistencia manual por parte del evaluador a un segmento determinado y que se encuentra en una posición estandarizada (Fig. 5). La fuerza se gradúa en una escala de 0 a 5, donde 0 es la ausencia de fuerza y de actividad muscular visible (parálisis) y 5 es la posibilidad de mover el segmento ante una carga máxima ejercida por el evaluador en una posición estándar, esta posición se caracteriza por ser en contra de la fuerza de gravedad. Cuando el músculo es tan débil que no es capaz de vencer la fuerza de gravedad es necesario cambiar la posición del evaluado para tratar de minimizar este efecto, en este caso las puntuaciones son siempre menores de 2. El puntaje 1 se da cuando existe contracción muscular visible o palpable en ausencia de movimiento del segmento. El puntaje 3 se logra cuando el sujeto es capaz de movilizar el segmento a evaluar sin una carga externa, solo dada por el peso del segmento en contra de la gravedad. Las ventajas de este sistema es que solo se requiere del evaluador, sin embargo posee una validez y fiabilidad limitada, ya que depende de la expertiz del evaluador. (Kendall FP, 1983; Hislop HJ, Avers D, Brown M, 2014)



Figura 5. Evaluación muscular manual en abductores de cadera (Hislop HJ, Avers D, Brown M, 2014)

La utilidad de las pruebas musculares manuales se orienta principalmente al ambiente clínico y cuando los músculos son débiles, especialmente en alteraciones del sistema nervioso que impliquen paresia de ellos, pero su utilidad en investigación o cuando se debe detectar pequeños cambios en la fuerza es limitada.

Dinamómetro manual (*Hand Held Dynamometer, HHD*): Este tipo de dispositivos consiste en un dinamómetro de un tamaño muy pequeño que permite adosarlo a la mano del evaluador para que este lo aplique a un segmento determinado (Fig. 6). La técnica de utilización es similar a la evaluación muscular manual ya que se utilizan las mismas posiciones estandarizadas para tal motivo. El dispositivo entrega el valor de fuerza expresado en newton, kilogramos o libras, por lo tanto presenta una mayor objetividad que la evaluación muscular manual a la hora de registrar los datos. Su versatilidad permite utilizarlo en cualquier ambiente, en el caso de pacientes con algún impedimento estos pueden estar hospitalizados o bien ser ambulatorios. Esta herramienta es de bajo costo comparativo a la isocinética. Una de las limitaciones que

tienen estos dispositivos es la variabilidad en los resultados que se puede producir con las diferencias de tamaño y fuerza del evaluador (Krause, Schlagel, Stember, Zoetewey, y Hollman, 2007), a pesar de esto se consideran válidos y fiables para la evaluación muscular. Para mejorar la validez y confiabilidad del instrumento se han utilizado fijaciones externas como marcos metálicos y cinchas con los HHD adheridos a ellas (Hansen, McCartney, Sweeney, Palimenio, y Grindstaff, 2015; Jackson, Cheng, Smith, y Kolber, 2016; Stark, Walker, Phillips, Fejer, y Beck, 2011).



Figura 6, La imagen muestra Dinamómetros de mano (HHD), dos de los modelos más utilizados, a la derecha el HHD Lafayette Modelo 01165 y a la izquierda el Hoggan microFET2.

Dinamometría isocinética: Los dinamómetros isocinéticos son dispositivos bastante grandes y estacionarios, sus características, han sido comentadas anteriormente, dan una gran cantidad de información relativa a la fuerza. Además de entregar valores de peak de fuerza, trabajo, potencia, etc, en modalidad isocinética nos entregan las curvas de fuerza-velocidad y la relación

de fuerza entre músculos agonistas y antagonistas. La Dinamometría isocinética ha demostrado ser un herramienta de evaluación exacta y segura y es considerada actualmente el *gold estándar* para analizar la fuerza muscular, pero su alto costo impide la accesibilidad a este instrumento (Kindel y Challis, 2017; Paul y Nassis, 2015). Estos dispositivos han sido diseñados para realizar evaluaciones musculares en movimientos analíticos por lo que no es posible evaluar cadenas cinéticas de movimiento, a esto también debemos agregar que se requiere de elementos de fijación diferentes dependiendo del segmento a evaluar. Estas razones hacen que estos equipos solo se puedan utilizar en pacientes ambulatorios (Fig. 7).



Figura 7, a la izquierda se observa la evaluación de la musculatura abductora de cadera con dispositivo isocinético y a la derecha otra marca de este mismo dispositivo.

Dinamómetro Electromecánico Funcional, FED: Un nuevo dispositivo dinamométrico ha sido diseñado para la ejecución de tareas funcionales, el Haefni Health 1.0 (HHe) (iVolution, Granada, España), permite generar movimientos en diferentes planos y ángulos. Este a diferencia del dispositivo isocinético tradicional utiliza un sistema de poleas y una sujeción muy simple para el segmento a evaluar, con esto se logra mayor libertad de movimientos lo que permite efectuar tareas específicas y naturales (Campos-Jara et al., 2017; Campos-Jara et al., 2014), es decir, nos entrega opciones de movimientos analíticos y también globales (Fig. 8). Esta mayor libertad de movimiento trae aparejado una menor estabilidad de los segmentos por lo que podría generar mayor variabilidad en los datos y por consiguiente disminuir la fiabilidad al aplicar un protocolo específico de evaluación. Sin embargo, al ser un equipo de reciente creación, no existe la evidencia ni para aseverar ni desmentir este hecho. El FED HHe permite realizar evaluaciones estáticas y dinámicas, incluyendo la modalidad isocinética (Campos-Jara et al., 2017). Otra ventaja de este nuevo dispositivo es su costo, teniendo un valor intermedio entre los HHD y las isocinéticas.



Figura 8. Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe 1.0

6.2.5.5. Protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera:

Los protocolos de evaluación se diseñan para poder estandarizar al máximo las condiciones en que estos se realizan y disminuir las fuentes de error, con el objetivo de tener mediciones válidas y confiables.

En el caso de la musculatura abductora de cadera, en el ambiente clínico se evalúa habitualmente en decúbito lateral (*Syde-lyng Position, SIP*), probablemente porque la posición descrita para la evaluación muscular manual es esta, presentando una buena estabilización en contra de la fuerza de gravedad. Sin embargo, en la literatura encontramos además otras dos formas, de pie (*Standing Position, StP*) y de cúbito supino (*Supine Position, SupP*). De estas tres

posiciones solo SIP se encuentra validada (Cahalan y Johnson, 1989; P Click Fenter, J W Bellew, T A Pitts, 2003; Frese, Brown, y Norton, 1987; Hayes y Falconer, 1992; Hislop HJ, Avers D, Brown M, 2014; Lawson y Calderon, 1997; Lourencin, Macedo, Scarpellini, y Greve, 2012; Schmitt y Cuthbert, 2008; Thorborg et al., 2011; Widler et al., 2009).

A pesar de esto, es importante tener alternativas de evaluación en el ambiente clínico, ya que muchas veces los pacientes no son capaces de adoptar una determinada posición. Las otras dos posiciones a pesar de ser menos válidas si presentan algunas ventajas por lo que pudieran ser utilizadas eventualmente. La StP se ha descrito como más fisiológica y funcional, ya que la mayoría de las actividades funcionales y se realizan en esta posición (Cahalan y Johnson, 1989; Farrell y Richards, 1986). En SupP, la fuerza de gravedad se mantiene neutral y además es una posición donde no hay descarga de peso sobre las extremidades inferiores, genera una estabilidad dada porque todo el cuerpo esta sobre una superficie como una camilla generando una base de sustentación muchísimo más grande que en las otras 2 posiciones, junto con esto, permite no estar apoyado sobre un costado del cuerpo que pudiera presentar algún problema (Hayes y Falconer, 1992).

6.2.5.6. Métodos para expresar los resultados, Normalización en las pruebas de Fuerza.

Como se mencionó anteriormente cuando medimos en el ámbito clínico la fuerza lo hacemos a través de una contracción voluntaria máxima. Para el caso de cualquiera de los tipos de dinamometría (HHD, isocinética, FED) estas nos entregan valores de fuerza y las variables que

podemos obtener a través de ella, como por ejemplo, la fuerza máxima alcanzada o peak de fuerza (PF), Fuerza media (FM), el trabajo, la potencia, la tasa de desarrollo de la fuerza (RFD) o cualquier otra variable que nos permita el software que registra los datos desde el transductor.

Por otra parte, la forma de expresar y comunicar los resultados de las pruebas de fuerza es importante, estos se pueden expresar como un valor absoluto en N o Nm dependiendo si hablamos de fuerza o torque respectivamente siendo este valor, una especie de fotografía del sujeto en ese momento. También se puede realizar como valores relativos, ya que variables como la masa corporal y la masa muscular pueden influir en la fuerza, por lo que se hace necesario la normalización de los datos para evitar el efecto de estas variables en los resultados (Bazett-Jones, Cobb, Joshi, Cashin, y Earl, 2011;) (Jaric S, Radosavljevic-Jaric S, 2002). En este mismo sentido, es importante tener una medida independiente de la masa corporal que permita poder comparar individuos diferentes e incluso los mismos individuos entre mediciones separadas en el tiempo.

En la literatura es posible encontrar diferentes formas de normalización de los datos. Las más comunes son las llamadas *ratio standards*, que utilizan la masa corporal (BM) o la masa libre de grasa (FFM). Estas metodologías consisten básicamente en expresar la fuerza como el cociente entre la fuerza y la BM (F/BM) o la FFM (F/FFM). Estas técnicas han sido ampliamente usadas (Jaric, 2002) y parten de la premisa que la fuerza es directamente proporcional a la BM o al FFM. Debemos considerar también que para poder realizar estos procedimientos requerimos de otras mediciones. Para el caso de la BM, necesitamos una balanza simplemente, pero para

determinar la FFM debemos utilizar otro tipo de procedimientos que pueden llegar a ser complejos de realizar u onerosos, como la cineantropometría, bioimpedanciometría (BIA), absorciometría de rayos X de energía dual (DEXA) o las imágenes por resonancia magnética que permiten dividir la masa corporal en compartimentos como masa magra, masa libre de grasa, masa grasa o masa muscular idealmente, dependiendo del procedimiento que se utilice.

Otra forma de normalizar los datos es la llamada técnica alométrica. Las técnicas alométricas se fundamentan en la teoría de la similitud geométrica que establece que todos los cuerpos tienen la misma forma, solo difieren en el tamaño. Por lo tanto se utilizaría esta variable (tamaño) para realizar el procedimiento (Jaric, 2002) el que consiste en dividir la fuerza por BM y elevarlo a una potencia (Jaric, 2002). La formula más común es la propuesta por Jaric donde BM es elevada a 2/3 o bien 0,67.

$$F_{\text{norm}} = F_{\text{za}} / \text{BM}^{0,67}$$

A pesar que estos autores han mostrado los beneficios de aplicar esta técnica, ha sido subutilizada y como plantean otros autores (Bazett-Jones et al., 2011; Folland, Mc Cauley, y Williams, 2008; Maranhao Neto et al., 2017) aun no existe un consenso al respecto.

Como se puede inferir de estas propuestas, ellas no hacen distinción entre género ni en el segmento que se va a evaluar. En este sentido Brazett-Jones et al. realizaron un estudio con la técnica alométrica para determinar cual era la potencia adecuada a la cual se debía elevar la

BM en la musculatura de cadera específicamente, encontrando que el mejor valor era para hombres 0,554 y para mujeres 0,335 (Bazett-Jones et al., 2011).

Fuerza muscular normalizada de la cadera en hombres: $F_{norm} = F/BM^{0,554}$

Fuerza muscular normalizada de la cadera en mujeres: $F_{norm} = F/BM^{0,335}$

6.3. Validez y fiabilidad en la evaluación

La “validez” se entiende como la capacidad de un dispositivo para medir la variable para lo que está diseñado medir (Atkinson y Nevill, 1998). Para el caso del tema que atañe a esta tesis un instrumento válido como un dinamómetro por ejemplo, lo será si al utilizarlo nos entrega el valor real de fuerza que está haciendo el sujeto. Para esto lo que debemos hacer es comparar el valor entregado por nuestro dinamómetro con otro que sabemos nos entrega valores reales, habitualmente el que se denomina “*gold estándar*” Este tipo de validez se conoce con el nombre de validez concurrente (Welk., 2002).

Cuando utilizamos un equipo de medición como un FED debemos estar seguros que nos entregará valores válidos lo que normalmente el fabricante debe asegurar. Ahora bien, cuando utilizamos estos equipos al evaluar personas nos encontramos con el problema que no solo el

equipo debe ser válido, también lo debe ser el protocolo de evaluación. Al igual que el equipo este se puede validar contra un protocolo ya validado o bien podemos utilizar otras variables que hayan sido demostradas y que permitan determinar si los resultados del test serán fidedignos, a este tipo de validez se le denomina validez de constructo (Welk., 2002). Por ejemplo, si se quiere saber si es válido un test para medir la fuerza de la musculatura abductora de cadera y tenemos la evidencia que el test más válido es aquel donde se alcanzan los valores más altos de esta variable, cuando comparemos varios protocolos diferentes el que obtenga los valores más altos será el más válido.

Otro elemento importante que debe tener un instrumento de evaluación y un método de evaluación es la fiabilidad. Esta se refiere a la ausencia de variabilidad que existe entre repetidas mediciones de una variable. Como lo define Atkinson y Nevill, la fiabilidad es la consistencia en la medida o la ausencia del componente de error (Atkinson y Nevill, 1998). Otra definición que nos provee Hopkins es la reproducibilidad de los valores de un test tras múltiples medidas repetidas de un mismo individuo (Hopkins, 2000). Utilizando el ejemplo del FED, si se evalúa la fuerza abductora de cadera con un determinado protocolo en un momento dado por ejemplo un lunes y luego lo volvemos a medir utilizando el mismo procedimiento en un momento diferente, miércoles por ejemplo, la medición más fiable será aquella que nos entregue una menor diferencia entre ambas mediciones. A esta fiabilidad se le denomina test-retest (*test-retest reliability*), y es la más utilizada cuando se realizan mediciones donde el evaluador no influye en la evaluación. Otros tipos de fiabilidad son la intraevaluador (*intrarater reliability*) donde se prueba la consistencia del test ante un mismo evaluador y la interevaluador (*interrater reliability*) donde se realiza lo mismo, pero entre evaluadores diferentes.

Al evaluar personas existe una variabilidad normal y por lo tanto lo que se debe hacer para asegurar la fiabilidad es tratar de reducir las fuentes de error al máximo. Los componentes principales del error de medida son los errores sistemáticos (p ej. aprendizaje o fatiga durante la realización de un test) o aleatorios (p ej. variaciones biológicas o mecánicas, como el no controlar la postura durante la realización de un test) (Atkinson y Nevill, 1998).

Por lo tanto, la fiabilidad como medida, representa un control de las fuentes de error de una investigación.

Esta medida permite una mejor precisión en la medida y por ende, un mejor seguimiento de los cambios de una variable durante el proceso investigativo.

Se pueden describir dos tipos de fiabilidad, la fiabilidad relativa o la absoluta (Overend, Anderson, Sawant, Perryman, y Locking-Cusolito, 2010):

Fiabilidad relativa: se refiere a la concordancia con la que los individuos mantienen su posición en una muestra de medidas repetidas. Se utiliza normalmente para determinar el Coeficiente (o Índice) de Correlación Intraclase (ICC).

Fiabilidad absoluta: se refiere a la concordancia en el que las medidas repetidas varían en un individuo. Según Atkinson y Nevil los estadígrafos utilizados para esto son el coeficiente de variación (CV), el error estándar de medida (SEM) y los límites de acuerdo (LOA). Según estos autores no existe uno mejor que otro, si no más bien estos son complementarios por lo que recomiendan que en este tipo de estudios se describan todos ellos (Atkinson y Nevill, 1998).

Otro estadígrafo utilizado en clínica y que entrega información valiosa en este sentido es la diferencia mínima detectable (SDD) y que permite determinar si el cambio que ocurre en un sujeto luego de un tratamiento o entrenamiento es atribuible a este o al error de la medición (Weir, 2005).

6.3.1. Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC)

Para un grupo de medidas, la varianza total es obtenida del verdadero valor de la varianza y de la varianza error. El teórico valor verdadero de un individuo refleja la media de una serie de números infinitos de dicho individuo. El componente de error es igual a la diferencia entre los valores verdaderos y los valores observados. En el componente de error de un valor se incluyen la variabilidad biológica, la instrumentación, el error del sujeto y el error del evaluador, es decir, el error sistemático y el aleatorio. La fórmula base para el cálculo del ICC es (Weir, 2005):

$$\text{ICC} = \text{variabilidad entre sujetos} / (\text{variabilidad entre sujetos} + \text{error})$$

El valor del ICC varía entre 0 y 1, siendo 1 la máxima fiabilidad (no hay diferencias entre medidas), por supuesto que es imposible en sistemas biológicos conseguir fiabilidades de 1, por lo que los valores cercanos se consideran buenos. Koo y Li plantean la siguiente interpretación de los valores de ICC (Koo y Li, 2016):

- < 0.5 es pobre
- 0,5-0,75 moderada

- 0,75 a 0,9 buena
- 0,9 excelente

Según Koo y Li existen 10 formas de calcular el ICC (Koo y Li, 2016). En esencia, todas se basan en el mismo principio, pero en función de si se realizan más de dos series de evaluación o en función del ANOVA realizado (efectos fijos o aleatorios), se utiliza una u otra fórmula. Según este mismo autor lo adecuado para el cálculo del ICC es complementarlo con el intervalo de confianza al 95%.

6.3.2. Coeficiente de Variación (CV)

Existen diferentes métodos de cálculo del CV, pero probablemente la forma más común de cálculo es dividir la desviación estándar entre la media y multiplicarla por 100. El uso de un estadístico adimensional como el CV tiene un gran atractivo puesto que se puede comparar la fiabilidad de diferentes instrumentos. Según Stokes se considera bueno un valor menor al 10% (Stokes, 1985). Un CV de 10% obtenido en una serie, significa que asumiendo que los datos se distribuyen normalmente, el 68% de las observaciones se encuentran dentro de 10% de la media de los datos.

6.3.3. Error de Estándar de la Medida o (*standar error measurement, SEM*)

Como hemos comentado anteriormente, la fórmula general del ICC es un ratio entre la varianza de los sujetos y la variabilidad total, reflejando la habilidad de un test a diferenciar entre los diferentes individuos. El ICC proporciona una medida de la fiabilidad parcial o relativa, mientras que el error estándar de la medida (SEM) proporciona una medida de la fiabilidad absoluta. Las principales características del SEM es que se presentan en la misma unidad de medida que la variable en cuestión. Además de medir la precisión de un valor individual de un test. Hopkins se refiere al SEM como el error típico (Hopkins, 2000). Para el cálculo del SEM es necesario calcular la desviación estándar (SD) de los datos individuales. Pero generalmente, se suele hacer una estimación utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{SEM} = \text{SD} \sqrt{1 - \text{ICC}}$$

6.3.4. Límites de Acuerdo o "*limits of agreement*" (LOA)

Para el cálculo de los límites de acuerdo (LOA) es necesario realizar una prueba test – retest. En primer lugar, se debe de calcular las diferencias entre ambas pruebas, es decir, la resta de cada puntuación de cada individuo en ambos días de evaluación. Por lo tanto, se obtendría un gráfico con las diferencias de las puntuaciones de ambos test repetidos en días diferentes (Bland JM, 1995). Una primera aproximación visual, nos podrá indicar la presencia de errores sistemáticos o errores aleatorios. Según Atkinson y Neville la distribución de las puntuaciones

sin ningún patrón definido, significará la presencia de errores aleatorios (Atkinson y Nevill, 1998). En cualquier caso, estos errores son debido a las diferencias individuales. En cambio, si la distribución de las diferencias sigue un patrón definido, por ejemplo, todos los valores positivos, o todos los valores negativos muy próximos entre sí, indicaría la presencia de errores sistemáticos. En este caso, el investigador deberá averiguar si el error sistemático proviene del procedimiento realizado o del dispositivo de evaluación utilizado.

Posteriormente, se deberá calcular el valor promedio y la desviación estándar de las diferencias. Una vez calculada la desviación estándar es multiplicada por 1,96 obteniendo el 95% del componente de error aleatorio. Para finalizar, se realizará una prueba t-student para comprobar la presencia de error sistemático. La presencia de heterocedasticidad se podría examinar formalmente haciendo un gráfico de las diferencias entre las dos series del test realizado en valor absoluto. Posteriormente, se calcula el coeficiente de correlación de Pearson entre los valores predichos y las medias actuales. Si existiese heterocedasticidad, el valor de correlación de Pearson sería mayor de $r = 0.20$.

6.3.5. Coeficiente de Correlación de Pearson (r o R^2)

Esta técnica estadística ha sido la más utilizada en la evaluación de la validez y fiabilidad de dispositivos. En el caso de la fiabilidad, se dice que valores por encima de 0,80 parecen ser adecuados para concluir que existe fiabilidad en la medida de cualquier variable. Además, de la correlación se deben obtener diferencias significativas. Atkinson y Neville, argumentan que este

índice no es válido puesto que: depende en gran medida del total de unidades de observación con la que se cuente. A mayor tamaño muestral, mayor grado de asociación y este coeficiente no aporta información sobre los errores sistemáticos (Atkinson y Nevill, 1998). Además debemos considerar que el coeficiente de correlación de Pearson no es un índice adecuado para medir la completa concordancia porque r es un estadístico de covarianza estandarizada y como tal, sólo es sensible a la cantidad de dispersión (Beckstead, Weiss, y Rajaratman, 2011).

