

UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE CIENCIAS DEL DEPORTE
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA



CONFIABILIDAD Y VALIDEZ DE UN NUEVO DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL EN LA EVALUACIÓN DE LA FUERZA ISOMÉTRICA MÁXIMA DE LOS ROTADORES MEDIALES Y LATERALES DE HOMBRO. INFLUENCIA DE LA POSICIÓN ARTICULAR.

Claudio Hernán Chamorro Lange

Granada, 2017

PROGRAMA DE DOCTORADO: "ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA"

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales

Autor: Claudio Chamorro Lange

ISBN: 978-84-9163-537-6

URI: <http://hdl.handle.net/10481/48328>



UNIVERSIDAD DE GRANADA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA
Y EL DEPORTE

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA.

DOCTORADO: “ACTIVIDAD FÍSICA Y SALUD”

Confiabilidad y Validez de un Nuevo Dinamómetro Electromecánico Funcional en
la Evaluación de la Fuerza Isométrica Máxima de los Rotadores Mediales y
Laterales de Hombro. Influencia de la Posición Articular.

Autor: Claudio Hernán Chamorro Lange
Directores: Dr. Luis Javier Chiroso Ríos
Dr. Rafael Guisado Barrilao

GRANADA 2017

El doctorando / The *doctoral candidate* Claudio Hernán Chamorro Lange y los directores de la tesis / and the thesis supervisor/s: D. Luis Javier Chiroso Ríos y D. Rafael Guisado Barrilao

Garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

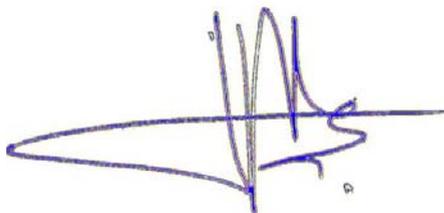
/

Guarantee, by signing this doctoral thesis, that the work has been done by the doctoral candidate under the direction of the thesis supervisor/s and, as far as our knowledge reaches, in the performance of the work, the rights of other authors to be cited (when their results or publications have been used) have been respected.

Granada 19 de Junio 2017

Director/es de la Tesis / *Thesis supervisor/s*: Luis Javier Chiroso Ríos

Doctorando / *Doctoral candidate*: Claudio Chamorro Lange



Firma / Signed



Firma / Signed

Rafael Guisado Barrilao



Firma / Signed

Dedicatoria

A Nora, por ser mi compañera de ruta, por ser el pilar fundamental de la familia, por su preocupación constante por todos nosotros y por su apoyo incondicional.

A mis tres hijos por llenar de alegría la casa día a día, por enseñarme a ser mejor padre y persona.

A mis padres por su apoyo en todos los caminos que he emprendido durante la vida.

A mi suegra por viajar de lejos y estar siempre con nosotros cuando la necesitamos.

Agradecimientos

A mi tutor Luis Javier Chiroso por su apoyo y constante disposición a ayudar y solucionar problemas.

A Carlos De la Fuente, Susan Armijo, Christian Campos, Daniel Jerez, José Rubio quienes participaron como coautores en artículos relevantes de esta tesis.

Resumen

Antecedentes: La evaluación de la fuerza muscular de los rotadores mediales y rotadores laterales de hombro es relevante para objetivar disfunciones generadas tras una patología determinada, calificar eficacia de programas de rehabilitación, tomar decisiones asociadas al reintegro deportivo y analizar factores de riesgo que favorecen el pinzamiento o la inestabilidad. El hombro al ser una articulación extremadamente móvil permite la evaluación de la fuerza isométrica máxima en diferentes posiciones. La posición de 40° de abducción (plano escapular) adquiere relevancia porque es la posición donde se genera la menor tensión capsulo ligamentosa y donde la tensión del manguito rotador es menor, siendo comúnmente utilizada en etapas iniciales post patologías en esta articulación. La evaluación de la fuerza muscular a los 90° de abducción de hombro también adquiere importancia porque permite determinar cómo responde la articulación cuando el stress a la cual es sometida es mayor. Lamentablemente, no existe claridad en la literatura sobre la posición más confiable para evaluar la fuerza isométrica máxima. La evaluación isokinética es considerada como el gold standard en la evaluación de la fuerza, sin embargo, su alto costo limita el uso masivo tanto en clínica como investigación, además de permitir evaluaciones sólo analíticas. La aparición de un nuevo dinamómetro electromecánico funcional (EPD) es una alternativa para registrar la fuerza tanto en forma analítica como funcional, sin embargo, la confiabilidad relativa y absoluta de este dinamómetro y su validez concurrente no ha sido estudiada.