Mukaka, propone como interpretación del coeficiente de correlación la siguiente clasificación (Mukaka, 2012):

Magnitud de correlación	Interpretación
0,9 a 1 (-0,9 a -1)	Correlación muy alta positiva (negativa)
0,7 a 0,9 (-0,7 a -0,9)	Correlación alta positiva (negativa)
0,5 a 0,7 (-0,5 a -0,7)	Correlación Moderada positiva (negativa)
0,3 a 0,5 (-0,3 a -0,5)	Correlación baja positiva (negativa)
0,00 a 0,3 (0,00 a -0,3)	Correlación despreciable positiva (negativa)

6.3.6 Diferencia Mínima Detectable (*Smallest difference detectable*, SDD)

La SDD ayuda a los clínicos a determinar el valor por el cuál después de una segunda medición (test-retest) puede ser considerado como una diferencia real el 95% de las veces y no una diferencia atribuible al error de medición. Esta información es muy importante ya que cuando

se instaure un programa de tratamiento o entrenamiento de la fuerza, por ejemplo, uno espera conseguir aumentos en la fuerza producto de esta intervención. Sin embargo aunque el sujeto aumente su fuerza no tenemos certeza que ese aumento es real y no producto de los errores sistemáticos o aleatorios propios de cualquier evaluación. Para tener la certeza que ha existido una mejora real, el valor obtenido en la evaluación de la fuerza debe ser mayor al SDD, lo que indica que aunque hayan existido errores en la medición, la mejora es real y no está dentro de los valores de error del instrumento o del protocolo de evaluación. La fórmula de cálculo del SDD según Weir es (Weir, 2005):

$$\text{SDD} = \text{SEM} * \sqrt{2} * 1,96$$

Esta fórmula está expresada con 95% de confiabilidad, es decir que la diferencia encontrada es real el 95% de las veces. Como se puede observar en la fórmula esta depende del nivel de exigencia que queramos colocar (1,96 para el 95%) y también depende del SEM, por lo que en la medida que tengamos una medición con un SEM mayor el SDD también lo será.

7. Aproximación al Problema de Investigación

Como se ha podido evidenciar a través del marco conceptual, la musculatura de la cadera es relevante para la funcionalidad de un individuo. Los déficits de fuerza repercuten en la estabilidad de la pelvis, lo que trae como consecuencia el aumento del riesgo de numerosas lesiones tanto del miembro inferior como en la columna vertebral.

Por estas razones se hace necesario medir la fuerza de esta musculatura de una manera válida y confiable aprovechando las ventajas que pueden entregar nuevas tecnologías como el dinamómetro electromecánico funcional, HHe.

Como todo equipo nuevo, debe ser probado para que los datos obtenidos de él, tengan una real utilidad tanto en el ámbito de la rehabilitación como del rendimiento deportivo y la salud en general. Junto con esto, estos datos deben poder ser comparables con otras mediciones del mismo sujeto separadas en el tiempo y con otros sujetos también, para que se pueda entender si han cambiado sus condiciones en el tiempo o si se encuentra en rangos de normalidad.

Estas razones nos han estimulado a buscar respuestas a estas preguntas, planteando una investigación que nos permita corroborar si el dispositivo HHe es válido y confiable en la medición de la musculatura abductora de cadera y junto con esto, determinar cuál es el método más adecuado para presentar los resultados de las pruebas realizadas.

8. Objetivos e Hipótesis

Este estudio se llevó a cabo en base a tres partes. El objetivo general pretende dar respuesta a la inquietud global del problema de investigación por lo que es uno para las tres partes. Los objetivos específicos pretenden hacer lo propio, para cada una de las partes de la investigación y serán numerados siguiendo el orden de cada una de ellas, es decir, el objetivo específico 1 corresponde al objetivo de la parte 1 y así sucesivamente. Para el caso de las hipótesis se utilizará el mismo procedimiento.

8.1. Objetivo General:

Determinar la validez y fiabilidad de diferentes protocolos de evaluación de la fuerza muscular abductora de cadera con un nuevo dispositivo electromecánico funcional.

8.2. Objetivos específicos

Objetivo 1: Determinar la validez de constructo de tres protocolos de evaluación de la fuerza muscular isométrica en los músculos abductores de cadera con el dispositivo Haefni Health 1.0. y su relación con parámetros antropométricos.

Objetivo 2: Verificar la fiabilidad de tres protocolos de evaluación de la fuerza muscular isométrica en los músculos abductores de cadera con un dispositivo electromecánico funcional.

Objetivo 3: Valorar la fiabilidad de tres métodos de normalización de los datos en tres protocolos de evaluación de la fuerza abductora de cadera.

8.3. Hipótesis

H1: El protocolo en la posición de cúbito lateral es válido para medir la fuerza abductora de cadera en el dispositivo electromecánico funcional HHe 1.0

H2: Los tres protocolos de evaluación de la fuerza muscular abductora de cadera son fiables al usar el dispositivo electromecánico funcional HHe 1.0

H3: El método más fiable de normalización de los datos es el alométrico propuesto por Brazett-Jones et al.

9. Método y Resultados

A continuación se presentan las tres partes del estudio. La parte 1, “Validez de 3 protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera con un nuevo dispositivo electromecánico funcional”. Se evaluaron 32 sujetos durante el periodo 2015-2016 con el objetivo de determinar la validez de constructo de los protocolos aplicados.

La parte 2, “Fiabilidad de 3 protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera con el dispositivo electromecánico funcional HHe”, se utilizó una muestra de 29 sujetos diferentes durante el periodo 2016-2017 y para determinar la fiabilidad se realizó un test-retest. Paralelo a esto, se estudió nuevamente la validez de constructo de los protocolos con esta muestra.

Y la parte 3, “Fiabilidad de los métodos de normalización de la fuerza isométrica con el uso de un dinamómetro electromecánico funcional” donde se buscó determinar el mejor método de normalización de los datos cuando se aplicaban dichos protocolos. Este procedimiento se realizó con el mismo grupo de sujetos del estudio 2.

Para describir estas tres partes se presentan material, método y resultados de manera separada. La discusión se realiza de manera conjunta al igual que las conclusiones que pretenden dar respuesta a cada uno de los objetivos propuestos para cada parte de este estudio.

10. Parte 1

Validez de 3 protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera con un nuevo dispositivo electromecánico funcional.

10.1. Material y Métodos:

Estudio descriptivo con muestreo no probabilístico a través de grupo de voluntarios. Para investigar la validez de tres protocolos de valoración de la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera, se realizó un estudio que consistió en realizar 2 sesiones idénticas de evaluación separadas al menos por 48 hrs. en un periodo de 10 días a cada uno de los sujetos. El mismo investigador realizó todas las mediciones en las mismas condiciones y entregando idénticas instrucciones.

10.1.1 Participantes

Se invitó a participar de este estudio a estudiantes de la carrera de Kinesiología de la Pontificia Universidad Católica de Chile por medio de correos electrónicos masivos a todos los estudiantes de la carrera. Un total de 32 sujetos, 12 hombres y 20 mujeres, participaron de manera voluntaria en este estudio, no abandonando ninguno de ellos. La edad de los sujetos fue $20,7 \pm 2,0$ años, peso $59,0 \pm 8,8$ kg, talla $163,2 \pm 6,7$ cm, IMC $21,9 \pm 2,1$. Todos ellos debían ser personas sanas, que no presentaran patologías cardiovasculares, pulmonares y metabólicas, además de no haber tenido dolor musculoesquelético en los últimos 3 meses y tener entre 18 y 25 años. La aprobación ética fue realizada por el comité ético científico de la Facultad de Medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile (CEC-MedUC 16-399). Todos los protocolos estuvieron de acuerdo con la declaración de Helsinki 2013.

Tabla 1. Características antropométricas de la muestra de acuerdo al sexo.

Variable	Total=32	Masculino n=12	Femenino n=20	Valor de p
Edad (años)	20.7 ± 2.0	20.0 ± 1.4	21.1 ± 2.1	0.11
Peso (kgs)	59.0 ± 8.8	65.7 ± 8.6	55.0 ± 6.1	<0.001
Talla (mts)	163.2 ± 6.7	167.5 ± 7.7	160.8 ± 4.5	0.004
IMC (kg/m ²)	21.9 ± 2.1	23.1 ± 2.0	21.2 ± 1.87	0.01
Masa magra (kg)	47.2 (37.8-65.3)	59.8 (40.2-70.3)	42.6 (36.3-48.8)	<0.001
Masa Grasa (%)	10,5 (4,7 23,1)	7,1 (4,5 – 11,9)	12,2 (8,4 – 24,4)	<0.001

Los datos mostrados representan media ± Desviación estándar, p prueba de *t de student*, medianas (percentiles 5 -95), p prueba de Mann-Whitney. P<0.05 considerada estadísticamente significativo.

10.1.2. Procedimiento

Antes de realizar la evaluación se les explicó verbalmente a los sujetos el procedimiento, firmaron un consentimiento informado, completaron una ficha con sus datos personales y contestaron el cuestionario *Physical Activity Readiness Questionnaire* PAR-Q (Shephard, 1988). Luego se realizaron las mediciones antropométricas que incluían, peso, talla, y composición corporal con impedancia bioeléctrica (Bodystat, Quadscan 4000) según lo descrito por Lukaski et al. (Lukaski, Bolonchuk, Hall, Siders, y Widation, 1986) obteniendo valores de masa grasa y masa libre de grasa (FFM) (kg).

Luego de esto realizaron un calentamiento en bicicleta ergométrica (FitPro CU 800) de 10 minutos a una intensidad del 50% de su frecuencia cardíaca máxima. Las instrucciones entregadas a los participantes para realizar la medición de fuerza fueron que al realizar la abducción de la extremidad, hicieran la máxima contracción posible y de la manera más rápida

que pudieran para conseguir los mayores PF (Bemben, Clasey, y Massey, 1990). Antes de registrar los datos los sujetos ejecutaron 3 repeticiones de familiarización en cada una de las posiciones, SIP, StP y SupP. El protocolo de evaluación consistió en 3 contracciones isométricas máximas de 6 segundos cada una, con una pausa de 30 segundos entre ellas con su extremidad no hábil. El tiempo de descanso entre cada posición fue de 10 minutos y el orden en el que fueron realizadas fue aleatorizado.

Para la medición de la fuerza se utilizó el dinamómetro electromecánico Haefni Health 1.0 (HHe) (iVolutions R&D, Granada, España), que se encuentra validado para tales efectos (Campos-Jara et al., 2014; Campos-Jara et al., 2017).

Los tres protocolos de evaluación se diferenciaron en la posición en la que se realizaba la prueba. Para SIP el sujeto se colocó en una camilla en posición de cúbito lateral sobre el lado contralateral (Fig 9). Se le pidió que la rodilla contralateral estuviera flexionada en 90° para mejorar la estabilidad y se colocó entre ambas piernas una cuña de espuma para mantener la alineación de la extremidad a evaluar en 0° de abducción (posición neutra). Se colocó una correa de fijación ubicada a la altura de las crestas ilíacas que unía firmemente la camilla a la pelvis del sujeto. La resistencia fue ubicada en el extremo distal de la extremidad a evaluar, 1 cm. sobre el maléolo lateral. En la StP el sujeto se encontraba de pie frente a la camilla a la cual se le colocó una cuña de espuma para que pudiera apoyar las manos que se encontraban a nivel de las crestas ilíacas y se les explicó que no debía ejercer presión o hacer fuerza contra ella (Fig 10). Los pies se posicionaron separados a la misma distancia que el ancho de sus hombros.

La resistencia fue colocada 1 cm sobre el maléolo lateral. Para la SupP el sujeto se encontraba en posición de cúbito supino, es decir, tendido sobre su espalda y se le colocó un cinturón de sujeción a la altura de sus crestas iliacas que permitía su fijación a la camilla (Fig 11). Las extremidades inferiores se encontraban a 0º de abducción y las extremidades superiores se encontraban cruzadas sobre el tórax para evitar las compensaciones. La resistencia se colocó en el extremo distal de la pierna a 1 cm sobre el maléolo lateral.

En la ejecución de todos los ejercicios, se estimuló al sujeto para que realizara el máximo esfuerzo utilizando las siguientes palabras: “vamos, vamos, dale, dale”.

Los resultados de las pruebas se almacenaron de manera automática en el dispositivo HHe y no fueron conocidos ni por el evaluador ni por los sujetos. Una vez finalizadas todas las mediciones se extrajeron los datos del *software* del dispositivo HHe en formato Excel[®] para ser procesados, obteniéndose el Peak de Fuerza (PF) en Newton para cada uno de los sujetos.

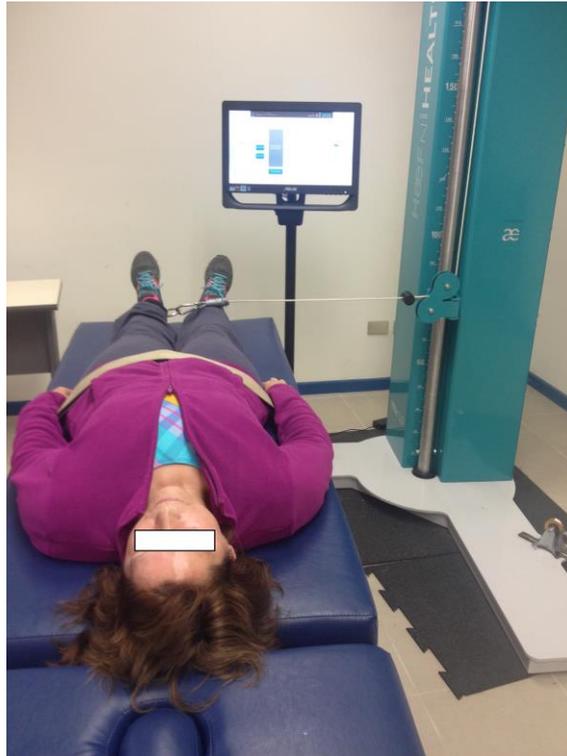
Figura 9: Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de cúbito lateral (SIP).



Fig 10: Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de pie (StP).



Fig 11: Medición de la Fuerza Isométrica Máxima a través del Dinamómetro Electromecánico Funcional HHe en posición de cúbito supino (SupP).



10.1.3. Análisis Estadístico

Los datos fueron evaluados para ver su normalidad usando la prueba de Shapiro-Wilk. Se utilizó estadística descriptiva (media y desviación estándar) para describir los datos demográficos y antropométricos de los sujetos y el PF.

Para determinar el nivel de asociación lineal se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson entre las distintas posiciones considerando un nivel de significancia de $p \leq 0,05$. La interpretación del coeficiente de correlación se realizó por la clasificación descrita por Mukaka (Mukaka, 2012).

Las pruebas estadísticas se realizaron con el *software* Stata 9,0 y los gráficos por medio del *software* Graphpad.

10.2. Resultados

Se valoró la fuerza y sus variables asociadas en posición de cúbito supino, de cúbito lateral y de pie. En la tabla 2 se muestran los valores de fuerza y variables asociadas para el total de la muestra, observando que la posición decúbito lateral presenta los valores más altos de fuerza, así como un menor tiempo para alcanzar el pico máximo de fuerza. Los valores de p representan diferencias significativas entre las posiciones analizadas para cada variable.

Tabla 2. Parámetros de fuerza medidos en los sujetos de acuerdo a las posiciones evaluadas.

<i>Variable</i>	<i>De cúbito lateral n=32</i>	<i>De cúbito supino n=32</i>	<i>De pie n=32</i>	<i>Valor de p</i>
PF	198.8 (118-283.3)	144 (108.6-194.3)	168.8 (133.3-276.6)	<0.001
TPF	1157.6 (214-4015.6)	2526.1 (1277.3-5143)	1991.6 (453.3-4056)	<0.001
%TpcTPF	19.5 (3.5-67.5)	44.0 (21.4-86.5)	33.3 (7.6-68.7)	<0.001
IMP	15.7 (12.5-20.6)	16.8 (14.1-22.3)	21.3 (14.5-30.6)	<0.001
%tpcPerd	61.0 (19.9-97.2)	43.2 (11.3-63.6)	52.8 (24.1-77.2)	<0.001
%tpcFPos	46.0 (38.5-51.7)	50.2 (45.3-57.6)	49.4 (45.2-57.4)	<0.001
Fpos	302.3 (211.6-407)	257.1 (214.6-330.3)	312.6 (244.6-457.6)	<0.001
PFrel	3.4 (2.2-4.5)	2.46 (1.68-3.12)	3.1 (2.3-4.3)	<0.001
IMP rel	0.27 (0.20-0.36)	0.29 (0.22-0.41)	0.36 (0.27-0.55)	<0.001

Los datos mostrados representan medianas (percentiles 5-95). Pico de Fuerza (PF); Tiempo para alcanzar el pico de fuerza (TPF); Porcentaje del tiempo para alcanzar el pico de fuerza (%tpcTPF); Impulso o trabajo en la repetición (IMP); Porcentaje de pérdida de fuerza en la repetición (%tpcPerd); Porcentaje de fuerza positiva (%tpcFPos); Fuerza positiva (Fpos); Pico de Fuerza relativa (PF/peso en Kg.); Impulso o trabajo relativo (IMP/peso).

Como observamos en la tabla 3 el PF y PF relativo (PF/peso) separado por sexo se mantiene la misma tendencia del grupo total, es decir los mayores valores se obtienen en la posición de cúbito lateral, seguida de la posición de pie y por último en posición supina. Los valores p, nos muestran que estas diferencias fueron significativas solo para el PF.

Tabla 3. Parámetros de fuerza medidos de acuerdo al género y tipo de posición.

Variable	Total=32	Masculino n=12	Femenino n=20	Valor de p
De cúbito lateral				
PF	198.8 (118-283.3)	239.8 (170.3-288.3)	180.8 (105.8-251.1)	0.001
PFrelativo	3.4 (2.2-4.5)	3.5 (2.6-4.5)	3.3 (2.0-4.6)	0.09
De cúbito supino				
PF	144 (108.6-194.3)	161.8 (114.6-205.3)	129.8 (96.8-162.5)	0.001
PFrelativo	2.46 (1.68-3.12)	2.4 (1.7-2.8)	2.4 (1.6-3.1)	0.69
De pie				
PF	168.8 (133.3-276.6)	229.1 (133.3-276.6)	152.8 (133.1-452.3)	0.003
PFrelativo	3.1 (2.3-4.3)	3.2 (2.4-4.3)	2.9 (2.2-8.3)	0.07

Los datos mostrados representan medianas (percentiles 5-95). Pico de Fuerza (PF); Pico de Fuerza relativa (PFrelativo)(PF/Peso corporal en Kg).

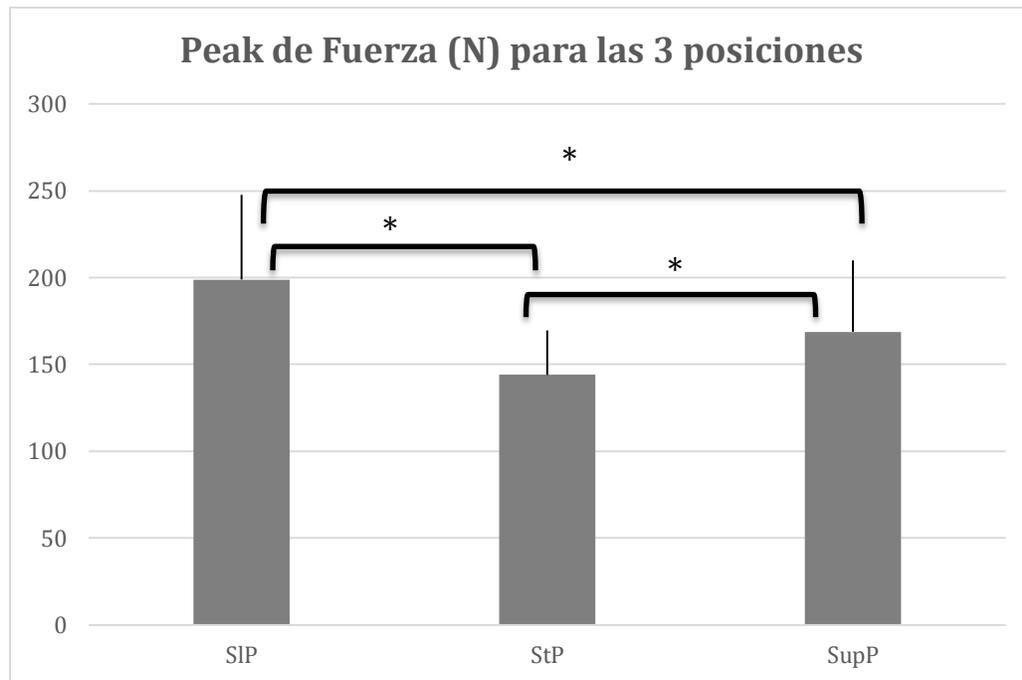


Fig 12 Peak de Fuerza en las tres posiciones, valores representan las medias y desviación estándar, en las posiciones SIP (De cúbito lateral); StP (De pie) y SupP (de cúbito supino) para el total de los sujetos. Las diferencias de PF en las distintas posiciones fueron significativas entre si: * P < 0.05.