Propósito: i) determinar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro en 40° y 90° de abducción

glenohumeral; ii) determinar la validez concurrente del EPD al registrar la fuerza isométrica de los rotadores de hombro en 90° de abducción.

Métodos: para alcanzar los objetivos se realizaron dos estudios. Con el primero se busca determinar la confiabilidad absoluta del EPD. Cincuenta y dos sujetos sanos universitarios realizaron dos sesiones (test re- test) de evaluación de fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro con un intervalo de dos semanas. En posición supina los sujetos fueron sometidos a cuatro pruebas isométricas máximas (rotadores mediales en 40° de abducción de hombro; rotadores laterales en 40°; rotadores mediales en 90° y rotadores laterales en 90° de abducción de hombro) en orden aleatorio. Con el segundo estudio se busca determinar la validez concurrente de este dinamómetro. Veinticuatro sujetos sanos universitarios fueron sometidos a evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro en posición supina y 90° de abducción mediante la dinamometría isokinética y el EPD. El orden de los instrumentos en la medición y el tipo de rotación con la que se inicia la evaluación fue determinada en forma aleatoria mediante un programa computacional.

Resultados: El coeficiente de correlación intra- evaluador fue de 0.94 en la prueba de fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en 40° de abducción; 0.89 para los rotadores laterales en 40°; 0.97 para los rotadores mediales en 90° y 0.96 para los rotadores laterales en 90° de abducción. La confiabilidad absoluta expresada como cambio mínimo relevante en forma porcentual (respecto a la media) fue de 35.1% para los rotadores mediales en 40°; 50.3% para los rotadores laterales en 40°; 24.3% para los rotadores mediales en 90° y de 27.9% para los rotadores laterales en 90° de abducción. Finalmente, la validez concurrente entre ambos dinamómetros muestra una muy alta

correlación ($ICC=0.93$) en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro y alta correlación en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro ($ICC=0.84$) en 90° de abducción.

Conclusión: el dinamómetro electromecánico funcional presenta una alta confiabilidad relativa determinada por el ICC en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en 40° de abducción y muy alta confiabilidad relativa en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en 40° , rotadores mediales de hombro en 90° y rotadores laterales de hombro en 90° de abducción. La confiabilidad absoluta es mayor en la posición de 90° de abducción de hombro tanto para los rotadores mediales como rotadores laterales. El dinamómetro electromecánico funcional presenta una muy alta validez concurrente respecto al gold standard en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en 90° de abducción y alta correlación para los rotadores laterales en esta misma posición.

Tabla de contenido

1 Marco Conceptual.....	1
1.1 Estado del arte en la evaluación de la fuerza muscular	3
1.2 Fuerza muscular: conceptos relevantes e instrumentos de medición	9
1.2.1 Introducción	9
1.2.2 Factores que inciden en la fuerza que es capaz de generar un músculo o grupo muscular.....	12
1.2.3 Instrumentos comúnmente utilizados en la evaluación de la fuerza muscular	21
1.3 Propiedades psicométricas. Definiciones y conceptos relevantes aplicados a la evaluación de la fuerza muscular	36
1.3.1 Introducción	36
1.3.2 Formas de cuantificar la confiabilidad de un instrumento que evalúa fuerza muscular.....	38
1.3.3 Variación intra sujeto	45
1.3.4 Cálculo tamaño muestral.....	53
1.4 Factores a considerar en la evaluación de la fuerza máxima.....	55
1.4.1 Principales factores que inciden en la obtención de la fuerza máxima.....	55
1.4.2 Consideraciones generales en la elaboración de un protocolo de evaluación de fuerza muscular	58
1.4.3 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isométrica	60
1.4.4 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de la fuerza máxima anisométrica	65
1.4.5 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isokinética	66
1.5 Estudios relacionados con propiedades psicométricas de un instrumento. En que fijarse desde el punto de vista metodológico.....	70
1.5.1 Principales consideraciones en los estudios de confiabilidad relativa	70
1.5.2 Consideraciones relevantes en los estudios de validez concurrente	76
1.6 Confiabilidad absoluta y validez concurrente en la evaluación de la fuerza muscular mediante diferentes tipos de dinamómetros en cadera, rodilla, tobillo y hombro. Que dice la literatura.	80