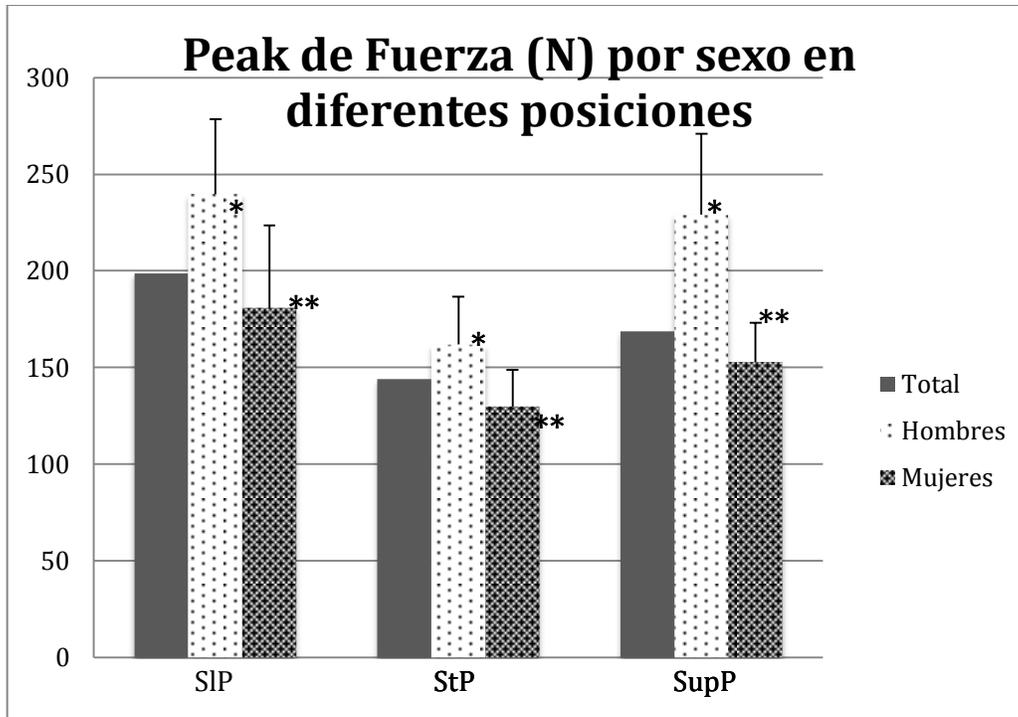


Fig 13 Peak de Fuerza en las tres posiciones, para el total y separados por sexo, valores representan las medias y desviación estándar, en las posiciones SIP (De cúbito lateral); StP (De pie) y SupP (de cúbito supino). Las diferencias de PF en los hombres fueron significativas entre todas las posiciones: * $P < 0.05$; Las diferencias de PF en las mujeres fueron significativas entre todas las posiciones: ** $P < 0.05$.

En la tabla 4, se muestra la relación lineal entre el PF y PFrel en posición de cúbito lateral vs las evaluadas en posición supina; las variables evaluadas en de cúbito lateral vs de pie, y las evaluadas en posición supino vs de pie. Se observa una mayor relación entre el PF en posición de cúbito lateral y la posición de cúbito supino.

Tabla 4. Relación lineal entre las variables de fuerza evaluadas en diferentes posiciones

Variable	De cúbito lateral vs supino <i>r*(valor de p)</i>	De cúbito lateral vs de pie <i>r*(valor de p)</i>	De cúbito supino vs de pie <i>r*(valor de p)</i>
PF	0.66 (<0.001)	0.62 (<0.001)	0.62 (<0.001)
PFrel	0.41 (0.01)	0.54 (0.001)	0.49 (0.003)

Los datos mostrados representan coeficiente de correlación de spearman ; r^* y (valor de p), $P < 0.05$ considerado estadísticamente significativo.

En la tabla 5 se muestra la relación entre las variables de fuerza y su relación respecto a variables antropométricas, determinadas mediante las 3 posiciones. Peso y talla se relacionaron positivamente con el PF en las tres posiciones, siendo mayor en la evaluada en posición de cúbito lateral. El porcentaje de grasa muestra un efecto negativo sobre la fuerza, principalmente en la evaluada en posición supina, más no así en la evaluada en posición de cúbito lateral.

Tabla 5: Relación de los parámetros de fuerza medidos en tres posiciones diferentes y variables antropométricas

Variables	PF supino	PF lateral	PF De pie
Peso (kgs)	0.43 (0.01)	0.53 (0.019)	0.53 (0.001)
Talla (mts)	0.45 (0.008)	0.56 (0.009)	0.47 (0.006)
IMC (kg/m ²)	0.22 (0.21)	0.22 (0.21)	0.32 (0.06)
Masa magra	0.61 (<0.001)	0.60 (0.003)	0.63 (0.001)
Masa grasa (%)	-0.61 (<0.001)	-0.41 (0.02)	-0.44 (0.01)

Los datos mostrados representan coeficiente de correlación de spearman ; r^* y (valor de p), $P < 0.05$ considerada estadísticamente significativo

11. Parte 2

Validez y fiabilidad de 3 protocolos de evaluación de la musculatura abductora de cadera con el dispositivo electromecánico funcional HHe

11.1. Material y Métodos:

Estudio descriptivo con muestreo no probabilístico a través de grupo de voluntarios. Para investigar la validez y fiabilidad (test-retest) de tres protocolos de evaluación de la fuerza muscular isométrica en la musculatura abductora de cadera, se realizaron 2 sesiones idénticas de evaluación separadas al menos por 48 hrs. en un periodo de 10 días a cada uno de los sujetos. El mismo investigador realizó todas las mediciones en las mismas condiciones y entregando idénticas instrucciones.

11.1.1 Participantes

Se invitó a participar de este estudio a estudiantes de Kinesiología de la Pontificia Universidad Católica de Chile por medio de correos electrónicos masivos a todos los estudiantes de la carrera en el periodo 2016-2017. Un total de 29 sujetos, 14 hombres y 15 mujeres, participaron de este estudio no abandonando ninguno de ellos. La edad de los sujetos fue $20,7 \pm 1,8$ años, peso $66,7 \pm 13,9$ kg, talla $169,4 \pm 8,4$ cm, IMC $23,1 \pm 3,37$, Masa magra $51,9 \pm 10,7$ kg. y Masa grasa $15,1 \pm 6,8$ kg. Todos ellos debían ser personas sanas, que no presentaran patologías cardiovasculares, pulmonares o metabólicas, además de no haber tenido dolor musculoesquelético en los últimos 3 meses y tener entre 18 y 25 años. La aprobación ética fue realizada por el comité ético científico de la Facultad de Medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile (CEC-MedUC 16-399). Todos los protocolos estuvieron de acuerdo con la declaración de Helsinki 2013.

11.1.2. Procedimiento

Antes de realizar la evaluación se les explicó verbalmente a los sujetos el procedimiento, firmaron un consentimiento informado, completaron una ficha con sus datos personales y contestaron el cuestionario *Physical Activity Readiness Questionnaire* PAR-Q (Shephard, 1988). Luego se realizaron las mediciones antropométricas que incluían, peso, talla, y composición corporal con impedancia bioeléctrica (Bodystat, Quadscan 4000) según lo descrito por Lukaski (Lukaski et al., 1986), obteniendo masa grasa y masa libre de grasa (FFM) en Kg.

Luego de esto, realizaron un calentamiento en bicicleta ergométrica (FitPro CU 800) de 10 minutos a una intensidad del 50% de su frecuencia cardíaca máxima. Las instrucciones entregadas a los participantes fueron que al realizar la abducción de la extremidad, hicieran la máxima contracción posible y de la manera más rápida que pudieran, con el fin de obtener el PF más alto posible (Bemben et al., 1990). Antes de registrar los datos los sujetos ejecutaron 3 repeticiones de familiarización en cada una de las posiciones, SIP, StP y SupP. El protocolo de evaluación consistió en 3 contracciones isométricas máximas de 6 segundos cada una, con una pausa de 30 segundos entre ellas con su extremidad no hábil. El tiempo de descanso entre cada posición fue de 10 minutos y el orden en el que fueron realizadas fue aleatorizado.

Para la medición de la fuerza se utilizó el dinamómetro electromecánico Haefni Health 1.0 (HHe) (iVolutions R&D, Granada, España), que se encuentra validado para tales efectos (Campos-Jara et al., 2017; Campos-Jara et al., 2014).

Los tres protocolos de evaluación se diferenciaron en la posición en la que se realizaba la prueba. Para SIP el sujeto se colocó en una camilla en posición de cúbito lateral sobre el lado contralateral. Se le pidió que la rodilla contralateral estuviera flexionada en 90° para mejorar la estabilidad y se colocó entre ambas piernas una cuña de espuma para mantener la alineación de la extremidad a evaluar en 0° de abducción (posición neutra). Se colocó una correa de fijación ubicada a la altura de las crestas ilíacas que unía firmemente la camilla a la pelvis del sujeto. La resistencia fue ubicada en el extremo distal de la extremidad a evaluar, 1 cm sobre el maléolo lateral (Fig 9). En la StP el sujeto se encontraba de pie frente a la camilla a la cual se le colocó una cuña de espuma para que pudiera apoyar las manos que se encontraban a nivel de las crestas ilíacas y se les explicó que no debía hacer presión o fuerza contra ella. Los pies se posicionaron separados a la misma distancia que el ancho de sus hombros. La resistencia fue colocada 1 cm sobre el maléolo lateral (Fig 10). Para la SupP el sujeto se encontraba en posición de cúbito supino, es decir, tendido sobre su espalda y se le colocó un cinturón de sujeción a la altura de sus crestas ilíacas que permitía su fijación a la camilla. Las extremidades inferiores se encontraban a 0° de abducción y las extremidades superiores se encontraban cruzadas sobre el tórax para evitar compensaciones de cualquier tipo. La resistencia se colocó en el extremo distal de la pierna a 1 cm sobre el maléolo lateral (Fig 11).

En la ejecución de todos los ejercicios se estimuló al sujeto para que realizara el máximo esfuerzo utilizando las siguientes palabras: “vamos, vamos, dale, dale”.

Los resultados de las pruebas se almacenaron de manera automática en el dispositivo HHe y no fueron conocidos ni por el evaluador ni por los sujetos. Una vez finalizadas todas las mediciones se extrajeron los datos del *software* del dispositivo HHe en formato Excel[®] para ser procesados, obteniéndose el Peak de Fuerza (PF) en Newton para cada uno de los sujetos.

11.1.3. Análisis Estadístico

Los datos fueron evaluados para ver su normalidad usando la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó el test t para muestras independientes para determinar las diferencias test-retest. Se utilizó estadística descriptiva (media y desviación estándar) para describir los datos demográficos y antropométricos de los sujetos y el PF.

Para determinar el nivel de asociación lineal se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson entre las distintas posiciones considerando un nivel de significancia de $p \leq 0,05$. La interpretación del coeficiente de correlación se realizó por la clasificación descrita por Mukaka (Mukaka, 2012), donde 0,9 a 1,0 es muy alta correlación; 0,7 a 0,9 alta; 0,5 a 0,7 moderada; 0,3 a 0,5 baja y 0,00 a 0,3 es una correlación insignificante.

Para determinar la fiabilidad relativa test-retest de la musculatura abductora de cadera se utilizó el análisis de varianza a una vía para el cálculo del coeficiente de correlación intraclass (ICC) con un intervalo de confianza del 95% (Shrout y Fleiss, 1979). Para la valoración del ICC se consideró la clasificación de Koo et al., donde un $ICC < 0,5$ es pobre; 0,5-0,75 es moderada; 0,75 a 0,9 es buena y $> 0,9$ es excelente (Koo y Li, 2016). La fiabilidad absoluta se determinó

mediante el coeficiente de variación (CV) (Atkinson y Nevill, 1998), considerándose bueno < 10% (Stokes, 1985) y el error estándar de medida (SEM), descritos por Eliasziw et al. (Eliasziw, Young, Woodbury y Fryday-Field, 1994). Se utilizó para representar gráficamente los valores de la diferencia entre el test y retest vs el promedio con el método descrito por Bland y Altman (Bland JM, 1995) con un 95% de límite de acuerdo y la diferencia detectable más pequeña (SDD) se calculó con un 95% de confianza según lo descrito por Weir JP (Weir, 2005).

Todas las pruebas estadísticas se realizaron con el *software* Stata 9,0 y los gráficos por medio del *software* Graphpad.

11.2 Resultados

Los datos muestran que la suposición de normalidad se cumplió para todas las variables incluidas en el estudio. No hubo diferencias entre el test y el retest en todas las posiciones y en todas las demás mediciones.

Los mayores valores de fuerza isométrica máxima, obtenidos con el FES tanto en el test y retest se obtienen en SIP como se puede observar en la Tabla 6.

Tabla 6. Valores de Peak de Fuerza test y retest en diferentes posiciones.

Position	Measure	PF
<i>SIP</i>	Test	228,1±57,2
	Retest	224,4±58,3
<i>StP</i>	Test	164,9±46,9
	Retest	158,3±38,6
<i>SupP</i>	Test	162,8±41,9
	retest	164,2±44,8

PF: Peak Fuerza (N); SIP: posición de cúbito lateral; StP: Posición de Pie; SupP: Posición de cúbito supino. Los datos mostrados representan media ± desviación estándar.

Como se aprecia en la Tabla 7, se encontraron altas correlaciones entre test y retest para todas las posiciones ($r= 0,78$ a $0,92$) y con altos valores de significancia ($p < 0,001$).

Tabla 7. Correlación test retest para el Peak de Fuerza en las diferentes posiciones.

Force Measurement	<i>SIP</i>	<i>StP</i>	<i>SupP</i>
	<i>Test vs retest</i> <i>r*(p)</i>	<i>test vs retest</i> <i>r*(p)</i>	<i>test vs retest</i> <i>r*(p)</i>
PF	0.78 (<0.001)	0.91 (<0.001)	0.92 (<0.001)

Table 7. PF: Peak Fuerza (N); SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino. r^* : coeficiente de correlación de Pearson; valor $p < 0,05$ considerado estadísticamente significativo.

Al relacionar las distintas posiciones entre sí (SIP vs StP; SIP vs SupP; StP vs SupP) vemos que existe una relación lineal alta (Table 3) ($r: 0,88$ a $0,95$; $p \leq 0,001$). También podemos observar que las correlaciones más altas se obtienen entre la StP y SupP ($r: 0,95$ a $0,98$ $p: < 0,001$).

Tabla 8: Correlación y nivel de significancia entre las diferentes posiciones de evaluación y los valores de fuerza obtenidos.

Fuerza	r^* SIP vs StP	p	r^* SIP vs SupP	p	r^* StP vs SupP	p
PF	0,88	$\leq 0,001$	0,88	$\leq 0,001$	0,95	$\leq 0,001$

Table 8. PF: Peak Fuerza (N); SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino. r^* : coeficiente de correlación de Pearson; valor $p < 0,05$ considerado estadísticamente significativo.

Los valores de fiabilidad los encontramos en la Tabla 9 para las distintas posiciones. La fiabilidad se midió a través del ICC con un intervalo de confianza del 95%. Los valores más bajos los encontramos en SIP (ICC 0,78) mientras que los mayores se obtuvieron en SupP (ICC: 0,92). Los CV más bajos los encontramos para la posición SupP que fue de 5,64% y el más alto fue en SIP con 9,8%. Los valores de SEM fueron más altos en SIP mientras que los menores valores se obtuvieron en SupP. Las figuras 1, 2 y 3 muestran la representación gráfica de las diferencias de PF (N) en las posiciones SIP, StP y SupP respectivamente.

Tabla 9: Medidas de confiabilidad de los PF en las 3 posiciones evaluadas.

Position	SIP					StP					SupP							
	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD			
PF	0,78	0,64	0,92	9,8	23,96	66,41	0,88	0,8	0,96	6,6	14,02	38,86	0,92	0,86	0,97	5,64	11,73	32,51

Tabla 9. PF: Peak Fuerza (N); SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino; ICC: Coeficiente Correlación Intraclase; CI: Intervalo de confianza al 95%; CV: coeficiente de variación; SEM: Error estándar de la medida; SDD diferencia mínima detectable.

En las figuras 14, 15 y 16 se observa la representación gráfica de las diferencias entre el test y retest y el promedio en los PF con el método descrito por Bland y Altman (Bland JM, 1995) con un 95% de límite de acuerdo.

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza en posición de cúbito lateral.

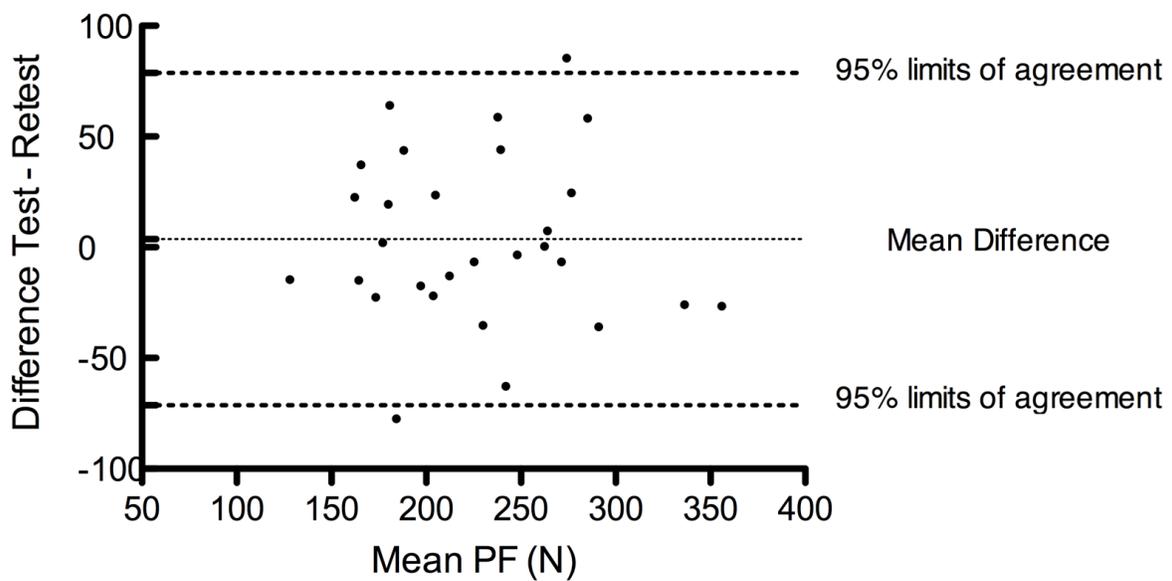


Fig 14. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral.

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza en posición de pie

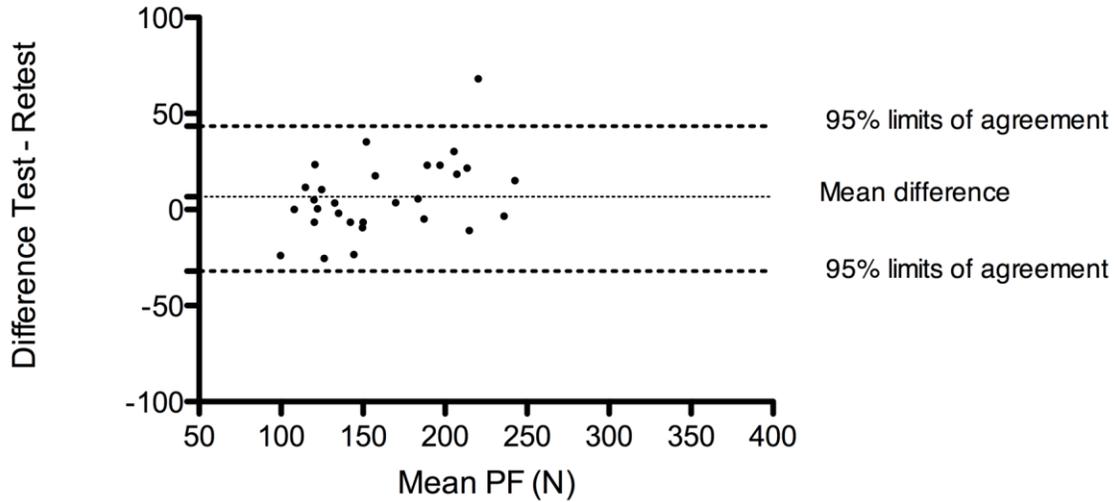


Fig 15. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza en posición de cúbito supino

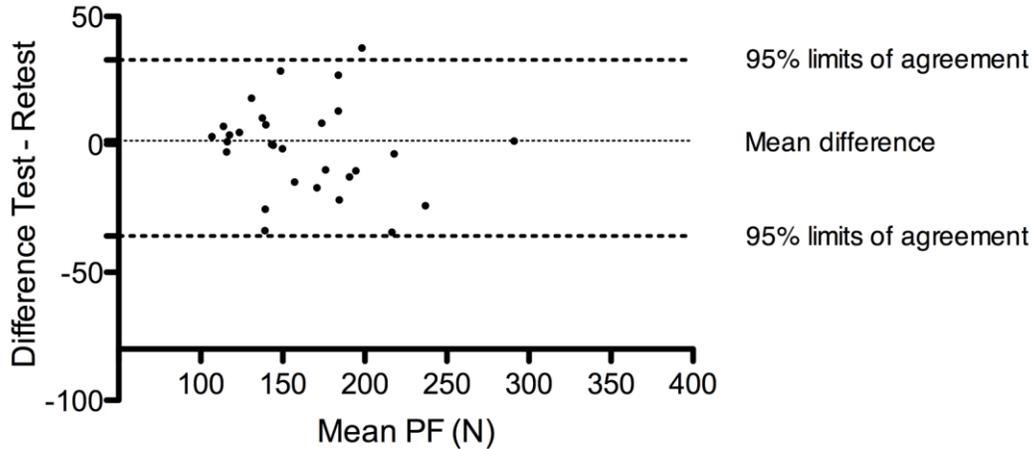


Fig 16. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral

12. Parte 3

Fiabilidad de los métodos de normalización de la fuerza isométrica con
el uso de un dinamómetro electromecánico funcional

12.1. Material y Métodos:

Para esta parte del estudio los resultados de peak de fuerza recopilados partir de la segunda parte del estudio, es decir el estudio de validez y fiabilidad se contrastaron con distintos métodos de normalización. Por lo tanto, la descripción del estudio y los participantes fueron descritos anteriormente.

12.1.1. Procedimiento:

Una vez finalizadas todas las mediciones se extrajeron los datos del *software* del dispositivo HHe en formato Excel® para ser procesados, obteniéndose el Peak de Fuerza (PF) en Newton para cada uno de los sujetos. Estos datos se expresaron de 4 formas diferentes, como valor absoluto en Newton (N); por el método descrito por Brazet-Jones et al. donde el PF se divide por la masa corporal elevada a una potencia específicamente diferenciada para hombres y mujeres siendo 0,792 y 0,482 respectivamente (Bazett-Jones et al., 2011); además se normalizaron por el ratio entre el PF y la masa corporal (PF/BM) y por masa libre de grasa (PF/FFM).

12.1.2. Análisis Estadístico

Los datos fueron evaluados para ver su normalidad usando la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó el test t para muestras independientes para determinar las diferencias test-retest. Se

utilizó estadística descriptiva (media y desviación estándar) para describir los datos demográficos y antropométricos de los sujetos y el PF.

Para determinar la fiabilidad relativa test-retest de la musculatura abductora de cadera se utilizó el análisis de varianza a una vía para el cálculo del coeficiente de correlación intraclass (ICC) con un intervalo de confianza del 95% (Shrout y Fleiss, 1979). Se consideró la clasificación de Koo et al. (Koo y Li, 2016), donde un $ICC < 0.5$ es pobre; $0.5-0.75$ es moderada; 0.75 a 0.9 es buena y > 0.9 es excelente. La fiabilidad absoluta se determinó mediante el coeficiente de variación (CV) (Atkinson y Nevill, 1998), considerándose bueno $< 10\%$ (Stokes, 1985) y el error estándar de medida (SEM), descritos por Eliasziw et al. (Eliasziw et al., 1994). Se utilizó para representar gráficamente los valores de la diferencia entre el test y retest vs el promedio con el método descrito por Bland y Altman (Bland JM, 1995) con un 95% de límite de acuerdo y la diferencia mínima detectable (SDD) se calculó con un 95% de confianza según lo descrito por Weir JP (Weir, 2005).

Se realizaron las pruebas estadísticas con el *software* Stata 9,0 y los gráficos por medio del *software* Graphpad.

12.2. Resultados

Los datos muestran que la suposición de normalidad se cumplió para todas las variables incluidas en el estudio. No hubo diferencias entre el test y el retest en todas las posiciones y en todas las demás mediciones como se muestra en tabla 10.

Tabla 10. Nivel de significancia prueba t para muestra independientes (valor p) para las diferentes formas de normalización y posiciones de evaluación.

Método de Normalización	SIP	StP	SupP
PF/BJ	0,7614	0,6933	0,9423
PF/BM	0,5924	0,4039	1,0000
PF/FFM	1,0000	0,4934	1,0000

SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: posición de cúbito supino. PF/BJ: PF normalizado por método de Brazet-Jones et al.; PF/BM: PF normalizado por la masa corporal; PF/FFM: PF normalizado por la masa libre de grasa.

Los mayores valores de fuerza isométrica máxima, obtenidos con el FES tanto en el test y retest se obtienen en SIP como se puede observar en la Table 11, independiente del método que se usó para mostrar los datos.

Tabla 11. Valores de Peak de Fuerza Normalizados por diferentes métodos entre el test y retest en diferentes posiciones.

Postura	Medida	PF	PF/BJ	PF/BM	PF/FFM
<i>SIP</i>	Test	228,1±57,2	37,7±15,8	3,5±0,8	2,7±0,7
	Retest	224,4±58,3	36,5±14,1	3,4±0,6	2,7±0,7
<i>StP</i>	Test	164,9±46,9	26,7±9,9	2,5±0,5	2,0±0,6
	Retest	158,3±38,6	25,7±9,3	2,4±0,4	1,9±0,5
<i>SupP</i>	Test	162,8±41,9	26,9±11,1	2,5±0,5	2,0±0,5
	retest	164,2±44,8	26,7±9,8	2,5±0,5	2,0±0,5

Tabla 11. PF: Peak Fuerza (N); PF/BJ: Peak Fuerza normalizado por método de Brazet-Jones et al.; PF/BM: Peak Fuerza normalizado por la masa corporal; PF/FFM: Peak Fuerza normalizado por la masa libre de grasa. SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino. Los datos mostrados representan media ± desviación estándar.

Al relacionar las distintas posiciones entre sí (SIP vs StP; SIP vs SupP; StP vs SupP) vemos que existe una relación lineal alta independiente de la forma en que se expresen los datos (Tabla 12). Las correlaciones más altas se obtienen al normalizar los datos por la técnica descrita por Brazet-Jones et al. (r : 0,93 a 0,98 p : < 0,001), junto con esto también observamos que aunque las correlaciones son altas para PF/BM son consistentemente más bajas que para cualquiera de las otras formas de expresar los datos (r : 0,74 a 0,90; p < 0,001). También podemos observar que las correlaciones más altas se obtienen entre la StP y SupP para todas las formas de normalización (r : 0,90 a 0,98 p : < 0,001).

Tabla 12: Correlación y nivel de significancia entre las diferentes posiciones de evaluación y los valores de fuerza obtenidos.

Strength	r^* SIP vs StP	p	r^* SIP vs SupP	p	r^* StP vs SupP	p
PF	0,88	$\leq 0,001$	0,88	$\leq 0,001$	0,95	$\leq 0,001$
PF BJ	0,93	$\leq 0,001$	0,93	$\leq 0,001$	0,98	$\leq 0,001$
PF/BM	0,74	$\leq 0,001$	0,72	$\leq 0,001$	0,90	$\leq 0,001$
PF/FFM	0,88	$\leq 0,001$	0,88	$\leq 0,001$	0,95	$\leq 0,001$

Tabla 12. PF: Peak Fuerza (N); PF/BJ: Peak Fuerza normalizado por el método de Brazet-Jones et al.; PF/BM: Peak Fuerza normalizado por la masa corporal; PF/FFM: Peak Fuerza normalizado por la masa libre de grasa. SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino. r^* : coeficiente de correlación de Pearson; valor $p < 0,05$ considerado estadísticamente significativo.

Los valores de fiabilidad los encontramos en la Tabla 13 para las distintas posiciones. La fiabilidad se midió a través del ICC con un intervalo de confianza del 95%. Los valores más bajos los encontramos en SIP (ICC 0,66 a 0,78) mientras que los mayores se obtuvieron en SupP (ICC: 0,87 a 0,94). El mejor método para expresar los datos fue el PF/BJ (ICC: 0,88 a 0,94). El CV más bajo lo encontramos para la posición SupP que fue de 5,64% y el más alto fue en SIP con 9,8%. Los valores de SEM fueron más altos en SIP mientras que los menores valores se obtuvieron en SupP, exceptuando cuando los datos fueron normalizados por BJ en StP.

Tabla 13: Medidas de confiabilidad de los PF expresados de diferentes maneras en las 3 posiciones evaluadas.

Position Variable	SIP					StP					SupP							
	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD			
PF	0.78	0.64	0.92	9.80	23.96	66.41	0.88	0.80	0.96	6.60	14.02	38.86	0.92	0.86	0.97	5.64	11.73	32.51
PF/BJ	0.88	0.80	0.96	9.80	4.89	13.47	0.94	0.91	0.98	6.60	2.29	6.35	0.94	0.91	0.98	5.64	2.50	6.93
PF/BM	0.66	0.46	0.87	9.80	0.33	0.91	0.80	0.68	0.93	6.60	0.18	0.50	0.87	0.78	0.96	5.64	0.16	0.44
PF/FFM	0.77	0.63	0.92	9.80	0.28	0.78	0.88	0.81	0.96	6.60	0.16	0.44	0.92	0.86	0.97	5.64	0.14	0.39

Tabla 13. SIP: Posición de cúbito lateral; StP: Posición de pie; SupP: Posición de cúbito supino; ICC: coeficiente de correlación Intraclase; CI: Intervalo de confianza; CV: coeficiente de variación; SEM: Error Estándar de Medida; SDD diferencia mínima detectable; PF: Peak Fuerza (N); PF/BJ: Peak Fuerza normalizado por método de Brazet-Jones et al.; PF/BM: Peak Fuerza normalizado por la masa corporal; PF/FFM: Peak Fuerza normalizado por la masa libre de grasa.

En las figuras 17, 18 y 19 se observa la representación gráfica de las diferencias entre el test y retest y el promedio en los PF con el método descrito por Bland y Altman (Bland JM, 1995) con un 95% de límite de acuerdo

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza normalizado por el método Brazett-Jones et al. en posición de cúbito lateral.

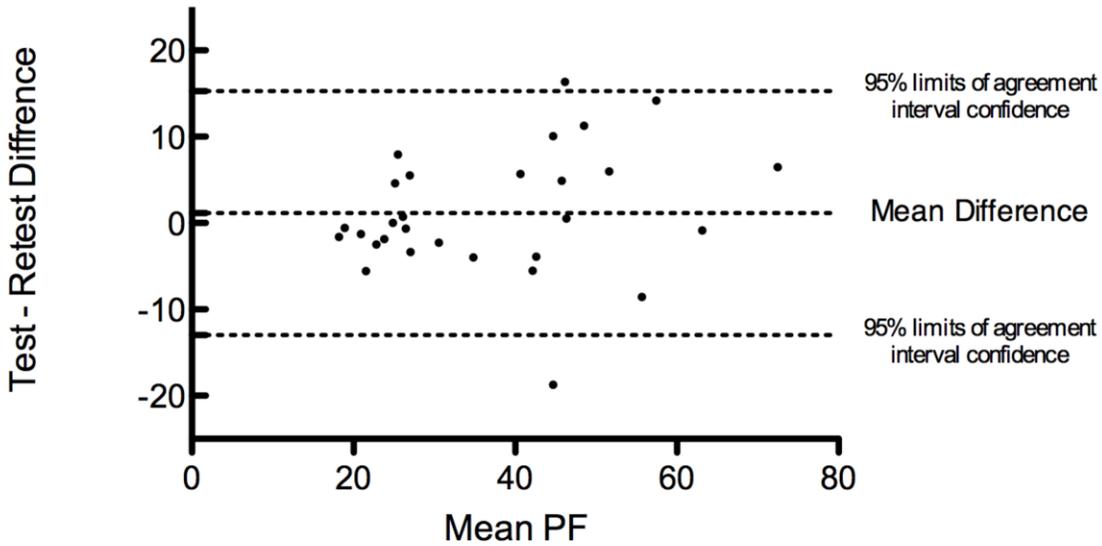


Fig 17. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito lateral

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza normalizado por el método Brazett-Jones et al. en posición de pie

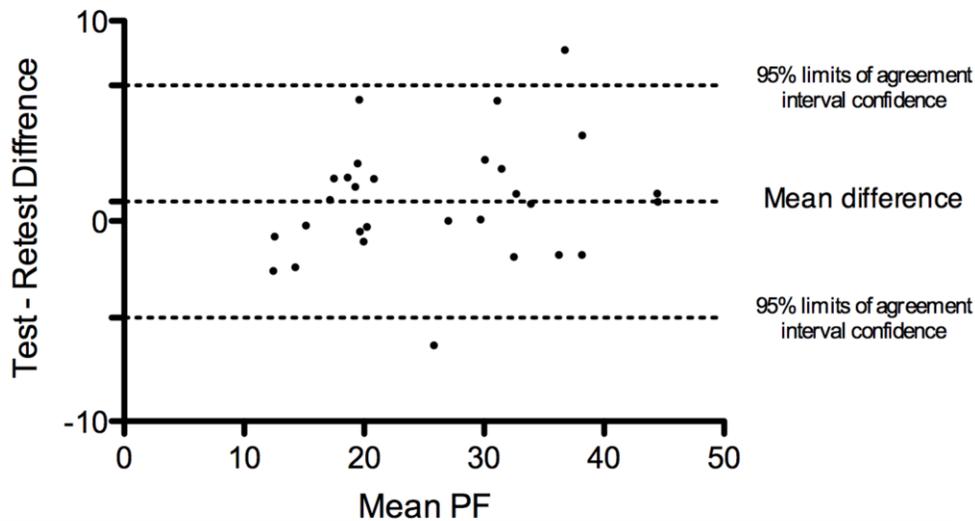


Fig 18. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de pie.

Gráfico Bland Altman de las diferencias Test-Retest en Peak de Fuerza normalizado por el método Brazett-Jones et al. en posición de cúbito supino

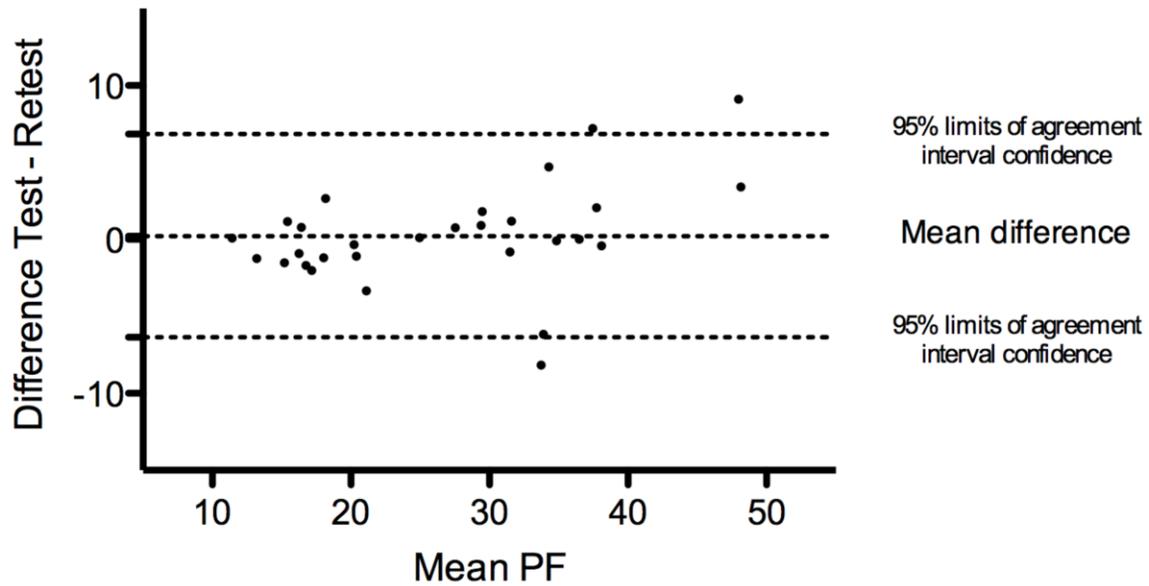


Fig 19. Gráfico Bland Altman muestra la diferencia en los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. entre el test-retest y el promedio de los PF en posición de cúbito supino.

13. Discusión

Los resultados de este estudio, muestran que el FED HHe es un instrumento válido y fiable para medir la fuerza de la musculatura abductora de cadera.

Los PF más altos se encontraron en SIP, independiente de si los resultados se expresaron como valor absoluto o por cualquier forma de normalización. Este hecho es relevante, ya que para determinar la validez de constructo de la medición de la fuerza abductora de cadera utilizando el FED, se partió de 2 premisas. La primera es que la posición SIP es una posición válida para tal efecto (Widler et al., 2009). La segunda se fundamenta en el principio del déficit bilateral, el cual establece que la fuerza generada por un músculo será menor cuando el músculo contralateral también es demandado (Sale, 1988), es decir que se obtendrán valores de PF más altos en aquellas posiciones que aseguren una menor contracción del músculo contralateral.

Al observar los valores de fuerza obtenidos en la primera parte de este estudio (Tabla 2), vemos que la posición en la que se obtienen los mayores valores de PF es SIP, siendo un 27,6% mayores que en SupP y un 15% mayores que en StP, esto concuerda con lo encontrado por Widler et al. en un estudio utilizando HHD (Widler et al., 2009) con fijación externa. Esto, estaría relacionado con el hecho que SIP presenta una mejor estabilización pélvica, lo que disminuiría las demandas de la musculatura contralateral, asociada al principio del déficit bilateral (Sale, 1988), ya que al aumentar los requerimientos de dicha musculatura, necesaria para mantener la estabilidad, la fuerza máxima generada por la musculatura evaluada disminuye (Sale, 1988). En la segunda parte del estudio replicamos la experiencia, y se confirmó

que la posición SIP desarrolla significativamente más fuerza que las otras dos posiciones, 30% más que en StP y 26,8% más que SupP. Sin embargo, esta vez SupP registró valores mayores que StP, esto también podría ser un indicio de la menor validez del valor de PF en términos absolutos en estas otras 2 posiciones, por la variabilidad existente entre ambas partes del estudio.

Cuando observamos lo que sucede al normalizar los datos, por cualquiera de las formas vemos que la SIP sigue siendo la posición en la que se alcanzan los PF más altos independiente de la forma de expresar los datos. A diferencia de lo encontrado por Widler et al. (Widler et al., 2009) donde en StP se encontraron PF significativamente mayores que en SupP, que atribuyeron a una peor estabilización en SupP, nosotros no encontramos diferencias en PF en ambas posiciones, por lo que se pudiera pensar que el FED HHe y los sistemas de estabilización que nosotros usamos durante esta experiencia permitieron posiciones más estables y válidas, también debemos consignar en este punto que este estudio solo mostró los datos normalizados como porcentaje del peso corporal (BM).

En los datos de la primera parte del estudio podemos observar que los valores de PF separados por género, los hombres presentan significativamente mayores PF, manteniéndose los mayores valores para la posición SIP, seguido de la posición StP y luego SupP, tanto en hombres como en mujeres. Esto creemos se relaciona también con que los hombres presentan significativamente más FFM que las mujeres, 59,8Kg y 42,6 kg respectivamente. A pesar que la FFM no nos indica de manera absoluta la cantidad de músculo, que es el tejido capaz de generar la fuerza, si

descuenta la masa grasa. Cuando el valor de PF lo expresamos en términos relativos al peso corporal las diferencias entre hombres y mujeres tendieron a desaparecer en todas las posiciones, incluso en SupP los valores promedio de PF relativa fueron los mismos. Este elemento refuerza el hecho de lo importante que es normalizar los datos para poder hacer comparaciones entre sujetos de diferente sexo.

Al correlacionar entre sí los valores de fuerza obtenidos en las 3 posiciones (tabla 4) vemos relaciones lineales estadísticamente significativas para todas, siendo la mejor relación la SIP con SupP ($r = 0,66$; $p \leq 0,001$). Esto nos indicaría que a pesar de que estas posiciones generan menores PF y por lo tanto serían menos válidas, si podrían ser utilizadas cuando no sea posible realizar la prueba en posición SIP. En la segunda parte del estudio se mantuvo esta tendencia, pero siendo ellas más altas ($r: 0,88$ a $0,95$; $p \leq 0,001$) que en el primer estudio.

Cuando observamos los datos pero esta vez normalizados, vemos altas correlaciones estadísticamente significativas para todas, independiente del método de normalización, siendo la mejor relación la StP con SupP con los datos normalizados por la técnica descrita por Brazett-Jones et al. ($r = 0,98$; $p \leq 0,001$)(Bazett-Jones et al., 2011). Esto nos indicaría que a pesar de que estas posiciones generan menores PF y por lo tanto serían menos válidas, si podrían ser utilizadas cuando no sea posible realizar la prueba en posición SIP. A pesar que una de las técnicas de normalización usadas habitualmente es por la masa corporal (Jaric S, Radosavljevic-Jaric S, 2002), nosotros vemos que esta es la que entrega correlaciones más bajas especialmente al comparar SIP con SupP ($r: 0,72$ $p \leq 0,001$), esto podría deberse al hecho que la

normalización PF/BM parte del supuesto que la fuerza es directamente proporcional a la masa corporal, hecho que se ha visto no siempre se cumple (Davies & Dalsky, 1997) además no considera las características propias del segmento, ni tampoco el sexo, lo que si hacen las técnicas de PF/FFM y PF/BJ donde encontramos correlaciones de altas a muy altas ($r: 0,88$ a $0,98$; $p \leq 0,001$). Esto confirmaría el hecho que SIP es una posición válida y que StP y SupP pueden ser buenas alternativas para casos en que no sea posible utilizar SIP.

El segundo objetivo propuesto se relacionó con la fiabilidad de los tres protocolos utilizados. Los ICC son buenos a excelentes para las 3 posiciones (tabla 9), siendo mayores, independiente de si el resultado está expresado en términos absolutos o por cualquiera de los 3 métodos de normalización para SupP (Tabla 13). Al observar las diferentes formas de expresar los datos vemos que consistentemente el método más fiable es el descrito por Brazett-Jones et al. (ICC 0,88 para SIP y 0,94 para StP y SupP) lo que confirma lo expresado por tales autores. Meyer en su estudio evaluó la fiabilidad en posición SIP utilizando un dispositivo isocinético en el que colocaron un nuevo sistema de estabilización que permitiera resultados más fiables y expresó PF en términos absolutos (ICC 0,91) y por la técnica de Brazet-Jones (ICC 0,96), estos valores son similares a los encontrados por nosotros con ICC de 0,92 y 0,94 respectivamente para SupP, sin embargo, en SIP nuestros valores fueron más bajos (0,78 y 0,88 respectivamente), esto probablemente se debió a los sistemas de estabilización que utilizaron (estructuras rígidas de plástico) a diferencia de nuestro método que solo utilizó un cinturón pélvico (Meyer et al., 2013). Lamentablemente estos autores, no evaluaron otras posiciones ni otras formas de normalización. Para el caso de los HHD, Widler et al. lo utilizó con una fijación externa, comparó

las 3 posiciones encontrando valores altos de ICC también (SIP: 0,902; StP: 0,880 y SupP: 0,826) (Widler et al., 2009). En este estudio solo se expresaron los datos normalizados como porcentaje de la masa corporal. Al comparar los resultados normalizados tanto por PF/FFM o por PF/BJ con el FED presentan ICCs más altos. De igual manera, Fenter et al. realizó un estudio con un HHD en condiciones similares midiendo el PF en SupP encontrando valores de ICC entre 0,89 y 0,94 para diferentes marcas de HHD (P Click Fenter, J W Bellew, T A Pitts, 2003). Por otro lado, Thorborg et al. utilizó también el HHD pero sin fijación externa, este fue manipulado por diferentes evaluadores en SupP y expresando los datos como PF encontrando valores de 0,84 (Thorborg et al., 2011).