1.6.1	Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de cadera	80
1.6.2	Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de rodilla	83
1.6.3	Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de tobillo	86
1.6.4	Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación del hombro	87
1.7	Confiabilidad absoluta y validez concurrente de la dinamometría de mano y dinamometría isokinética en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Revisión sistemática y meta análisis	90
1.7.1	Introducción	90
1.7.2	Métodos	92
1.7.3	Resultados	97
1.7.4	Discusión	103
1.7.5	Conclusión	110
1.8	Dinamometría electromecánica funcional	125
1.8.1	Introducción	125
1.8.2	Características del EPD Haefni Health 1.0	126
1.8.3	Modos de operación	128
1.8.4	Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isokinética y pleocinética estática	130
1.8.5	Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima dinámica o funcional	134
1.9	Evaluación de la fuerza muscular en la articulación de hombro	137
1.9.1	Introducción	137
1.9.2	Valores normativos de torque isométrico en la articulación de hombro	138
1.9.3	Evaluación de la fuerza isométrica máxima en los rotadores de hombro	139
1.10	Planteamiento del problema	141
1.11	Objetivos	142
1.11.1	Objetivo general	142
1.11.2	Objetivos específicos estudio I	143
1.11.3	Objetivos específicos estudio II	145
1.12	Hipótesis	145

1.12.1	Hipótesis estudio I	145
1.12.2	Hipótesis estudio II	146
1.13	Variables	147
1.13.1	Variables independientes estudio I:	147
1.13.2	Variables dependientes estudio I:	147
1.13.3	Variables independientes estudio II:	148
1.13.4	Variables dependientes estudio II:	149
2	METODOLOGIA	151
2.1	Diseño experimental	153
2.1.1	Diseño experimental estudio I	153
2.1.2	Diseño experimental estudio II	154
2.2	Metodología estudio I	155
2.2.1	Cálculo del tamaño muestral	155
2.2.2	Participantes	156
2.2.3	Descripción EPD	157
2.2.4	Sistema de estabilización EPD	158
2.2.5	Procedimiento	161
2.2.6	Outcome	165
2.2.7	Análisis estadístico	165
2.3	Metodología estudio II	167
2.3.1	Muestra	167
2.3.2	Participantes	167
2.3.3	Descripción EPD	168
2.3.4	Procedimientos	168
2.3.5	Test mediante ID	169
2.3.6	Test mediante EPD	171
2.3.7	Outcome	172
2.3.8	Análisis estadístico	172
3	RESULTADOS	175
3.1	Consideraciones generales	177
3.2	Estudio I	177
3.2.1	Resultados generales	177

3.2.2	Confiabilidad relativa del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 40° y 90° de abducción glenohumeral.	184
3.2.3	Comparación de la confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 40° de abducción glenohumeral.	185
3.2.4	Comparación la confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 90° de abducción de glenohumeral.	186
3.2.5	Comparación de la confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción de glenohumeral.	187
3.2.6	Comparación confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción de glenohumeral.	187
3.3	Estudio 2	189
3.3.1	Resultados generales.....	189
3.3.2	Validez concurrente entre el EPD y el ID en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro.....	191
4	DISCUSION	193
4.1	Estudio 1	195
4.1.1	Hallazgos relevantes.....	195
4.1.2	Confiabilidad relativa del EPD al evaluar el torque peak de los RM y RL de hombro a los 40° y 90° de abducción de hombro. Comparación con ID	197
4.1.3	Confiabilidad absoluta del EPD al evaluar el torque peak de los RM de hombro a los 40° y 90° de abducción glenohumeral. Comparación con ID	199
4.1.4	Confiabilidad absoluta del EPD al evaluar el torque peak de los RL de hombro a los 40° y 90° de abducción glenohumeral. Comparación con ID.....	199
4.2	Estudio 2	201
4.3	Factores que inciden en la confiabilidad y validez de los resultados en la medición de fuerza muscular	202
4.3.1	Posición del sujeto a evaluar y posición articular	203
4.3.2	Sistemas de fijación.....	203
4.3.3	Balance entre la fuerza del evaluador y la fuerza del grupo muscular a evaluar	204
4.3.4	Factores biológicos y ambientales.....	204