Pocos estudios en la musculatura de cadera han utilizado el CV para determinar la fiabilidad absoluta, en nuestro estudio podemos observar que los CV son bajos (SIP 9,8%; StP 6,6%; SupP 5,64%) según lo describe Stokes et al., especialmente para la posición SupP. Widler et al. [36] evaluando las 3 posiciones encontró valores de CV más bajos para la posición SIP y StP (3,67% y 4,22% respectivamente) pero más alto para SupP (6,11%) (Stokes, 1985). Por otro lado Nadler usó un sistema similar y evaluó solamente SIP encontrando un valor de 4,7% (Nadler et al., 2000). En relación al SEM vemos que estos son bajos, siendo la posición SupP la mejor (SEM 11,73).

La SDD ayuda a los clínicos determinar el valor a partir del cual, después de una segunda medición, se puede considerar como una diferencia real el 95% del tiempo y no una diferencia atribuible al error de medición. Estos valores no están descritos en la literatura para las 3

posiciones y formas de normalización con el FED HHe. La SDD depende del SEM para su cálculo, por lo tanto se comportó siguiendo un patrón similar. Dado que la presente investigación es un estudio de confiabilidad, se espera que las diferencias entre los valores obtenidos entre la prueba y la nueva prueba sean menores que el valor SDD, lo que se cumplió para todas las posiciones y formas de expresar los resultados.

Cuando los datos son expresados de las 4 formas utilizadas vemos que los valores de PF normalizados por el método de Brazett-Jones et al. son consistentemente más fiables que de las otras formas, siendo además SupP la más fiable. Por otro lado, la menor fiabilidad se obtiene cuando los datos son expresados por masa corporal.

14. Conclusiones

Las conclusiones se enumeran respondiendo a los objetivos dados para cada uno de los estudios y siguiendo el mismo orden:

Conclusión 1:

El dinamómetro electromecánico funcional HHe es un dispositivo válido para medir la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera. El peso, talla y masa libre de grasa se relacionaron positivamente con la fuerza y negativamente con la masa grasa en todas las posiciones de evaluación.

Conclusión 2:

Los protocolos de evaluación en posiciones de cúbito lateral, de pie y de cúbito supino son fiables para la medición de la fuerza abductora de cadera, siendo la posición de cúbito supino la mejor en este sentido.

Conclusión 3:

La forma más fiable de expresar los resultados de los test de fuerza en la musculatura abductora de cadera con el dinamómetro electromecánico funcional es el método de normalización descrito por Brazett-Jones et.al. La manera menos fiable es la normalización por masa corporal.

A la luz de los antecedentes expuestos se recomienda para la medición de la fuerza isométrica máxima en la musculatura abductora de cadera con el dispositivo HHe la posición decúbito lateral. Cuando no sea posible, recomendamos utilizar la posición decúbito supino, y en todos los casos normalizar los datos por el método descrito por Brazett-Jones et. al. y evitar la normalización por la masa corporal.

15. Limitaciones del estudio

Dentro de las limitaciones se encuentra una muestra pequeña y elegida por conveniencia. También debemos considerar que los resultados son aplicables al grupo etario que fue evaluado, adultos jóvenes.

16. Relevancia Clínica

Es muy importante que los instrumentos y protocolos de evaluación sean válidos y fiables, ya que permite diseñar programas de tratamiento específicos para las condiciones de cada sujeto, a su vez permite el control del proceso de tratamiento y objetivar criterios de alta. Todos estos elementos permiten que el proceso de recuperación y rehabilitación de nuestros pacientes sea más efectivo, lo que redundará en una mejor calidad de atención por la reducción de los tiempos de tratamiento, mayor efectividad en el alta y menores recidivas.

17. Propuestas a Futuro

En el área específica de la evaluación de la fuerza de cadera, este es un primer paso para demostrar que el equipo es útil en el proceso de evaluación. Una vez establecida la validez y

confiabilidad del equipo podemos diseñar protocolos de evaluación en posiciones más funcionales que nos permite este dispositivo, las que evidentemente tendremos que testear para saber si cumplen con su objetivo.

Siguiendo esa misma línea podemos diseñar programas de tratamiento para las alteraciones o debilidades de la musculatura de la cadera y contrastarlas con protocolos ya existentes para ver su efectividad.

Otro elemento que es necesario seguir realizando es poder estandarizar nuevos protocolos de evaluación en otras articulaciones donde existe una gran prevalencia de alteraciones del aparato locomotor, como son la rodilla y el tobillo, por ejemplo.

La validez y confiabilidad del dispositivo fue puesta a prueba en una población sana, por lo que también sería conveniente poder realizar nuevamente esta experiencia en sujetos con alteraciones neurológicas por ejemplo que sufren habitualmente de paresia en esta musculatura.

18. Referencias

- Addison, O., Inacio, M., Bair, W. N., Beamer, B. A., Ryan, A. S., & Rogers, M. W. (2017). Role of Hip Abductor Muscle Composition and Torque in Protective Stepping for Lateral Balance Recovery in Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 98*(6), 1223–1228. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.10.009>.
- Allen, M. K., & Glasoe, W. M. (2000). Metrecom Measurement of Navicular Drop in Subjects with Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training, 35*(4), 403–406.
- Amorim, A. C., Cacciari, L. P., Passaro, A. C., Silveira, S. R. B., Amorim, C. F., Loss, J. F., & Sacco, I. C. N. (2017). Effect of combined actions of hip adduction/abduction on the force generation and maintenance of pelvic floor muscles in healthy women. *PLOS ONE, 12*(5), e0177575. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0177575>
- Arvin, M., Hoozemans, M. J. M., Burger, B. J., Rispen, S. M., Verschueren, S. M. P., van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2015). Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults. *Gait and Posture, 42*(4), 545–549. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.011>
- Arvin, M., Van Dieën, J. H., Faber, G. S., Pijnappels, M., Hoozemans, M. J. M., & Verschueren, S. M. P. (2016). Hip abductor neuromuscular capacity: A limiting factor in mediolateral balance control in older adults? *Clinical Biomechanics, 37*, 27–33. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.05.015>
- Atkinson, G., & Nevill, A. (1998). Statistical Methods for Asssing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine, 26*(4), 217–238. <http://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Baldon, R. de M., Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Amorim, C. F., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (n.d.). Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training, 44*(5), 490–6. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.490>
- Barton, C. J., Lack, S., Malliaras, P., & Morrissey, D. (2013). Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine, 47*(4), 207–14. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2012-090953>
- Bazett-Jones, D. M., Cobb, S. C., Joshi, M. N., Cashin, S. E., & Earl, J. E. (2011). Normalizing hip muscle strength: establishing body-size-independent measurements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 92*(1), 76–82. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.08.020>
- Beckman, S. M., & Buchanan, T. S. (1995). Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76*(12), 1138–1143. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)80123-5](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80123-5)

- Beckstead, J. W., Weiss, D. J., & Rajaratman, N. S. (2011). Agreement, reliability, and bias in measurement: Commentary on Bland and Altman (1986; 2010). *International Journal of Nursing Studies*, 48(1), 134–5. <http://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2010.08.006>
- Bemben, M. G., Clasey, J. L., & Massey, B. H. (1990). The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 61(1), 96–99. <http://doi.org/10.1080/02701367.1990.10607484>
- Bewyer, D. C., & Bewyer, K. J. (2003). Rationale for treatment of hip abductor pain syndrome. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 23, 57–60. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14575251>
- Bland JM, A. D. (1995). Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet*, 346. Retrieved from http://ac.els-cdn.com.ezproxy.puc.cl/S0140673695917489/1-s2.0-S0140673695917489-main.pdf?_tid=0adccbe2-4942-11e7-ac29-00000aacb360&acdnat=1496593545_e48efef767fc34d6f29757d155cc10c7
- Boling, M. C., Padua, D. A., & Alexander Creighton, R. (n.d.). Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *Journal of Athletic Training*, 44(1), 7–13. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-44.1.7>
- Boyé, N. D. A., Mattace-Raso, F. U. S., Van Der Velde, N., Lieshout, E. M. M. V., De Vries, O. J., Hartholt, K. A., ... Van Beeck, E. F. (2014). Circumstances leading to injurious falls in older men and women in the Netherlands. *Injury*, 45(8), 1224–1230. <http://doi.org/10.1016/j.injury.2014.03.021>
- Brill, P. A., Macera, C. A., Davis, D. R., Blair, S. N., & Gordon, N. (2000). Muscular strength and physical function. *Med. Sci. Sports Exerc*, 32(2), 412–416.
- Brown, L. a, & Weir, J. P. (2001). ASEP Procedures recommendation I: Accurate Assessment of Muscular Strength and Power. *Journal of Exercise Physiology Online*, 4(3), 1–10.
- Cahalan, T., & Johnson, M. (1989). Quantitative measurements of hip strength in different age groups. ... *and Related Research*. Retrieved from http://journals.lww.com/corr/Abstract/1989/09000/Quantitative_Measurements_of_Hip_Strength_in.22.aspx
- Caldwell, L. S., Chaffin, D. B., Dukes-Dobos, F. N., Kroemer, K. H. E., Laubach, L. L., Snook, S. H., & Wassermann, D. E. (1974). Proposed Standard Procedure for Static Muscle Strength Testing. *American Industrial Hygiene Association*, (May), 201–206. <http://doi.org/10.1080/0002889748507023>
- Campos-Jara, C. A. C., González, I. J. B., Ríos, L. J. C., Tamayo, I. M., Fuenzalida, A. E. L., & Ríos, I.

- J. C. (2014). Validación y fiabilidad del dispositivo haefni health system 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 14(2), 91–98. <http://doi.org/10.4321/s1578-84232014000200010>
- Campos-Jara, C., Chiroso-Ríos, L. J., Jerez-Mayorga, D., Chiroso-Rios, I., Martínez-Salazar, C., & Cesar-Beraldo, P. (2017). Comparison of two incremental protocols for evaluation of hip extension. *Fisioterapia Em Movimento*, 30(1), 133–140.
- Chen, T. B., & Chou, L.-S. (2017). Impacts of Muscle Strength and Balance Control on Sit-To-Walk and Turn Durations in the Timed up and Go Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.04.003>
- Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J., & Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1227–1232. <http://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180601109>
- Cooper, N. A., Scavo, K. M., Strickland, K. J., Tipayamongkol, N., Nicholson, J. D., Bewyer, D. C., & Sluka, K. A. (2016). Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *European Spine Journal*, 25(4), 1258–1265. <http://doi.org/10.1007/s00586-015-4027-6>
- Crossley, K. M., Zhang, W.-J., Schache, A. G., Bryant, A., & Cowan, S. M. (2011). Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(4), 866–73. <http://doi.org/10.1177/0363546510395456>
- Daniels C, W. L. (1980). *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination* (4th ed.). Philadelphia: WB Saunders.
- Davies, M. J., & Dalsky, G. P. (1997). Normalizing strength for body size differences in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(5), 713–717. <http://doi.org/10.1097/00005768-199705000-00020>
- Dwyer, M. K., Stafford, K., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Giordani, M. (2013). Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(7), 757–61. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.007>
- Earl, J. E. (2005). Gluteus Medius Activity during 3 Variations of Isometric Single-Leg Stance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14(1), 1–11. <http://doi.org/10.1123/jsr.14.1.1>
- Edwards, R. H., Young, A., Hosking, G. P., & Jones, D. a. (1977). Human skeletal muscle function: description of tests and normal values. *Clinical Science and Molecular Medicine*, 52(3), 283–290.

- Eliasziw, M., Young, S. L., Woodbury, M. G., & Fryday-Field, K. (1994). Statistical Methodology for the Concurrent Assessment of Interrater and Intrarater Reliability: Using Goniometric Measurements as an Example. *Physical Therapy, 74*(8), 777–788. <http://doi.org/10.1093/ptj/74.8.777>
- Farrell, M., & Richards, J. G. (1986). Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 18*(1), 44–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3959863>
- Finnoff, J. T., Hall, M. M., Kyle, K., Krause, D. a, Lai, J., & Smith, J. (2011). Hip strength and knee pain in high school runners: a prospective study. *PM & R : The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation, 3*(9), 792–801. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.04.007>
- Flack, N. A. M. S., Nicholson, H. D., & Woodley, S. J. (2014). The anatomy of the hip abductor muscles. *Clinical Anatomy, 27*(2), 241–253. <http://doi.org/10.1002/ca.22248>
- Folland, J. P., Mc Cauley, T. M., & Williams, A. G. (2008). Allometric scaling of strength measurements to body size. *European Journal of Applied Physiology, 102*(6), 739–745. <http://doi.org/10.1007/s00421-007-0654-x>
- Fredericson, M., Cookingham, C. L., Chaudhari, a M., Dowdell, B. C., Oestreicher, N., & Sahrmann, S. a. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine, 10*(3), 169–175. <http://doi.org/10.1097/00042752-200007000-00004>
- Frese, E., Brown, M., & Norton, B. J. (1987). Clinical reliability of manual muscle testing. Middle trapezius and gluteus medius muscles. *Physical Therapy, 67*(7), 1072–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3602100>
- Gafner, S., Bastiaenen, C. H. G., Terrier, P., Punt, I., Ferrari, S., Gold, G., ... Allet, L. (2017). Evaluation of hip abductor and adductor strength in the elderly: a reliability study. *European Review of Aging and Physical Activity : Official Journal of the European Group for Research into Elderly and Physical Activity, 14*, 5. <http://doi.org/10.1186/s11556-017-0174-6>
- Gottschalk, F., Kourosh, S., & Leveau, B. (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy, 166*, 179–189. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>
- Hansen, E. M., McCartney, C. N., Sweeney, R. S., Palimenio, M. R., & Grindstaff, T. L. (2015). Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. *International Journal of Sports Physical Therapy, 10*(1), 62–8. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4325289&tool=pmcentrez&r>

endertype=abstract

- Hardcastle, P., & Nade, S. (1985). The significance of the Trendelenburg test. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 67(5), 741–746. [http://doi.org/10.1016/0268-0033\(86\)90096-3](http://doi.org/10.1016/0268-0033(86)90096-3)
- Hayes, K. W., & Falconer, J. (1992). Reliability of Hand-Held Dynamometry and Its Relationship with Manual Muscle Testing in Patients with Osteoarthritis in the Knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(3), 145–149. <http://doi.org/10.2519/jospt.1992.16.3.145>
- Hewett, T. E. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <http://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hislop HJ, Avers D, Brown M, D. L. (2014). *Daniel's and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination and performance testing*. (Elsevier, Ed.) (9th ed.). St Louis, Mo.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 30(1), 1–15. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10907753>
- Horstmann, T., Listringhaus, R., Haase, G.-B., Grau, S., & Mündermann, A. (2013). Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six-month follow-up. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 762–769. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313001575>
- Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2003). Hip Strength in Females With and Without Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 671–676. <http://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.671>
- Jackson, S. M., Cheng, M. S., Smith, A. R., & Kolber, M. J. (2016). Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Manual Therapy*. <http://doi.org/10.1016/j.math.2016.07.010>
- Jaramillo, J., Worrell, T. W., & Ingersoll, C. D. (1994). Hip isometric strength following knee surgery. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(3), 160–5. <http://doi.org/10.2519/jospt.1994.20.3.160>
- Jaric S, Radosavljevic-Jaric S, J. H. (2002). Muscle force and muscle torque in humans require different methods when adjusting for differences in body size. Retrieved from <http://download.springer.com/static/pdf/105/art%253A10.1007%252Fs00421-002-0638->

- 9.pdf?auth66=1389464109_fc12413c69dfb7514be2c118f13e2bd8&ext=.pdf
Jaric, S. (2002). Muscle Strength Testing - Use of Normalization for Body Size Use of Normalisation for Body Size, (FEBRUARY 2002).
- Johnson, M. E., Mille, M.-L., Martinez, K. M., Crombie, G., & Rogers, M. W. (2004). Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), 593–597. Retrieved from <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999303010669>
- Kendall FP, M. E. (1983). *Muscle: Testing and Function* (3rd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Kindel, C., & Challis, J. (2017). Joint moment-angle properties of the hip abductors and hip extensors. *Physiotherapy Theory and Practice*, 1–8. <http://doi.org/10.1080/09593985.2017.1323357>
- Klemetti, R., Steele, K. M., Moilanen, P., Avela, J., & Timonen, J. (2014). Contributions of individual muscles to the sagittal- and frontal-plane angular accelerations of the trunk in walking. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2263–2268. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.052>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–63. <http://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Krause, D. A., Schlagel, S. J., Stember, B. M., Zoetewey, J. E., & Hollman, J. H. (2007). Influence of Lever Arm and Stabilization on Measures of Hip Abduction and Adduction Torque Obtained by Hand-Held Dynamometry. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 37–42. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.011>
- Laukkanen, P., Heikkinen, E., & Kauppinen, M. (1995). Muscle strength and mobility as predictors of survival in 75-84 - year - old people. *Age and Ageing*, 24(6), 468–473. <http://doi.org/10.1093/ageing/24.6.468>
- Lawson, A., & Calderon, L. (1997). Interexaminer Agreement for Applied Kinesiology Manual Muscle Testing. *Perceptual and Motor Skills*, 84(2), 539–546. <http://doi.org/10.2466/pms.1997.84.2.539>
- Lazennec, J.-Y., Brusson, A., & Rousseau, M.-A. (2011). Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *European Spine Journal*, 20(5), 686–98. <http://doi.org/10.1007/s00586-011-1937-9>
- Lee, S.-P., Souza, R. B., & Powers, C. M. (2012). The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 36(3), 425–9. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.024>

- Lenhart, R., Thelen, D., & Heiderscheit, B. (2014). Hip Muscle Loads During Running at Various Step Rates. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(10), 766-A4. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5575>
- Loureiro, A., Mills, P. M., & Barrett, R. S. (2013). Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care & Research*, 65(3), 340–52. <http://doi.org/10.1002/acr.21806>
- Lourencin, F. T. C., Macedo, O. G. De, Scarpellini, E. D. S., & Greve, J. M. D. (2012). Evaluation of hip adductor and abductor muscles using an isokinetic dynamometer. *Acta Fisiátrica*, 19(1), 16–20. <http://doi.org/10.5935/0104-7795.20120004>
- Lukaski, H. C., Bolonchuk, W. W., Hall, C. B., Siders, W. A., & Widation, W. A. S. (1986). Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *Journal of Applied Physiology*, 60(4), 1327–1332.
- Maranhao Neto, G. A., Oliveira, A. J., Pedreiro, R. C. de M., Pereira-Junior, P. P., Machado, S., Marques Neto, S., & Farinatti, P. T. V. (2017). Normalizing handgrip strength in older adults: An allometric approach. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 70, 230–234. <http://doi.org/10.1016/j.archger.2017.02.007>
- Metter, E. J., Talbot, L. A., Schrager, M., & Conwit, R. (2002). Skeletal Muscle Strength as a Predictor of All-Cause Mortality in Healthy Men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(10), B359–B365. <http://doi.org/10.1093/gerona/57.10.B359>
- Meyer, C., Corten, K., Wesseling, M., Peers, K., Simon, J. P., Jonkers, I., & Desloovere, K. (2013). Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS ONE*, 8(11), 1–8. <http://doi.org/10.1371/journal.pone.0081149>
- Morcelli, M. H., Rossi, D. M., Karuka, A. H., Crozara, L. F., Hallal, C. Z., Marques, N. R., ... Navega, M. T. (2016). Peak torque, reaction time, and rate of torque development of hip abductors and adductors of older women. *Physiotherapy Theory and Practice*, 32(1), 45–52. <http://doi.org/10.3109/09593985.2015.1091870>
- Mukaka, M. M. (2012). Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal : The Journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69–71. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23638278>
- Murphy, A. J., Wilson, G. J., Pryor, J. F., & Newton, R. U. (1995). Isometric assessment of muscular function: The effect of joint angle. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(2), 205–215. <http://doi.org/10.1123/jab.11.2.205>

- Nadler, S. F., DePrince, M. L., Hauesien, N., Malanga, G. A., Stitik, T. P., & Price, E. (2000). Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(8), 1072–6. <http://doi.org/10.1053/APMR.2000.7165>
- Nelson-Wong, E., Gregory, D. E., Winter, D. A., & Callaghan, J. P. (2008). Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clinical Biomechanics*, *23*(5), 545–553. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.01.002>
- Neumann, D. (2010). Kinesiology of the Hip: a focus on muscular action. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *82*(2). Retrieved from <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2010.3025>
- Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E. M., Goodpaster, B. H., Kritchevsky, S. B., ... Harris, T. B. (2006). Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *61*(1), 72–7. <http://doi.org/10.1093/gerona/61.1.72>
- Niemuth, P. E., Johnson, R. J., Myers, M. J., & Thieman, T. J. (2005). Hip Muscle Weakness and Overuse Injuries in Recreational Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *15*(1), 14–21. <http://doi.org/10.1097/00042752-200501000-00004>
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running: Review Paper. *Gait & Posture*, *7*, 77–95. [http://doi.org/10.1016/s0966-6362\(97\)00038-6](http://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00038-6)
- Overend, T., Anderson, C., Sawant, A., Perryman, B., & Locking-Cusolito, H. (2010). Relative and absolute reliability of physical function measures in people with end-stage renal disease. *Physiotherapy Canada. Physiotherapie Canada*, *62*(2), 122–8. <http://doi.org/10.3138/physio.62.2.122>
- P Click Fenter, J W Bellew, T A Pitts, Rek. (2003). Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med*, *37*(8), 331–334. <http://doi.org/10.1053/APMR.2000.7165>
- Palastanga, N., Derek, F., & Roger, S. (2000). *Anatomía y Movimiento Humano; Estructura y Funcionamiento* (2000th ed.). Barcelona: Paidotribo.
- Paré, E. B., Stern, J. T., & Schwartz, J. M. (1981). Functional differentiation within the tensor fasciae latae. A telemetered electromyographic analysis of its locomotor roles. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, *63*(9), 1457–1471. Retrieved from <https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=7320037>
- Paul, D. J., & Nassis, G. P. (2015). Testing strength and power in soccer players: the application of conventional and traditional methods of assessment. *Journal of Strength and*

Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association, 29(6), 1748–58.
<http://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000807>

Powers, C. M. (2003). The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 639–646. <http://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>

Powers, C. M., Ghoddosi, N., Straub, R. K., & Khayambashi, K. (2017). Hip Strength as a Predictor of Ankle Sprains in Male Soccer Players: A Prospective Study. *Journal of Athletic Training*, 52(11), 1062–6050–52.11.18. <http://doi.org/10.4085/1062-6050-52.11.18>

Ruiz, J. R., Sui, X., Lobelo, F., Morrow, J. R., Jackson, A. W., Sjöström, M., & Blair, S. N. (2008). Association between muscular strength in men: prospective cohort study. *BMJ*, 337. <http://doi.org/10.1136/bmj.a439>

Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5 Suppl), S135-45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3057313>

Schmitt, W. H., & Cuthbert, S. C. (2008). Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: “the arm test” and other inaccurate procedures. *Chiropractic & Osteopathy*, 16(1), 16. <http://doi.org/10.1186/1746-1340-16-16>

Shephard, R. J. (1988). PAR-Q, Canadian Home Fitness Test and exercise screening alternatives. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 5(3), 185–95. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3368685>

Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–428. <http://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>

Smith, B. I., Docherty, C. L., & Curtis, D. (2017). Effects of Hip Strengthening on Neuromuscular Control, Hip Strength, and Self-Reported Functional Deficits in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–23. <http://doi.org/10.1123/jsr.2016-0143>

Smith, J. A., Popovich, J. M., & Kulig, K. (2014). The Influence of Hip Strength on Lower-Limb, Pelvis, and Trunk Kinematics and Coordination Patterns During Walking and Hopping in Healthy Women. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(7), 525–531. <http://doi.org/10.2519/jospt.2014.5028>

Smith, J. J., Eather, N., Morgan, P. J., Plotnikoff, R. C., Faigenbaum, A. D., & Lubans, D. R. (2014). The health benefits of muscular fitness for children and adolescents: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 44(9), 1209–1223. <http://doi.org/10.1007/s40279-014-0196-4>

- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM&R*, 3(5), 472–479. <http://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>
- Stokes, M. (1985). Reliability and Repeatability of Methods for Measuring Muscle in Physiotherapy. *Physiotherapy Practice*, 1(2), 71–76. <http://doi.org/10.3109/09593988509163853>
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control injuries analysis of 2002 running. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95–101. <http://doi.org/10.1136/bjsm.36.2.95>
- Thorborg, K., Serner, A., Petersen, J., Madsen, T. M., Magnusson, P., & Hölmich, P. (2011). Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery after injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 121–6. <http://doi.org/10.1177/0363546510378081>
- Tiberio, D. (1987). The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160–165. <http://doi.org/10.2519/jospt.1987.9.4.160>
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231. <http://doi.org/10.1519/15184.1>
- Welk., G. (2002). *Physical assessment in Health-related research*. Leeds; UK: Human Kinetics.
- Widler, K. S., Glatthorn, J. F., Bizzini, M., Impellizzeri, F. M., Munzinger, U., Leunig, M., & Maffiuletti, N. A. (n.d.). Assessment of Hip Abductor Muscle Strength. A Validity and Reliability Study. <http://doi.org/10.2106/JBJS.H.01119>
- Widler, K. S., Glatthorn, J. F., Bizzini, M., Impellizzeri, F. M., Munzinger, U., Leunig, M., & Maffiuletti, N. A. (2009). Assessment of Hip Abductor Muscle Strength. A Validity and Reliability Study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(11), 2666–2672. <http://doi.org/10.2106/JBJS.H.01119>
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 203–211. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025>
- Willson, J. D., Kernozek, T. W., Arndt, R. L., Reznichuk, D. A., & Scott Straker, J. (2011). Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 26(7), 735–740. Retrieved from

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003311000611>

Zeh, J., Hansson, T., Bigos, S., Spengler, D., Battie, M., & Wortley, M. (1986). Isometric strength testing. Recommendations based on a statistical analysis of the procedure. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(1), 43–46.

ANEXOS

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO (GRUPO INVESTIGACIÓN)

Nombre del Estudio: Validación del protocolo de evaluación de fuerza isométrica en la musculatura abductora de cadera con el dispositivo Haefni Health

Patrocinador del Estudio / Fuente Financiamiento Sin patrocinador/No requiere financiamiento

Investigador Responsable: Enrique Cerda Vega / Celular: 92995811 / UDA Ciencias de la Salud
Depto/UDA

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, -o no-, en una investigación médica.

Tome el tiempo que requiera para decidirse, lea cuidadosamente este documento y hágale las preguntas que desee al médico o al personal del estudio.

OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

Usted ha sido invitado/invitada a participar en este estudio porque su edad es mayor de 18 años y no tiene antecedentes de patologías músculo-esqueléticas previas.

El propósito de este estudio es determinar el estado funcional de la musculatura que participa en el movimiento de la cadera, se evaluarán diferentes tipos de movimientos, con el fin de establecer un protocolo validado de fuerza isométrica en la articulación de cadera con el dispositivo Haefni Health.

El objetivo principal del estudio es validar un protocolo para evaluar la fuerza isométrica en la musculatura abductora en la cadera.

Los participantes del estudio serán invitados a participar al estudio por el responsable del mismo. Se espera a que participen alrededor de 30 pacientes, todos pertenecientes a la Pontificia Universidad Católica de Chile.

PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

El siguiente estudio se realizará en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, ubicado en el Edificio UDA Ciencias de la Salud, Campus San Joaquín de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

Para obtener la información deseada este estudio requerirá utilizar el dispositivo Haefni Health que tiene por objetivo registrar el movimiento, aceleración, fuerza y actividad muscular de la articulación de la cadera de forma no invasiva, durante la realización de los diferentes tipos de movimientos.

El procedimiento consiste en primer lugar en la colocación una cincha en la pierna no dominante y se posiciona dependiendo del movimiento en supino, prono, decúbito lateral o sentado. Se le explica al paciente el los tipos movimiento a realizar, la forma de medida, la recuperación y la posición en la que se desarrollan.

El procedimiento consiste ejercer la máxima fuerza isométrica posible en la posición de inicio (dependiendo del tipo de movimiento). Se realizarán 1 serie por cada tipo de ejercicio de 3 repeticiones de entre 4-6 segundos de isometría.

Previamente se mide también el rango de movimiento (ROM) en la cadera con un goniómetro y el largo del muslo, además deben rellenar un cuestionario validado (WOMAC) acerca del dolor y rigidez en la articulación de cadera.

Esta actividad se efectuará de manera individual, y el tiempo estipulado para ella es de 60 minutos aproximadamente.

Los datos obtenidos serán usados únicamente para el propósito de esta investigación.

Los datos serán almacenados por 2 años en el Laboratorio de Análisis del Movimiento PUC, bajo la responsabilidad del Klg. Enrique Cerda Vega.

Si en el futuro son usadas para propósitos diferentes a los de esta investigación, se le solicitará un nuevo consentimiento.

Los resultados obtenidos le serán informados, el que le indicará el curso de acción más adecuado para usted.

BENEFICIOS

Usted podría o no beneficiarse por participar en esta investigación médica, ya que la información personal recolectada podría ser importante para futuras investigaciones. Por otra parte, la información que se obtendrá de este estudio será de gran utilidad para conocer el estado actual de su musculatura de cadera y eventualmente podría beneficiar a otras personas con su misma condición.

RIESGOS

Esta investigación presenta mínimos riesgos para Usted. Estos se asocian al procedimiento de registro de fuerza. Además, usted podría eventualmente manifestar alergia a los electrodos durante y/o posterior a la realización de la prueba.

COSTOS

El presente estudio no tiene ningún costo para Usted. Los procedimientos y materiales necesarios para este estudio serán proporcionados por la UDA Ciencias de la Salud. Los procedimientos/tratamientos necesarios para manejar su condición clínica basal no serán financiados por el estudio.

COMPENSACIONES

En el caso de existir daños derivados directamente de la investigación éstos serán pagados por la UDA Ciencias de la Salud PUC. En esta investigación no habrán compensaciones por complicaciones inherentes a su condición clínica.

CONFIDENCIALIDAD DE LA INFORMACIÓN

La información obtenida en el estudio se mantendrá en forma confidencial. Para esto se utilizarán códigos para identificar y guardar su información personal. Además, se cubrirá su rostro en todas las fotografías tomadas. Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre no será conocido.

VOLUNTARIEDAD

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria.

Usted tiene el derecho a no aceptar participar o a retirar su consentimiento y retirarse de esta investigación en el momento que lo estime conveniente. Al hacerlo, usted no pierde ningún derecho que le asiste como paciente de esta institución y no se verá afectada la calidad de la atención médica que merece.

Si usted retira su consentimiento, sus datos serán eliminados y la información obtenida no será utilizada.

PREGUNTAS

Si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar o llamar al Klgo. Enrique Cerda Vega, Investigador Responsable del estudio, al celular 92995811, o enviar un correo electrónico a: ecerdav@uc.cl

Si tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en una investigación médica, usted puede llamar al Dra. Beatriz Shand Klagges., Presidente del Comité Etico Cientifico de la Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile, al teléfono 2354-8173, o enviar un correo electrónico a: etica.investigacion@med.puc.cl.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

- Se me ha explicado el propósito de esta investigación, los procedimientos, los riesgos, los beneficios y los derechos que me asisten y que me puedo retirar de ella en el momento que lo desee.
- Firmo este documento voluntariamente, sin ser forzado/forzada a hacerlo.
- No estoy renunciando a ningún derecho que me asista.
- Se me comunicará de toda nueva información relacionada con el estudio que surja durante el estudio y que pueda tener importancia directa para mi condición de salud.
- Se me ha informado que tengo el derecho a reevaluar mi participación en esta investigación según mi parecer y en cualquier momento que lo desee.
- Yo autorizo al investigador responsable y sus colaboradores a acceder y usar los datos contenidos en mi ficha clínica para los propósitos de esta investigación.
- Al momento de la firma, se me entrega una copia firmada de este documento.

FIRMAS

Participante:

Fecha:

Investigador:

Fecha:

Director Carrera Kinesiología:

Fecha:

Cuestionario PARQ & YOU

Physical Activity Readiness
Questionnaire - PAR-Q
(revisado 2002)

PAR-Q & YOU

(Un Cuestionario para Personas de 15 a 69 años)

La actividad física regular es saludable y sana, y más personas cada día están comenzando a estar más activas. Ser más activo es seguro para la mayoría de las personas. Sin embargo, algunos individuos deben consultar a un médico antes de iniciar un programa de ejercicio o actividad física.

Si usted está planeando participar en programas de ejercicio o de actividad física, lo recomendado es que responda a las siete preguntas descritas más abajo. Si usted tiene entre 15 y 69 años de edad, el cuestionario PAR-Q le indicará si necesita consultar a su médico antes de iniciar un programa de ejercicio o actividad física. Si usted tiene más de 69 años de edad, y no está acostumbrado a estar activo, consulte a su médico.

El sentido común es la principal guía para contestar estas preguntas. Favor de leer las preguntas con cuidado y responder cada una honestamente; Marque SI o NO.

SI	NO	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. ¿Alguna vez su médico le ha indicado que usted tiene un problema cardiovascular, y que solamente puede llevar a cabo ejercicios o actividad física si lo refiere un médico.
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. ¿Sufre de dolores frecuentes en el pecho cuando realiza algún tipo de actividad física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. ¿En el último mes, le ha dolido el pecho cuando no estaba haciendo actividad física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. ¿Con frecuencia pierde el equilibrio debido a mareos, o alguna vez ha perdido el conocimiento?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. ¿Tiene problemas en los huesos o articulaciones (por ejemplo, en la espalda, rodillas o cadera) que pudiera agravarse al aumentar la actividad física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. ¿Al presente, le receta su médico medicamentos (por ejemplo, pastillas de agua) para la presión arterial o problemas con el corazón?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. ¿Existe alguna otra razón por la cual no debería participar en un programa de actividad física?

Si

usted

contestó

Si a una o más preguntas:

Hable con su médico por teléfono o en persona ANTES de empezar a estar más activo físicamente, o ANTES de tener una evaluación de su aptitud física. Dígale a su médico que realizó este cuestionario y las preguntas que usted respondió que SI.

☑ Usted puede estar listo para realizar cualquier actividad que desee, siempre y cuando comience lento y gradualmente. O bien, puede que tenga que restringir su actividad a las que sea mas segura para usted. Hable con su médico sobre el tipo de actividades que desea participar y siga su consejo.

☑ Busque programas en lugares especializadas que sean seguros y beneficios para usted.

No todas preguntas:

Si usted contestó NO honestamente a todas las preguntas, entonces puede estar razonablemente seguro que puede:

☑ Comenzar a ser más activo físicamente, pero con un enfoque lento y que se prograse gradualmente. Esto es la manera más segura y fácil.

☑ Formar parte de una evaluación de la aptitud física; esto es una manera excelente para determinar su aptitud física de base, lo cual le ayuda a planificar la mejor estrategia de vivir activamente. También, es muy recomendable que usted se evalúe la presión arterial. Si su lectura se encuentra sobre 144/94, entonces, hable con su médico antes de ser más activo físicamente.

DEMORE EL INICIO DE SER MÁS ACTIVO:

☑ Si usted no se siente bien a causa de una enfermedad temporera, tal como un resfriado o fiebre, entonces lo sugerido es esperar hasta que se recupere por completo; o

☑ Si usted está o puede estar embarazada, hable con su médico antes de comenzar a estar físicamente más activa.

POR FAVOR: Si un cambio en su salud lo obliga a responder SI a cualquiera de las preguntas, es importante que esta situación se le informe a su médico o entrenador personal. Pregunte si debe modificar su plan de ejercicio o actividad física.

Use Informado de PAR-Q: La Sociedad Canadiense de Fisiología del Ejercicio, y sus agentes, no asumen ninguna responsabilidad legal para las personas que realizan ejercicio o actividad física; en caso de duda después, de completar este cuestionario, consulte primero a su médico.

No se permiten cambios. Se puede fotocopiar el PAR-Q, únicamente si se emplea todo el formulario.

NOTA: Si se requiere administrar el PAR-Q antes que el participante se incorpore a un programa de ejercicio/actividad física, o se someta a pruebas de aptitud física, esta sección se puede utilizar para propósitos administrativos o legales:

"Yo he leído, entendido y completado el cuestionario. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción."

Nombre: _____

Firma: _____

Fecha: _____

FIRMA DEL PARIENTE _____
o TUTOR (para participantes menores edad)

TESTIGO: _____

NOTA: Este cuestionario es valido hasta un máximo de 12 meses, a partir de la fecha en que se completa. El mismo se invalida si su estado de salud requiere contestar SI en alguna de las siete preguntas.

NOTA: Obtenido de: The Physical Activity Readiness Questionnaire: PAR-Q & YOU, por Canadian Society for Exercise Physiology, 2002. Copyright 2002 por Canadian Society for Exercise Physiology, www.csep.ca/forms. Recuperado de <http://www.csep.ca/cm/files/publications/parq-par-q.pdf>

Equipamiento utilizado para la investigación:

Mediciones Antropométricas

Determinación del peso y Talla:

Balanzamecánica de columna Seca 700



Determinación de la Masa Libre de Grasa y Masa Grasa por Impedancia Bioeléctrica:

Impedanciómetro: Bodystat modelo Quadscan 4000



electrodos autoadhesivos.



Calentamiento: Bicicleta ergométrica FitPro CU 800



Medición de la Fuerza: Dinamómetro electromecánico funcional HHe 1.0



Publicación científica asociada:

Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device

Enrique Cerda Vega¹✉*, Daniel Jerez-Mayorga²✉, Ramón Machado Payer³‡, Christian Campos Jara²‡, Iris Guzman-Guzman⁴‡, Alvaro Reyes Ponce²‡, Luis Javier Chiroso³‡

1 Carrera de Kinesiología, Departamento Ciencias de la Salud, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile

2 Facultad Ciencias de la Rehabilitación, Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile

3 Faculty of Sciences for Physical Activity and Sport, University of Granada, Granada, Spain

4 Unidad Académica de Ciencias Químico-Biológicas, Universidad Autónoma de Guerrero, Chilpancingo, México

✉ These authors contributed equally to this work.

‡ These authors also contributed equally to this work.

* Email: ecerday@uc.cl

The hip abductor muscles are vitally important for pelvis stability, and common strength deficits can negatively affect functionality. The muscle strength can be measured using different dynamometers and be evaluated in three positions (side-lying, standing, and supine). Obtained strength data can be expressed in different ways, with data normalization providing more objective and comparable results. The aim of this study was to establish the validity and reliability of three protocols in evaluating the isometric strength of the hip abductor muscles. A new functional electromechanical dynamometer assessed strength in three positions, with findings subjected to three data normalization methods. In two identical sessions, the hip abductor strengths of 29 subjects were recorded in the side-lying, standing, and supine positions. Peak force was recorded in absolute terms and normalized against body mass, fat-free mass, and an allometric technique. The peak force recorded in the side-lying position was 30% and 27% higher than in the standing and supine positions, respectively, independent of data normalization methodology. High inter-protocol correlations were found (r : 0.72 to 0.98, $p \leq 0.001$). The supine position with allometric data normalization had the highest test-retest reliability (0.94 intraclass correlation coefficient and 5.64% coefficient of variation). In contrast, the side-lying position with body mass data normalization had a 0.66 intraclass correlation coefficient and 9.8% coefficient of variation. In conclusion, the functional electromechanical dynamometer is a valid device for measuring isometric strength in the hip abductor muscles. The three assessed positions are reliable, although the supine position with allometric data normalization provided the best results.

Introduction

The hip abductor muscles are key in stabilizing the pelvis. This is particularly so for unipedal stances, such as walking, [1]. In conjunction with these muscles, the biomechanical properties of the joints must be prepared to receive heavy loads and ensure mobility of the inferior limbs and trunk. All of these factors highlight the importance of this zone in maintaining stability during daily tasks and sporting activities that involve unipedal impacts [2, 3].

Strength deficits in the hip abductor muscles occur as a result of aging and certain pathologies, thus negatively affecting daily life activities [4]. Pathologies such as hip injuries, including osteoarthritis [5, 6] and complete/partial joint replacement [7], not only affect the strength of the injured limb, but also of the contralateral limb [8]. Consequent impacts to walking can include the Trendelenburg gait [9], although dysfunctions can arise distant to the affected joint, including lower back dysfunctions [10] and patellofemoral pain syndrome in the knee [11-16].

Maintenance of optimum isometric strength in the hip muscles has been linked to clinical and functional improvements in athletes and patients with musculoskeletal conditions [17-19]. Therefore, understanding the role of hip muscles in abduction movements would facilitate the diagnosis and effective treatment of alterations caused within the inferior extremities [20]. In clinical settings, hip abduction strength is primarily assessed through three procedures, i.e. manual muscle testing, isokinetic dynamometry, and hand-held dynamometry. The isokinetic dynamometer is an exact, secure evaluation tool and the current gold standard for assessing muscle strength. Nevertheless, the high cost of this instrument limits accessibility [21, 22]. In turn, manual muscle testing has severe reliability limitations and is reliant on the experience of the evaluator [23]. Finally, while the manual dynamometer is low-cost, accessible, and validated

for muscle assessments, this method is dependent on external adjustments to improve result validity and reliability [24-26].

These three methods have been assessed using three positions, i.e. the side-lying position (SIP), supine position (SupP), and standing position (StP); however, the SIP is the only position validated for all three methods [27-36]. Despite this, the StP has been described as the best physiologically and functionally as most functional tasks are performed in this position [27, 37]. Similarly, the SupP has been favorably cited as maintaining neutral gravity and for preventing problems caused by supporting the body on one side [30]. These different positions provide alternatives for subjects that cannot be in one position or another due to health issues.

Also worth considering in relation to strength measurements are the various ways in which results can be expressed. These variations are due to variables that influence strength, such as body mass and muscle mass. Therefore, data must be normalized to prevent the effects of these variables on the final results [38, 39]. Similarly, a measurement independent of body mass is needed so that individuals can be compared against others and with themselves between measurements.

To this end, a new dynamometric device was recently designed for the assessment of functional tasks. This instrument allows evaluating movements in different planes and at different angles through a pulley system, which permits specific, natural movements [40, 41]. This so-termed functional electromechanical dynamometer can be used for static and dynamic assessments, including isokinetic evaluations in different muscle groups [41].

The aim of this study was to determine the validity and reliability of evaluation protocols for isometric strength in the hip abductor muscles of healthy subjects. Specifically, the functional

electromechanical dynamometer was used to evaluate the hip abductor muscles in a SIP, SuP, and StP, and data were then assessed with three normalization methods.

Material and methods

This was a descriptive study with non-probability sampling using a group of volunteers. To investigate test-retest validity and reliability, the isometric strength of the hip abductor muscles was analyzed in two identical sessions separated by at least 48 h. Both sessions were completed by all participants within a ten day period. The same researcher took all measurements, ensured identical conditions for all assessments/sessions, and provided volunteers with identical instructions.