4.4	Limitaciones del estudio	204
4.5	Relevancia clínica	205
5	CONCLUSION	207
6	REFERENCIAS	211
7	ANEXOS	235
7.1	Certificado de aprobación estudio I	237
7.2	Documento consentimiento informado estudio I	238
7.3	Certificado de aprobación estudio II	241
7.4	Documento consentimiento informado estudio II	242
7.5	Shoulder pain and disability index (SPADI)	245

Índice de Figuras

<i>Figura 1: Niveles de organización funcional en el músculo esquelético</i>	13
<i>Figura 2: Niveles de organización funcional en la fibra del músculo esquelético</i>	14
<i>Figura 3: Unidad Motora</i>	15
<i>Figura 4: Fuerza y longitud del sarcómero</i>	17
<i>Figura 5: Relación fuerza y longitud de la fibra muscular</i>	18
<i>Figura 6: Relación fuerza y longitud de la fibra muscular</i>	19
<i>Figura 7: Tipos de dinamómetro de mano (HHD)</i>	25
<i>Figura 8: Formas de aplicación del dinamómetro de mano con resistencia externa (RED):</i>	26
<i>Figura 9: Evaluación isokinética de los extensores de rodilla</i>	28
<i>Figura 10: Variación en la posición del sujeto en la evaluación de la musculatura isquiotibial</i>	31
<i>Figura 11: Variación en la posición del sujeto en la evaluación de la musculatura isquiotibial</i>	32
<i>Figura 12: Gráficos de torque-velocidad muestran la variación del torque máximo en la</i>	33
<i>Figura 13: Evaluación mediante el dinamómetro electromecánico funcional de los flexores de rodilla</i>	35
<i>Figura 14: Gráfica de Bland Altman para el ejemplo de confiabilidad test- retest</i>	45
<i>Figura 15: Sistema de estabilización; A: Evaluación dinamometría isokinética (ID) de extensores de rodilla con sistema de estabilización; B: Evaluación ID de extensores de rodilla sin correcto sistema de estabilización</i>	57
<i>Figura 16: Evaluación analítica de la fuerza</i>	126
<i>Figura 17: Evaluación funcional de un gesto deportivo</i>	126
<i>Figura 18: Representación gráfica del dispositivo Haefni Health 1.0</i>	127
<i>Figura 19: Posición inicial del sujeto en una prueba analítica de evaluación de fuerza muscular de rotadores mediales de hombro. Nótese al ángulo de 90° entre el segmento antebrazo que corresponde al brazo de palanca de la carga y la cuerda del EPD.</i>	131
<i>Figura 20: Sistema de estabilización externa en evaluación analítica de fuerza máxima en rotadores mediales de hombro. Incluye estabilización de pelvis, torax, control de la traslación anterior de la cabeza humeral y estabilización de brazo.</i>	134
<i>Figura 21: Posición de inicio en movimiento funcional</i>	135
<i>Figura 22: dispositivo Haefni Health 1.0</i>	155
<i>Figura 23: Utilización del EPD Haefni Health 1.0 para evaluar la rotación lateral de hombro. La cuerda del EPD forma un ángulo de 90° con su brazo de palanca.</i>	158
<i>Figura 24: Sistema mecánico que permite modificar el ángulo de abducción de la articulación glenohumeral</i>	160
<i>Figura 25: A. Extensión rígida variable a la longitud de brazo de cada sujeto, B. Extensión rígida variable a la longitud de antebrazo de cada sujeto, C. Sistema de fijación de muñeca</i>	160
<i>Figura 26: Sistema de estabilización para evaluar los rotadores de hombro</i>	161
<i>Figura 27: A. Rotación medial con 40° de abducción de hombro, B. Rotación medial en 90° de abducción de hombro. C. Rotación lateral con 40° de abducción de hombro, D. Rotación lateral con 90° de abducción de hombro</i>	163
<i>Figura 28: Medición del ángulo de abducción glenohumeral mediante goniometría</i>	164
<i>Figura 29: Medición de la verticalidad del brazo de carga mediante un inclinómetro. Permite asegurar el ángulo recto entre el brazo de carga y el cable del EPD</i>	164

<i>Figura 30: Registro de la señal isométrica máxima del paciente #5. En negro se observa los tres registros con mayor fuerza isométrica, la figura trapezoidal muestra la longitud del cable del EPD, y la señal baja la figura trapezoidal identifica el torque generado en cada repetición. (A) RM a 40°. (B) RL a 40°. (C) RM a 90°. (D) RL a 90°.</i>	165
<i>Figura 31 Prueba de torque máximo isométrico de los rotadores de hombro mediante el dinamómetro isokinético.</i>	170
<i>Figura 32: Evaluación mediante el dinamómetro electromecánico funcional.</i>	170
<i>Figura 33: Cálculo de torque mediante el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) (A) Registro de la fuerza máxima mediante el EPD (N). (B) Brazo de palanca determinado por la longitud del antebrazo de cada sujeto (m).</i>	172
<i>Figura 34: Fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados en 40° de abducción glenohumeral (Nm)</i>	178
<i>Figura 35: Fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral</i>	179
<i>Figura 36: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 40°.</i>	180
<i>Figura 37: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 90°.</i>	181
<i>Figura 38: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores laterales a 40°.</i>	182
<i>Figura 39: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores laterales a 90°.</i>	183
<i>Figura 40: Gráfica de Bland-Altman: Torque rotadores mediales a 90° de elevación.</i>	190
<i>Figura 41: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 90° de elevación.</i>	191

Indice de Tablas

Tabla 1: Características de las fibras musculares rápidas y lentas que conforman las unidades motoras	16
Tabla 2: Checklist para estudios de confiabilidad absoluta según Terwee.....	75
Tabla 3: Checklist para estudios de validez concurrente según Terwee	79
Tabla 4: Características de los estudios seleccionados que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID	111
Tabla 5: Outcome de los estudios que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID.	113
Tabla 6: Características de los estudios seleccionados que analizan la validez concurrente entre HHD e ID.	116
Tabla 7: Resultados de los estudios seleccionados que analizan la validez concurrente entre HHD and ID.	117
Tabla 8: Calidad metodológica de los estudios que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID según el checklist de COSMIN	118
Tabla 9: Calidad metodológica de los estudios que analizan la validez concurrente entre los HHD e ID según el checklist de COSMIN.	120
Tabla 10: LOA en la fuerza isométrica máxima en el test- retest: Musculatura de cadera, rodilla y tobillo medidos con HHD.	121
Tabla 11: LOA en la fuerza isométrica máxima en el test- retest: Musculatura de cadera, rodilla y tobillo medidos con ID.....	122
Tabla 12: Validez concurrente medida entre HHD e ID.....	123
Tabla 13: Características de los sujetos participantes en el estudio de confiabilidad absoluta y validez concurrente del dinamómetro electromecánico funcional	157
Tabla 14: Pruebas de fuerza isométrica máxima de rotadores mediales y laterales de hombro en 40° y 90° de abducción glenohumeral. Test- retest	180
Tabla 15: Confiabilidad relativa de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral	184
Tabla 16: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados en 40° de abducción glenohumeral.....	185
Tabla 17: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 90° de abducción glenohumeral	186
Tabla 18: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral.....	187
Tabla 19: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral.....	188
Tabla 20: Pruebas de fuerza isométrica máxima entre el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) y el dinamómetro isokinético (ID) en los rotadores de hombro	189
Tabla 21: Validez concurrente entre el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) y el dinamómetro isokinético (ID) en el registro de la fuerza máxima de los rotadores de hombro.....	191

Indice de abreviaturas

COSMIN: consensus- based standards for the selection of health measurements instruments

EPD : dinamómetro electromecánico funcional

HHD : dinamometría de mano

Kgs : kilogramos

ICC : coeficiente de correlación intra- evaluador

ID : dinamometría isokinética

LOA : límite de acuerdo

LOA (%): límite de acuerdo expresado en forma porcentual relacionado con la media