Participants

In January 2017, physical therapy students of the Pontificia Universidad Católica were invited to participate. Twenty-nine volunteers (14 males, 15 females) accepted to participate and none of them dropped out. The volunteers presented the following average traits: 20.7 ± 1.8 years-old; 66.7 ± 13.9 kg weight; 169.4 ± 8.4 cm height; 23.1 ± 3.37 body mass index; 51.9 ± 10.7 kg Fat Free Mass; 15.1 ± 6.9 kg fat mass and $21,7\% \pm 7,4$ percentage of body mass. All healthy volunteers were aged between 18 and 25, presented no cardiovascular, lung, or metabolic pathologies. They all reported no musculoskeletal pain within the three months prior to assessments and they practiced physical activity at least twice a week as part of their academic training. All procedures were approved by the Ethical Committee of the Faculty of Medicine, Pontificia Universidad Católica de Chile (CEC-MedUC 16-399) and were in accordance with the

2013 Helsinki Declaration. Individuals in this manuscript have given written informed consent (as outlined in PLOS consent form) to publish these case details.

Procedure

Before any evaluations were performed, all procedures were verbally explained to the volunteers, who were then required to provide signed informed consent before participating. All participants also filled out a personal information sheet and responded to the Physical Activity Readiness Questionnaire [42]. Anthropomorphic measurements were then taken, including weight (kg), height (cm), and body composition through bioelectrical impedance analysis (Bodystat, Quadscan 4000) following procedures described by Lukaski [43], from which fat-free mass (FFM) and fat mass were obtained (Kg).

Participants warmed up for 10 min on an ergometer bicycle (FitPro CU 800) at an intensity of 50% maximum heart rate, after that they followed 3 submaximal repetitions of 20 seconds for each of the positions (ie, SIP, StP and SupP). For subsequent abduction assessments, volunteers were given the following instructions according to Bemben M. et al [44]: perform abduction of the extremity, exerting the maximum contraction possible as quick as possible. These instructions allow to obtain the highest PF values [44]. Then, the volunteers were asked to exert and hold maximum isometric contractions for 6 s, with three alternating repetitions performed in non-dominant side with 1 minute of rest after each repetition. This procedure was repeated for each of the three assessed positions. Participants were allowed to rest for 10 min between each assessed position, and the order in which positions were evaluated was random. The strength exerted for each maximum isometric contraction was measured using the Haefni Health v.1.0 electromechanical dynamometer (iVolution R&D, Granada, Spain), which has been

validated for this use [40, 41]. During task execution, subjects were motivated to exert maximum force by the evaluator saying: “let’s go, let’s go, come on, come on.”

For assessments in the SIP, participants laid down on a stretcher, resting against their contralateral side. Patients were then asked to bend their contralateral knee 90° to improve stability, and a foam wedge was placed between both legs to maintain alignment of the extremity under evaluation at 0° of abduction (i.e. neutral position). A fixing strap was then placed at the level of the iliac crests, thereby firmly holding the subject’s pelvis against the stretcher. Resistance was placed at the extreme distal end of the extremity under evaluation, 1 cm above the lateral malleolus. For assessments in the StP, participants stood in front of the stretcher. A foam wedge was placed on the stretcher and was used by subjects to rest their hands, which were at the level of the iliac crests. Participants were instructed not to exert any force with their hands. The volunteer’s feet were separated at a distance equal to their shoulders. Resistance was placed 1 cm above the lateral malleolus. Finally, for assessments in the SupP, participants laid down on their back. A fixing strap was placed at the level of the iliac crests, thereby firmly holding the subject to the stretcher. The lower extremities were at 0° of abduction, and the upper extremities were crossed against the thorax. Resistance was placed at the extreme distal end of the extremity under evaluation, 1 cm above the lateral malleolus.

Test results were automatically stored in the Haefni Health device and were not revealed to the subjects or evaluator at the time of task execution. Once all measurements were taken, data were extracted to Excel format using the Haefni Health device software. For posterior analysis peak force (PF) values were expressed in absolute terms in Newtons (N), by following the allometric technique hip muscle method described by Brazet-Jones et al. [38] by applying this method we divided the PF by an exponential body mass (BM) specifically differentiated for men

and for women (0.792 and 0.482 respectively), by the ratio between PF and BM (PF/BM) and by the ratio between PF and FFM (PF/FFM).

Statistical analysis

Data was initially evaluated for normality using the Shapiro-Wilk test. The *t* test for independent samples was performed to determine test-retest differences. Descriptive statistics (mean and standard deviation) were used to describe PF and anthropomorphic data. To determine the degree of linear association between the different positions, the Pearson coefficient of correlation was used, with significance established at $p \leq 0.05$. The coefficient of correlation was interpreted through classifications described by Mukaka [45], where 0,9 to 1,0 was very high correlation, 0,7 to 0,9 was high, 0,5 to 0,7 was moderate, 0,3 to 0,5 was low, and 0,00 to 0,3 was negligible correlation. To determine test-retest reliability of the hip abductor muscles, a one-way analysis of variance was used to calculate the intraclass coefficient of correlation (ICC) with a 95% confidence interval [46]. The classification system established by Koo et al. [47] was used, where an ICC < 0.5 was poor, 0.5-0.75 was moderate, 0.75-0.9 was good, and > 0.9 was excellent. Absolute reliability was determined using the coefficient of variation (CV) [48], where < 10% was considered good [49]. The standard error of the mean (SEM) was established following Eliasziw et al. [50]. Differences between test-retest and average values were graphically assessed using a Bland-Altman plot [51] with a 95% confidence interval and the smallest detectable difference (SDD) was calculated with a 95% confidence as described by Weir JP.[52]. All statistical tests were executed in the Stata v.9.0 software, while the Graphpad software was used for figure construction.

Results

The data showing that the normality assumption was met for all variables included in the study. There were no differences between test and retest in all positions and in all the other measurements. The highest maximum isometric strength values, obtained via functional electromechanical device in the test and retest, were in the SIP, independent of the method used for data presentation (Table 1). Furthermore, significant high test-retest correlations ($r = 0.78$ to 0.92 , $p < 0.001$) were found for all positions (Table 2).

Table 1. Peak force values (test and retest) in different assessment positions and as normalized by different methods.

Position	Measure	PF	PF/BJ	PF/BM	PF/FFM
SIP	Test	228.1±57.2	37.7±15.8	3.5±0.8	2.7±0.7
	Retest	224.4±58.3	36.5±14.1	3.4±0.6	2.7±0.7
StP	Test	164.9±46.9	26.7±9.9	2.5±0.5	2.0±0.6
	Retest	158.3±38.6	25.7±9.3	2.4±0.4	1.9±0.5
SupP	Test	162.8±41.9	26.9±11.1	2.5±0.5	2.0±0.5
	Retest	164.2±44.8	26.7±9.8	2.5±0.5	2.0±0.5

Abbreviations: PF, peak force (N); PF/BJ: normalized by Brazet-Jones et al. [38]; PF/BM: normalized by body mass; PF/FFM: normalized by fat-free mass; SIP, side-lying position; StP, standing position; SupP: supine position. Data are shown as the mean ± standard deviation.

Table 2. Test-retest correlations for peak force in the different assessed positions.

Strength Measurement	SIP <i>Test vs retest</i> $r^*(p)$	StP <i>test vs retest</i> $r^*(p)$	SupP <i>test vs retest</i> $r^*(p)$
PF	0.78 (<0.001)	0.91 (<0.001)	0.92 (<0.001)

Abbreviations: PF, peak force (N); SIP, side-lying position; StP, standing position; SupP, supine position. r^* Pearson correlation coefficient. Statistical significance was established at $p < 0.05$.

A high linear relationship existed between positions (e.g. SIP vs StP; SIP vs SupP; StP vs SupP) independent of how data were expressed (Table 3). The highest correlations were obtained when data were normalized using the Brazet-Jones method ($r = 0.93$ to 0.98 , $p < 0.001$). Nevertheless, while correlations were high for PF/BM normalization, these values were consistently lower than those obtained via other methods ($r = 0.74$ to 0.90 , $p < 0.001$). Furthermore, the highest correlation values were between the StP and SupP for all normalization methods ($r = 0.90$ to 0.98 , $p < 0.001$).

Table 3. Correlations and significance levels between the different evaluated positions and obtained strength values.

Strength	r^* SIP vs StP	p	r^* SIP vs SupP	p	r^* StP vs SupP	p
PF	0.88	≤ 0.001	0.88	≤ 0.001	0.95	≤ 0.001
PF BJ	0.93	≤ 0.001	0.93	≤ 0.001	0.98	≤ 0.001
PF/BM	0.74	≤ 0.001	0.72	≤ 0.001	0.90	≤ 0.001
PF/FFM	0.88	≤ 0.001	0.88	≤ 0.001	0.95	≤ 0.001

Abbreviations: PF, peak force (N); PF/BJ: normalized by Brazet-Jones et al. [38]; PF/BM: normalized by body mass; PF/FFM: normalized by fat-free mass; SIP, side-lying position; StP, standing position; SupP: supine position. r^* Pearson correlation coefficient. Statistical significance was established at $p < 0.05$.

In turn, reliability was measured using the ICC with a 95% confidence interval (Table 4). The lowest values were found in the SIP (0.66 to 0.78 ICC), whereas the highest values were obtained in the SupP (0.87 to 0.94 ICC). The PF/BJ method was established as the best for data expression (0.88 to 0.94 ICC). The lowest CVs were found in the SupP (5.64%), whereas the highest CVs were recorded in the SIP (9.8%). Similarly, the highest SEM values were found in the SIP, and the lowest SEM values were obtained in the SupP, excepting when data were normalized by the PF/BJ method in the StP. The characteristics of the SEM in the different positions and the different ways of expressing the results were reflected similarly for the SDD.

Differences in PF between positions were graphically expressed via a Bland-Altman plot (Fig. 1A-C).

1 **Table 4.** Reliability measurements for peak force values obtained in the three assessed positions
2 (i.e. SIP, StP, and SupP) and as evaluated by different normalization techniques (i.e. Brazet-
3 Jones, body mass, fat-free mass).

Position	<i>SIP</i>					<i>StP</i>					<i>SupP</i>							
	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD	ICC	95% CI	CV%	SEM	SDD			
PF	0.78	0.64	0.92	9.80	23.96	66.41	0.88	0.80	0.96	6.60	14.02	38.86	0.92	0.86	0.97	5.64	11.73	32.51
PF/BJ	0.88	0.80	0.96	9.80	4.89	13.47	0.94	0.91	0.98	6.60	2.29	6.35	0.94	0.91	0.98	5.64	2.50	6.93
PF/BM	0.66	0.46	0.87	9.80	0.33	0.91	0.80	0.68	0.93	6.60	0.18	0.50	0.87	0.78	0.96	5.64	0.16	0.44
PF/FFM	0.77	0.63	0.92	9.80	0.28	0.78	0.88	0.81	0.96	6.60	0.16	0.44	0.92	0.86	0.97	5.64	0.14	0.39

4 Abbreviations: CI, confidence interval; CV, coefficient of variation; ICC, intraclass correlation coefficient; SDD,
5 smallest detectable difference, PF, peak force (N); PF/BJ: normalized by Brazet-Jones et al. [38]; PF/BM:
6 normalized by body mass; PF/FFM: normalized by fat-free mass; SEM, standard error of measurement, SIP, side-
7 lying position; StP, standing position; SupP: supine position.
8

9 **Fig 1. Bland-Altman plot for test-retest and average peak forces in different positions. (A)**
10 side-lying position (SIP); **(B)** standing position (StP); and **(C)** supine position (SupP).

Discussion

The results of this study show that the FED is a valid and reliable instrument to measure the strength of the hip abductor musculature in all evaluated positions. Peak force values were highest when in the SIP, independent of the method used to express results. This finding is relevant as two premises were established for determining the construct validity of hip abduction strength as measured with a functional electromechanical dynamometer. The first premise was that the SIP is a valid position for this assessment [36]. The second premise was that the most valid position for measuring strength would be that in which the highest PF values were obtained, as per the bilateral deficit principle. This principle establishes that the force generated by a muscle will be less than when the contralateral muscle is also used [53]. In assessing the three positions (Table 1), the highest PF values were obtained in the SIP. Indeed, these values were 30% and 26.8% greater than values respectively obtained in the StP and SupP. This finding is in line with Widler et al. [36], a study that applied hand-held dynamometry. As associated with the bilateral deficit principle [53], increasing contralateral muscle requirements, as needed to maintain stability, would decrease the maximum force generated by the muscles under evaluation. Therefore, since the SIP provides greater pelvic stabilization, demands to contralateral muscles would be reduced.

This relationship between PF and position was maintained independent of how data were expressed, whether in absolute values or through any of the three normalization methods used. This contrasts with findings by Widler et al. [36], who found significantly higher PF values in the StP than in the SupP, a result attributed to the lower stabilization provided in the SupP. In the present study, no differences were found in PF between these two positions, due to which, we

propose that the fixing strap placed at the level of the iliac crests was sufficient in providing similar stabilization in the StP and SupP. The lack of differences in PF would further indicate that the functional electromechanical dynamometer is equally valid in both positions.

When correlating the PF values obtained in the three positions (Table 3), a high, statistically significant correlation was found between all positions, regardless of data normalization methodology. The best relationship was found between StP and SupP with PF/BJ normalization ($r = 0.98$, $p \leq 0.001$)[38]. This finding suggests that while these positions result in lower PF values (i.e. less valid), the StP and SupP could be used when testing in the SIP is not possible. In turn, while body mass is one of the most commonly used normalization techniques [39], the presently obtained results indicate that this technique results in the lowest correlations, especially when comparing the SIP and SupP ($r = 0.72$, $p \leq 0.001$). This might be due to the supposition in PF/BM normalization that greater strength is directly proportional to body mass, which is not always the case [54]. Furthermore, this normalization method does not consider sex or inherent traits of the segment under evaluation. In turn, both of these points are included in the PF/FFM and PF/BJ techniques, which had high to very high correlations ($r = 0.88$ to 0.98 , $p \leq 0.001$). These results support that the SIP is a valid position and that the StP and SupP could be good alternatives in specific cases.

The second objective of this study was related to the reliability of the three utilized protocols. The ICCs were good to excellent for all three positions (Table 4). Nevertheless, the best results were obtained for the SupP, independent of data being expressed in absolute terms or normalized with any of the three applied methods. In assessing the different ways to express the data, the PF/BJ method [38] was consistently the most reliable (0.88 and 0.94 ICCs for SIP and StP/SupP, respectively). These results support the initial findings of Brazet-Jones et al. [38].

Furthermore, Meyer [55] evaluated reliability in the SIP of an isokinetic device equipped with a new stabilization system, the aim of which was to obtain more reliable results. Meyer [55] expressed PF in absolute terms (0.91 ICC) and using the PF/BJ technique (0.96 ICC). These values are similar to the presently obtained ICC values for the SupP (0.92 and 0.94 ICC, respectively), although values in the SIP were comparatively lower (0.78 and 0.88 ICC, respectively). Unfortunately, Meyer [55] did not assess other positions or normalization methods, thus limiting comparisons with the current study. In the case of hand-held dynamometry, Widler et al. [36] used external fixation and compared three positions, also reporting high ICC values (SIP: 0.902, StP: 0.880, and SupP: 0.826). Nevertheless, the data presented by Widler et al. [36] were normalized only as a percentage of body mass, and the presently obtained results showed higher ICC values when normalized by the PF/FFM or PF/BJ methods. Similar results were obtained by Fenter et al. [28], who assessed PF in the SupP with various hand-held dynamometers, reporting ICC values between 0.89 and 0.94. In turn, while Thorborg [56] also used hand-held dynamometry, external fixation was not used. Instead, fixation was exerted by different evaluators in the SupP, resulting in PF values with a 0.84 ICC.

Few studies in the hip muscles have used the CV to determine absolute reliability. In the present study, the CVs were low (SIP: 9.8%, StP: 6.6%, and SupP: 5.64%). These values are in line with that reported by Stokes et al. [49], especially for the SupP. In contrast, Widler et al. [36] reported the lowest CV values for the SIP and StP (3.67% and 4.22%, respectively) and the highest for the SupP (6.11%). Using a similar system, and evaluating only the SIP, Nadler [57] obtained a CV of 4.7%. In relation to SEM values, these were generally low, with the SupP being the best in this regard (11.73 SEM). The SDD allows the clinician to determine the value from which, after a second measurement, it can be considered as a real difference 95% of the

time and not a difference attributable to the measurement error. These values are not described in the literature for the 3 positions and forms of normalization with the FED HHe. The SDD depends on the SEM for its calculation, therefore it behaved following a similar pattern. Since the present research is a reliability study, it is expected that the differences among the values obtained between the test and the retest will be lower than the SDD value, which is true for all the positions and ways of delivering the results.

When the data were differentially expressed (i.e. absolute, PF/BM, PF/FFM, or PF/BJ), results normalized using the PF/BJ technique were consistently the most reliable, particularly for the SupP. On the other hand, data were least reliable when expressed using PF/BM normalization. The three protocols used in this study bring possibilities to the specialist to evaluate patients who can not use SIP. This it is specially important to be consider in patients with different severity of hip pathologies and elderly patients. There are restricted protocols to evaluate patients in these conditions so therefore our results may offer an alternative way to evaluate them using a standarized method.

Conclusions

The Haefni Health functional electromechanical dynamometer is a valid device for measuring isometric strength in the hip abductor muscles. The three assessed protocols were found reliable, although the supine position obtained the best results. Regarding data expression, the technique described by Brazet-Jones et al. [38] was the most reliable. Considering the obtained information, we recommend using the side-lying position when measuring hip abductor strength with a functional electromechanical dynamometer. When this is not possible, the supine position

should be preferred. To normalize the resulting data, we recommend applying the methodology described by Brazet-Jones et al. [38], and, in contrast, normalization by body mass should be avoided.

References

1. Klemetti R, Steele KM, Moilanen P, Avela J, Timonen J. Contributions of individual muscles to the sagittal- and frontal-plane angular accelerations of the trunk in walking. *J Biomech.* 2014;47(10):2263-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.052. PubMed PMID: 24873862.
2. Smith JA, Popovich JM, Jr., Kulig K. The influence of hip strength on lower-limb, pelvis, and trunk kinematics and coordination patterns during walking and hopping in healthy women. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(7):525-31. doi: 10.2519/jospt.2014.5028. PubMed PMID: 24816500.
3. Lenhart R, Thelen D, Heiderscheit B. Hip Muscle Loads During Running at Various Step Rates. *J Orthop Sport Phys.* 2014;44(10):766-74. doi: 10.2519/jospt.2014.5575. PubMed PMID: WOS:000342482900008.
4. Johnson ME, Mille ML, Martinez KM, Crombie G, Rogers MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(4):593-7. PubMed PMID: 15083435.
5. Dwyer MK, Stafford K, Mattacola CG, Uhl TL, Giordani M. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon).* 2013;28(7):757-61. Epub 2013/08/06. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.007. PubMed PMID: 23911109.
6. Loureiro A, Mills PM, Barrett RS. Muscle weakness in hip osteoarthritis: a systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2013;65(3):340-52. doi: 10.1002/acr.21806. PubMed PMID: 22833493.

7. Horstmann T, Listringhaus R, Haase GB, Grau S, Mundermann A. Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: a six-month follow-up. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2013;28(7):762-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.001. PubMed PMID: 23906936.
8. Jaramillo J, Worrell TW, Ingersoll CD. Hip isometric strength following knee surgery. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20(3):160-5. doi: 10.2519/jospt.1994.20.3.160. PubMed PMID: 7951293.
9. Hardcastle P, Nade S. The significance of the Trendelenburg test. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67(5):741-6. PubMed PMID: 4055873.
10. Lazenec JY, Brusson A, Rousseau MA. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5:686-98. doi: 10.1007/s00586-011-1937-9. PubMed PMID: 21796392; PubMed Central PMCID: PMC3175930.
11. De Marche Baldon R, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric Hip Muscle Function in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training.* 2009;44(5):490-6. doi: 10.4085/1062-6050-44.5.490. PubMed PMID: PMC2742458.
12. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2013;47(4):207-14. doi: 10.1136/bjsports-2012-090953. PubMed PMID: 22945929.
13. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *Journal of Athletic Training.* 2009;44(1):7-13. PubMed PMID: PMC2629043.

14. Finnoff JT, Hall MM, Kyle K, Krause DA, Lai J, Smith J. Hip strength and knee pain in high school runners: a prospective study. *PM R*. 2011;3(9):792-801. doi: 10.1016/j.pmrj.2011.04.007. PubMed PMID: 21821478.
15. Lee SP, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait Posture*. 2012;36(3):425-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.024. PubMed PMID: 22607792.
16. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichuk DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2011;26(7):735-40. Epub 2011/03/11. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012. PubMed PMID: 21388728.
17. Amorim AC, Cacciari LP, Passaro AC, Silveira SRB, Amorim CF, Loss JF, et al. Effect of combined actions of hip adduction/abduction on the force generation and maintenance of pelvic floor muscles in healthy women. *PLoS One*. 2017;12(5):e0177575. doi: 10.1371/journal.pone.0177575. PubMed PMID: 28542276.
18. Chen TB, Chou LS. Impacts of Muscle Strength and Balance Control on Sit-To-Walk and Turn Durations in the Timed up and Go Test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017. doi: 10.1016/j.apmr.2017.04.003. PubMed PMID: 28465222.
19. Gafner S, Bastiaenen CHG, Terrier P, Punt I, Ferrari S, Gold G, et al. Evaluation of hip abductor and adductor strength in the elderly: a reliability study. *Eur Rev Aging Phys Act*. 2017;14:5. doi: 10.1186/s11556-017-0174-6. PubMed PMID: 28450961; PubMed Central PMCID: PMC5404282.