MDC : cambio mínimo relevante que es capaz de detectar el instrumento utilizado

MDC (%): cambio mínimo relevante expresado en forma porcentual

MRC (%): mínimo cambio clínicamente relevante expresado en porcentaje

N : newtons

Nm : newton* metro

PRISMA : preferred reporting ítems for systematic reviews and meta- analyses

SEM : error standard de medición entre el test y retest

SEM (%): error standard de medición entre el test y retest expresado en porcentaje de la media

SPADI : shoulder pain and disability index (cuestionario autoadministrado de dolor y disfunción de hombro)

RED : dinamómetro de mano con resistencia externa

RM : rotadores mediales de hombro

RL : rotadores laterales de hombro

RM/RL : quociente entre la fuerza máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro

1 Marco Conceptual

1.1 Estado del arte en la evaluación de la fuerza muscular

La evaluación de la fuerza muscular está normalmente incluida dentro de las evaluaciones que buscan objetivar las disfunciones generadas por algún tipo de patología y para determinar la eficacia de algún programa de rehabilitación o entrenamiento. Dentro de los instrumentos que comúnmente se utilizan en la evaluación de la fuerza muscular destaca la dinamometría de mano (HHD) con y sin resistencia externa, la dinamometría isokinética (ID) y últimamente aparece la dinamometría electromecánica funcional (EPD). La principal crítica que se le hace al HHD radica en que el registro de la fuerza máxima depende de la fuerza que es capaz de resistir el evaluador. La ID es considerada como el gold standard en la evaluación de la fuerza muscular, pero tiene el inconveniente que no es capaz de realizar evaluaciones funcionales, es difícil de transportar y destaca por su alto costo lo que dificulta el uso masivo del instrumento. El EPD es un instrumento nuevo que mediante un sistema de poleas permite realizar evaluaciones funcionales reproduciendo así actividades de la vida diaria y deportiva, sin embargo, sus propiedades psicométricas aún no se conocen y no ha sido contrastada con el gold standard en la evaluación de la fuerza muscular.

La alta precisión en la entrega de resultados por parte de cualquier instrumento o método es una exigencia para ser utilizado tanto en clínica como en investigación en las disciplinas relacionadas con las ciencias de la salud. La fuerza muscular al igual que la mayoría de las variables relacionadas con la salud es medida mediante una forma numérica continua. Es habitual que aparezcan constantemente diferentes técnicas e instrumentos con el fin de entregar un método ya sea más barato, no invasivo, rápido y seguro para el sujeto evaluado.

Sin embargo, es relevante que el nuevo método o instrumento sea lo más confiable posible y que los resultados se asemejen a los entregados por el gold standard para la variable a estudiar. Para tener relevancia clínica, los procedimientos de evaluación deben ser lo suficientemente sensibles y confiables para determinar si el resultado obtenido indica una mejoría o un deterioro en la condición del paciente respecto a la variable en estudio tras una intervención terapéutica. [1] Para que esto sea posible se debe determinar si el cambio observado entre las evaluaciones se encuentra dentro de los márgenes de error del instrumento utilizado o si efectivamente existe un cambio real.

Los errores de medición hacen que el valor observado difiera del valor real. Los dos aspectos más relevantes en los errores de medición son la validez concurrente y la confiabilidad test re- test. La validez concurrente se refiere a la concordancia entre el valor observado y el valor real medido por el gold standard para la variable estudiada. [2] Para estudiar la validez concurrente de un instrumento se requiere que los mismos individuos sean evaluados bajo las mismas condiciones y prácticamente en el mismo tiempo con el instrumento a contrastar y con el gold standard. La confiabilidad test re- test se refiere a la capacidad que tiene el instrumento de reproducir los valores observados cuando la medición se repite en el tiempo. [3]

En la actualidad existen diferentes formas para cuantificar la confiabilidad de resultados que entrega un determinado instrumento siendo las principales la variación intra sujeto o confiabilidad absoluta del instrumento y la correlación test re- test o confiabilidad relativa. [3]

Durante los años 70 y 80 aparecieron muchas publicaciones cuyo interés era conocer la confiabilidad test re- test de diferentes tipos de dinamómetros para evaluar la fuerza muscular. Muchos de los estudios que analizan la confiabilidad del HHD utilizan confiabilidad relativa mediante ICC test re- test. De los más de 250 estudios publicados sobre confiabilidad relativa en HHD, el ICC varía entre 0.09 y 0.99, pero más del 75% de los artículos publica ICC sobre 0.8 [4] Esto ocurría independiente del dinamómetro utilizado, la articulación a evaluar, el sistema de estabilización determinado para fijar el segmento proximal a evaluar, la resistencia externa aplicada por el evaluador etc. Por tal motivo aparece el cuestionamiento a la aplicación de este método en forma aislada. Es esperable, por ejemplo, que al evaluar el torque de los extensores de rodilla o flexores plantares de tobillo mediante el HHD, la confiabilidad expresada mediante el ICC fuese bastante baja. Por el contrario, al evaluar los flexores de codo que generan un torque mucho menor, uno esperaría un ICC mayor. Sin embargo, en muchos artículos aparecen reportes de confiabilidad similares. También hubiese sido esperado que la ID que es considerado como el gold standard en la evaluación de la fuerza muscular y en que la evaluación del torque no es dependiente de la fuerza del evaluador, presentase un ICC considerablemente mayor que el HHD cosa que tampoco ocurría constantemente.

Así en los años 90 y 2000 aparece otra forma de estimar la confiabilidad de resultados de los instrumentos de fuerza que es la variación intra sujeto o confiabilidad absoluta. [5] Esta confiabilidad se puede expresar ya sea en la unidad actual de medición (por ejemplo, si se evalúa fuerza se expresa en kilos, newtons o newtons*metro), pero también se puede expresar en forma porcentual. Aparecen diferentes estadísticos de prueba para estimar la confiabilidad absoluta incluyendo el error estándar de medición (SEM), el coeficiente de

variación, límite de acuerdo (LOA) y el cambio mínimo relevante (MDC). La gran ventaja es que la confiabilidad absoluta no es sensible a la heterogeneidad de la muestra permitiendo la comparación de estudios que involucran muestras diferentes. Además, si se estima en forma porcentual se puede comparar la confiabilidad de los dinamómetros al evaluar diferentes articulaciones. Otra gran ventaja es que con el LOA y el MDC se establece el rango en que si se realizaran varias mediciones de una determinada variable cuantitativa usando un determinado instrumento de medición a un sujeto, el valor medido caería el 95% de las veces dentro de este intervalo. Así se adquiere información de la precisión del instrumento para el grupo muscular que se quiere evaluar y se establece un punto donde el instrumento es capaz de definir si la mejoría en la fuerza muscular se debe a un programa de entrenamiento o rehabilitación o bien cae dentro del intervalo de confianza determinado por el error aleatorio que presenta el instrumento. Así por ejemplo si tras un programa de rehabilitación un sujeto mejora 10% su fuerza muscular y el intervalo de confianza del instrumento es -8 a 8% significa que el incremento de la fuerza se debe al programa de rehabilitación y no está dentro del margen de error del instrumento.

Un número menor de estudios [6-10] entre otros, ha incorporado la confiabilidad absoluta ya sea mediante el SEM, LOA o MDC para estudiar la confiabilidad del HHD en sujetos sanos siendo los resultados muy dispares y difíciles de comparar. Por ejemplo Kelln [8] publica un MDC de 13% en la abducción de cadera mientras que Mentiplay [7] publica 30% y el mismo Kelln [8] publica MDC de 3% en la dorsiflexión de tobillo en contraste al 35% que publica Arnold. [6] Won Kuel [11] publica ICC muy altos al evaluar la extensión de rodilla en supino y sedente, sin embargo, el MDC es un 30% mayor en posición sedente. Lamentablemente todos los autores, salvo Kelln [8] publican porcentajes muy alto del