20. Kindel C, Challis J. Joint moment-angle properties of the hip abductors and hip extensors. *Physiother Theory Pract.* 2017;1-8. doi: 10.1080/09593985.2017.1323357. PubMed PMID: 28509596.
21. Paul DJ, Nassis GP. Testing strength and power in soccer players: the application of conventional and traditional methods of assessment. *Journal of strength and conditioning research.* 2015;29(6):1748-58. Epub 2014/12/30. doi: 10.1519/jsc.0000000000000807. PubMed PMID: 25546446.
22. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology.* 2004;91(1):22-9. doi: 10.1007/s00421-003-0933-0.
23. Cuthbert SC, Goodheart GJ, Jr. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & osteopathy.* 2007;15:4. Epub 2007/03/08. doi: 10.1186/1746-1340-15-4. PubMed PMID: 17341308; PubMed Central PMCID: PMC1847521.
24. Jackson SM, Cheng MS, Smith AR, Jr., Kolber MJ. Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculoskeletal science & practice.* 2017;27:137-41. Epub 2016/08/01. doi: 10.1016/j.math.2016.07.010. PubMed PMID: 27476066.
25. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *PM&R.* 2011;3(5):472-9. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>.
26. Hansen EM, McCartney CN, Sweeney RS, Palimenio MR, Grindstaff TL. Hand- held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity

and Reliability Study. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2015;10(1):62-8. PubMed PMID: PMC4325289.

27. Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EY. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(246):136-45. PubMed PMID: 2766602.

28. Click Fenter P, Bellew JW, Pitts TA, Kay RE. Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med*. 2003;37(4):331-4. Epub 2003/08/02. PubMed PMID: 12893719; PubMed Central PMCID: PMC1724659.

29. Frese E, Brown M, Norton BJ. Clinical reliability of manual muscle testing. Middle trapezius and gluteus medius muscles. *Phys Ther*. 1987;67(7):1072-6. PubMed PMID: 3602100.

30. Hayes KW, Falconer J. Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1992;16(3):145-9. doi: 10.2519/jospt.1992.16.3.145. PubMed PMID: 18796764.

31. Hislop HJ, Avers D, Brown M, Daniels L. Daniels and Worthingham's muscle testing : techniques of manual examination and performance testing. 9th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier; 2014. xiv, 514 p. p.

32. Lawson A, Calderon L. Interexaminer agreement for applied kinesiology manual muscle testing. *Percept Mot Skills*. 1997;84(2):539-46. doi: 10.2466/pms.1997.84.2.539. PubMed PMID: 9106846.

33. Lourencin F, Macedo E, Scarpellini. Evaluation of hip adductor and abductor muscles using an isokinetic dynamometer. *Acta Fisiatr* 2012;19 (1):16-20.

34. Schmitt WH, Jr., Cuthbert SC. Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: "the arm test" and other inaccurate procedures. *Chiropractic & osteopathy*. 2008;16:16.

Epub 2008/12/23. doi: 10.1186/1746-1340-16-16. PubMed PMID: 19099575; PubMed Central PMCID: PMC2628341.

35. Thorborg K, Serner A, Petersen J, Madsen TM, Magnusson P, Holmich P. Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery after injury. *The American journal of sports medicine*. 2011;39(1):121-6. Epub 2010/10/12. doi: 10.1177/0363546510378081. PubMed PMID: 20929931.

36. Widler KS, Glatthorn JF, Bizzini M, Impellizzeri FM, Munzinger U, Leunig M, et al. Assessment of hip abductor muscle strength. A validity and reliability study. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(11):2666-72. doi: 10.2106/JBJS.H.01119. PubMed PMID: 19884441.

37. Farrell M, Richards JG. Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Med Sci Sports Exerc*. 1986;18(1):44-9. PubMed PMID: 3959863.

38. Bazett-Jones DM, Cobb SC, Joshi MN, Cashin SE, Earl JE. Normalizing hip muscle strength: establishing body-size-independent measurements. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(1):76-82. doi: 10.1016/j.apmr.2010.08.020. PubMed PMID: 21187208.

39. Jaric S, Radosavljevic-Jaric S, Johansson H. Muscle force and muscle torque in humans require different methods when adjusting for differences in body size. *European Journal of Applied Physiology*. 2002;87(3):304-7. doi: 10.1007/s00421-002-0638-9. PubMed PMID: WOS:000177173200017.

40. Campos Jara CA, Bautista González IJ, Chiroso Ríos LJ, Martín Tamayo I, López Fuenzalida AE, Chiroso Ríos IJ. Validación y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System

1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético. Cuadernos de Psicología del Deporte. 2014;14(2):91-8.

41. Jara CC, Ríos LJC, Mayorga DJ, Rios IC, Salazar CM, Beraldo PC. Comparison of two incremental protocols for evaluation of hip extension. *Fisioterapia em Movimento*. 2017;30:133-140.

42. Canadian Society for Exercise Physiology (CSEP). Physical activity readiness questionnaire PAR-Q. [Internet]. 2002. Available: <http://www.csep.ca/cmfiles/publications/parq/par-q.pdf>

43. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* (1985). 1986;60(4):1327-32. Epub 1986/04/01. PubMed PMID: 3700310.

44. Bembien MG, Clasey JL, Massey BH. The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Res Q Exerc Sport*. 1990;61: 96–99. doi:10.1080/02701367.1990.10607484

45. Mukaka MM. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi*. 2012;24(3):69-71. Epub 2013/05/03. PubMed PMID: 23638278; PubMed Central PMCID: PMC3576830.

46. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*. 1979;86(2):420-8. Epub 1979/03/01. PubMed PMID: 18839484.

47. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*. 15(2):155-63. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012.

48. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26(4):217-38. PubMed PMID: 9820922.
49. Stokes M. Reliability and Repeatability of Methods for Measuring Muscle in Physiotherapy. *Physiotherapy Practice.* 1985;1(2):71-6. doi: 10.3109/09593988509163853.
50. Eliasziw M, Young SL, Woodbury MG, Fryday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther.* 1994;74(8):777-88. Epub 1994/08/01. PubMed PMID: 8047565.
51. Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet (London, England).* 1995;346(8982):1085-7. Epub 1995/10/21. PubMed PMID: 7564793.
52. Weir JP. Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19: 231. doi:10.1519/15184.1
53. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 1988;20(5 Suppl):S135-45. PubMed PMID: 3057313.
54. Davies MJ, Dalsky GP. Normalizing strength for body size differences in older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(5):713-7. Epub 1997/05/01. PubMed PMID: 9140912.
55. Meyer C, Corten K, Wesseling M, Peers K, Simon JP, Jonkers I, et al. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS One.* 2013;8(11):e81149. doi: 10.1371/journal.pone.0081149. PubMed PMID: 24260550; PubMed Central PMCID: PMC3834260.
56. Thorborg K, Bandholm T, Schick M, Jensen J, Holmich P. Hip strength assessment using handheld dynamometry is subject to intertester bias when testers are of different sex and

strength. Scand J Med Sci Sports. 2013;23(4):487-93. Epub 2011/11/19. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01405.x. PubMed PMID: 22092308.

57. Nadler SF, DePrince ML, Hauesien N, Malanga GA, Stitik TP, Price E. Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(8):1072-6. Epub 2000/08/16. PubMed PMID: 10943757.

Supporting Information

S1 Dataset. Results Evaluation With FED

S1 Fig. Syde Lyng Position Assessment

S2 Fig. Standing Position Assessment

S3 Fig. Supine Position Assessment

S4 Fig. Functional Electromechanical Dynamometer, Haefni Health (HHe)

Participación en III Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic “Ejercicio Físico y Salud” como expositor con el tema “Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device”



PLEOKINETIC NETWORK
IBEROAMÉRICA



III JORNADAS INTERNACIONALES DE LA RED IBEROAMERICANA DE CONOCIMIENTO
PLEOKINETIC “EJERCICIO FÍSICO Y SALUD”.

Fecha de la actividad	18-19 Octubre del 2018
Lugar y Hora	Auditorio Aznar, Edificio C1, Campus Casona de las Condes.Santiago, Chile. Jueves 18 desde 9:00 am a 18:00 hrs y Viernes 19 de 9:00 a 18:00 Hrs.
Tipo de actividad	Jornada Internacional
Público objetivo	La jornada está dirigida a profesionales de la actividad física, ciencias de la rehabilitación y salud.
Contenido	<p>Contenidos:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Entrenamiento de la Fuerza para la salud y el Rendimiento deportivo. - Ejercicio físico y enfermedades clínicas. - Uso de Tecnología aplicada a la rehabilitación y entrenamiento deportivo.
Objetivo	La Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic tiene por objetivo difundir y compartir los avances en la investigación aplicada a las ciencias del deporte y la salud.
Expositores Extranjeros RED	<p>Dr. Rafael Guisado (España) Dr. Luis Javier Chiroso (España) Dr. Ignacio Chiroso (España) Dr. Isidoro Martínez (España) Dra. Iris Guzman (Mexico) Dr. Gabriel Fábrica (Uruguay) Dr. Juan García (México) Dra © Angela Rodriguez (España) Dr © Dario Martinez (España) Mg. Alex Cabrera (Brasil) Dr. José Gómez-Feria (España) Klgo. Julio Suman (Brasil)</p>
Expositores Nacionales RED	<p>Dr. David Ulloa (Chile) Dr. Alvaro Huerta (Chile) Dra. Paola Barbosa (Chile) Dr © Jesualdo Cuevas (Chile) Dr © Enrique Cerda (Chile) Dr © Daniel Jerez (Chile) Dr. Francisco Guede (Chile)</p>

Cronograma Inicial

Miércoles 17 de Octubre:

- Llegada de miembros de la red nacionales y extranjeros.
- Transporte Aeropuerto - Hotel
- Ingreso a Hotel
- 20:00: **Cena Inaugural de las III jornadas Pleokinetic**

Jueves 18 de Octubre:

8:30-9:00	Registro e inscripciones.
9:00-9:30	Inauguración.
9:30-10:00	“Dinamometría Electromecánica Funcional, nuevo paradigma en las ciencias del Deporte y la Salud”. Dr. Ignacio Chiroso. (España).
10:00-10:30	“Investigación y entrenamiento en resistencia variable”. Dr. Luis Chiroso. (España).
10:30-11:00	“Efecto Agudo de la Resistencia Variable Intra-Serie en sendillas sobre el tiempo en 30 metros planos en mujeres atletas”. Dr. Álvaro Huerta. (Chile).
11:00- 11:30	Coffee Break (Presentación de Posters)
11:30-12:00	“Efectos agudos de la crioterapia en extremidades inferiores sobre el desempeño muscular en jugadores de fútbol amateur”. Dr. Francisco Guede. (Chile).
12:00-12:30	“Fuerza prensil como biomarcador de multimorbilidad”. Dra. Iris Guzmán. (México).



PLEOKINETIC NETWORK
IBEROAMÉRICA



12:30 a 13:00	“Efecto antioxidante del ejercicio: el papel del super ensamblaje del complejo mitocondrial I”. Dr. Rafael Guisado. (España).
13:00 a 14:45	Almuerzo.
15:00 a 15:30	“El entrenamiento de la fuerza para el rendimiento y la formación: una propuesta para deportes colectivos”. Dr. Isidoro Martínez. (España).
15:30 a 16:00	“Diferencias en el lanzamiento y el salto vertical tras un protocolo de potenciación post-activación en jugadoras de balonmano”. Dr © Darío Martínez. (España).
16:00 a 16:30	Coffee Break
16:30 a 17:00	“Calidad muscular y adulto mayor”. Dr © Daniel Jerez (Chile)
17:00 a 17:30	“Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device”. Dr © Enrique Cerda (Chile).
17:30	Cierre Primer día.
20:30	Cena Miembros de la RED

Viernes 19 de Octubre:

8:30-9:00	Registro e inscripciones.
9:00-9:30	“Importancia de la fiabilidad en la evaluación de la fuerza en la musculatura del tronco”. Dra © Ángela Rodríguez. (España).
9:30-10:00	“Perfil Bioantropométrico y de condición física de Jugadores de fútbol profesional, un estudio longitudinal de 4 temporadas”. Dr. David Ulloa. (Chile).

- 10:00-10:30 “Estudio de la fatiga en el sistema nervioso central empleando técnicas de estimulación cerebral no invasivas con modelos computacionales de simulación, aplicación al ámbito de la salud y rendimiento”. **Dr. José Gómez-Feria Ferreiro (España).**
- 10:30-11:00 “Ejercicio y gasto energético”. **Dra. Paola Barbosa. (Chile).**
- 11:00-11:30 **Coffee break (Presentación de Posters)**
- 11:30 a 12:00 Efecto del Phelobodium Decumanum y de la enzima Q10 sobre el rendimiento deportivo en jugadores profesionales de voleibol. **Dr. Juan García (México)**
- 12:00- 12:30 “Potencia y saltos verticales: discusión sobre formas de estimación y factores determinantes; un enfoque biomecánico”. **Dr. Gabriel Fábrika (Uruguay).**
- 12:30-13:00 “Efectos agudos en la activación del CORE a través del método de reprogramación de cadenas musculares”. **Klgo. Alex Cabrera (Brasil)**
- 13:00-14:45 **Almuerzo.**
- 15:00 a 15:30 “La adición de cargas muy ligeras en las pruebas de rutina del press de banca aumenta la confiabilidad de la relación fuerza-velocidad”. **Dr © Jesualdo Cuevas. (Chile).**
- 15:30 a 16:00 “Diseño y validación de una escala de percepción subjetiva de la velocidad para monitorizar la intensidad en el entrenamiento de la fuerza en sujetos de las selecciones de la universidad de Pamplona”. **Dr. Marcos Fredy Jaimes (Colombia)**
- 16:00 a 16:30 “Ejercicio y autoinmunidad”. **Dra. Iris Guzmán (México)**
- 16:30 Acto de Clausura
- 16:30 a 17:30 **Reunión de la RED.**
- 20:00 **Cena de Cierre de las III Jornadas.**

Correo electrónico de invitación a participar en la International Conference on Anatomy and Physiology el 14 y 15 de Noviembre de 2018 como conferencista.

De: "Anatomy 2018" <anatomy@pulsusevents.org>

Asunto: Anatomy and Physiology Evidence Based Practice at Anatomy 2018

Fecha: 5 de septiembre de 2018, 05:56:24 CLST

Para: <ecerdav@uc.cl>

Dear Dr. Enrique Cerda Vega

Greetings!!

With a legacy of 30 years of excellence in Publishing and with a support of various societies, we are currently organizing, “**International Conference on Anatomy and Physiology**” ([Anatomy 2018](#)) scheduled during **November 14-15, 2018** at **San Antonio, USA** with a theme of “*Exploring Recent Advancements in Anatomy and Physiology*”.

On behalf of the Conference Executive Board, based on your contribution “**Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device**” we are glad to invite you as a Speaker at **Anatomy 2018**.

Speaker Benefits:

- Your Oral Abstract and poster abstract will be published in our supporting journals and proceedings.
- You will be honored with prestigious certificate in the conference as honorable speaker.
- Hotel with complimentary breakfast will be free during conference in every package registration.
- Biography with photo details will be reflected in our website and in all other network.
- Best Poster Competitions and Young Researcher Competitions
- Provide a platform to organize Symposia or Workshops.

- Abstracts will be published with DOI number provided by Cross Ref in respective Journals
- Group discounts will be provided on registration to the speakers suggested by you.

Looking forward to hear from you at earliest regarding your participation in the event.

Best Regards, **Swathi Paul**

Program Manager | Anatomy 2018 Pulsus Group (+1)408-429-2646 E:

anatomy@pulsusevents.org

Disclaimer: This message is confidential. It may also be privileged or otherwise protected by work product immunity or other legal rules. This email and any files transmitted with it are confidential and intended solely for the use of the individual or entity to whom they are addressed. If you have received it by mistake, please let us know by e-mail reply and delete it from your system; you may not copy this message or disclose its contents to anyone. The views, opinions, conclusions and other information expressed in this electronic mail are not given or endorsed by the company unless otherwise indicated by an authorized representative independent of this message.

Presentación en:

I Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento PLEOKINETIC

“Manifestaciones de la Fuerza, su Aplicación en el Alto Rendimiento”

**15 y 16 de diciembre de 2016
Universidad Católica de la Santísima Concepción
Concepción - Chile**

FICHA DE ENVÍO DE RESUMEN COMUNICACIÓN ORAL - POSTER

Fecha de recepción (uso interno)	Código de registro (uso interno)
Título trabajo: Evaluación de la fuerza en musculatura abductora de cadera utilizando el dispositivo Haefni Health 1.0	
Autor(es) Cerde, E; Machado, R; Campos, C; Jerez, D.	
Institución Pontificia Universidad Católica de Chile	
Expositor(es) Enrique Cerda Vega	
Dirección Edificio Cs de la Salud, Campus San Joaquín, Av. Vicuña Mackenna 4869, Macul, Stgo, Chile. Campus San Joaquín .	
Ciudad y País Santiago, Chile	
Teléfono 92995811	Correo electrónico ecerdav@uc.cl
Tipo de ponencia Oral <input checked="" type="checkbox"/> Poster <input type="checkbox"/>	
Área temática <input type="checkbox"/> Sistematización del entrenamiento de la fuerza muscular y su aplicación en el alto rendimiento deportivo. <input checked="" type="checkbox"/> Sistematización del entrenamiento de la fuerza muscular y su aplicación en la salud.	

FICHA RESUMEN

Título
Evaluación de la fuerza en musculatura abductora de cadera utilizando el dispositivo Haefni Health 1.0
Autor(es), afiliación y correo
Cerda, E; Pontificia Universidad Católica de Chile; ecerdav@uc.cl Machado, R; Universidad de Granada; ramonpayer@hotmail.com Campos, C; Universidad Andrés Bello; christian.campos@unab.cl Jerez, D; Universidad Andrés Bello; daniel.jerez@unab.cl
Línea temática
Sistematización del entrenamiento de la fuerza muscular y su aplicación en la salud
Resumen
<p>La musculatura abductora de cadera es vital en la estabilidad pélvica, especialmente en actividades como la marcha (1). Déficits de fuerza se encuentran en condiciones como el envejecimiento (2) y en numerosas patologías tanto de cadera (3) como a distancia (4,5).</p> <p>En clínica la valoración de la fuerza en esta articulación se hace por tres métodos, manual, isocinético y dinamometría manual. Para estos se describen tres posiciones, de cúbito lateral (DL), supino (Sup) y de pie (DP). La más utilizada en el ambiente clínico es DL. A pesar de esto se ha descrito que DP resulta ser más fisiológica y funcional. y la Sup evita la acción de la fuerza de gravedad y que el paciente apoye un costado que pudiese estar afectado. Por otro lado no contamos con variables relativas a la fuerza obtenidos con el dispositivo Haefni Health 1.0 (HHe 1.0).</p> <p>El objetivo de nuestro trabajo fue evaluar la fuerza isométrica (<i>fisom</i>) de la musculatura abductora de cadera utilizando HHe 1.0 en 3 posiciones diferentes.</p> <p>Metodología: se evaluó la <i>fisom</i> en abductores de cadera de la pierna dominante en 32 sujetos con una edad de 20.7 (DS 2.0), peso 59.0 (DS 8.8) y talla 163.2 (DS 6.7). Se determinaron porcentajes de masa magra y grasa mediante impedancia bioeléctrica. La <i>fisom</i> se midió en 3 posiciones diferentes, DL, Sup y DP utilizando HHe 1.0. Cada sujeto realizó 3 repeticiones máximas de 6 segundos con pausa de 30 segundos.</p> <p>Resultados: el peak de fuerza (PF) en Nm fue de 198.8 (118-283.3) para DL; 144 (108.6-194.3) para Sup y 168.8 (133.3-276.6) para DP con diferencias estadísticamente significativas para todas las posiciones ($p < 0.001$), en relación al género el PF fue 239.8 (170.3-288.3) para hombres y 180.8 (105.8-251.1) para mujeres en posición DL; 161.8 (114.6-205.3) en hombres y 129.8 (96.8-162.5) en mujeres en Sup y 229.1 (133.3-276.6) en hombres y 152.8 (133.1-452.3) en mujeres para DP siendo la diferencia entre géneros, estadísticamente significativas para todas las posiciones ($p < 0.01$). La masa magra se correlacionó positivamente con el PF en las 3 posiciones ($p < 0.05$) y la masa magra lo hizo en forma negativa en las 3 variables ($p < 0.05$).</p>



Conclusiones: Las 3 posiciones son adecuadas para la evaluación de la fuerza con el dispositivo HHe 1.0. Los PF fueron mayores en DL, Los sujetos con mayores masas magras presentaron PF más altos y los con Masas grasas mayores presentaron PF menores.

6. Bibliografía. Máximo 5 Referencias

1. Klemetti, R. Steele, K. Moilanen, P. Avela, J. Timonen J. Contributions of individual muscle to the sagittal and frontal plane angular acceleration of the trunk in walking. *J Biomech* 2014; 47: 2263-2268.
2. Johnson, M. Mille, K. Martinez, KM. Crombie, G. Rogers, MW. Age-related changes in hip adductor and abductor joint torques. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85; 4: 593-597.
3. Dwyer, M. Stafford, K. Mattacola, C. Uhl, T. Giordani, M. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clinical Biomechanics* 28 (2013) 757-761.
4. Lazennec, JY. Brusson, A. Rousseau, MA. Hip spine relations and sagittal balance, clinical consequences. *Eur Spine J*, 2011, 20 Suppl 5: S686-S698
5. Barton, C. Lack, S. Malliaras, P. Morrissey, D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome. A systematic Review. *Br J Sports Med* 2013; 47: 207-214