MDC, por lo que un cambio que puede ser clínicamente relevante, no logra ser captado por el HHD. Aun cuando las propiedades psicométricas son reportadas mediante la confiabilidad absoluta, existe gran variabilidad entre los diferentes autores. Variaciones en la posición del paciente, tipos de dinamómetros usados y resistencia del evaluador pueden ser factores que influyan en las diferencias encontradas entre artículos. La calidad metodológica de las publicaciones relacionadas con la confiabilidad de resultados es determinante para poder tomar decisiones sobre las conclusiones que entrega el artículo evaluado. La baja calidad metodológica habitualmente tiende a sobrevalorar los resultados del instrumento evaluado y por ende deben ser sigilosamente analizados. Es muy importante considerar algunos aspectos relevantes en la calidad metodológica como el tamaño muestral, aleatorización de la muestra, similitud en el protocolo de evaluación, descripción de los estadísticos utilizados e independencia de las mediciones entre otros. Finalmente, no se puede dejar pasar en este tipo de estudios la incorporación de la significancia clínica en el análisis de la confiabilidad del instrumento. Por ejemplo, si se considera clínicamente relevante un incremento desde un 10% de la fuerza muscular y el instrumento a analizar en una determinada articulación muestra un intervalo de confianza de $\pm 20\%$, significa que no es capaz de detectar cambios que aunque parezcan menores son clínicamente relevantes.

En los últimos años aparece la EPD, un nuevo tipo de dinamometría que controla electrónicamente el movimiento y la resistencia permitiendo variar la carga, velocidad, intensidad y distancia del rango de movimiento empleado en un programa de evaluación o rehabilitación. [12] Permite realizar mediciones de fuerza muscular, coordinación, estabilidad y flexibilidad. Desde el punto de vista de la fuerza muscular permite realizar

evaluaciones y programas de entrenamiento analíticos ya sea isométricos, anisométricos e isokinéticos. Además, presenta una modalidad pleocinética donde se puede modificar la velocidad o la resistencia dentro del recorrido del movimiento analítico a evaluar tanto de tronco como extremidades. El movimiento activo controlado del dinamómetro en ambos sentidos del recorrido permitiendo el trabajo concéntrico y excéntrico con la máxima estimulación muscular. El EPD al permitir la evaluación de movimientos funcionales como el lanzamiento, semisentadillas y actividades de la vida diaria, logra suplir la principal dificultad que presenta la ID permitiendo una evaluación más aplicada a la realidad de la fuerza muscular. Sin embargo, las propiedades psicométricas de este tipo de dinamómetro en la evaluación de la fuerza analítica no han sido estudiadas.

El hombro es una articulación especialmente compleja para medir la fuerza muscular debido a su extenso grado de libertad permitiendo diferentes posiciones para realizar la evaluación muscular, probablemente no siendo todas igual de confiables. [13] De hecho, la posición donde se realiza la evaluación un factor relevante en la confiabilidad de las mediciones realizadas. [14] Comenzar el estudio de las propiedades psicométricas del EPD en esta articulación, especialmente en los rotadores de hombro, aparece como una interesante opción para validar un nuevo tipo de dinamómetro en el registro de la fuerza máxima que pueda suplir las falencias que presentan los dinamómetros antes mencionados. Si los resultados son similares a los del gold standard, sería de interés el estudiar el comportamiento del EPD en actividades funcionales.

El propósito del estudio es 1) entregar un marco teórico que incluya la forma correcta de evaluar la fuerza muscular, conceptos de confiabilidad y validez concurrente que son relevantes al medir la fuerza muscular, comparar los tipos de dinamómetros comúnmente

utilizados en la medición de fuerza y la descripción de un nuevo dinamómetro funcional en la evaluación de la fuerza muscular. 2) presentar una revisión sistemática sobre la confiabilidad de resultados que entregan los HHD y los ID y la validez concurrente entre ambos tipos de dinamómetros en la evaluación de la fuerza peak en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. 3) comparar la confiabilidad del EPD en la evaluación del torque isométrico máximo de los rotadores de hombro en posición supina y la articulación glenohumeral en 40° y 90° de abducción. 4) estudiar la confiabilidad y validez del dispositivo electromecánico funcional en la evaluación del torque isométrico máximo de los rotadores de hombro en posición supina y la articulación glenohumeral en 90° de abducción.

1.2 Fuerza muscular: conceptos relevantes e instrumentos de medición

1.2.1 Introducción

La fuerza muscular es definida por Knuttgen [15] como la capacidad de un músculo o grupo muscular de ejercer tensión contra una resistencia en un movimiento determinado y a una determinada velocidad de ejecución del movimiento. Harmann [16] define fuerza muscular como la capacidad de ejercer tensión bajo ciertas condiciones definidas por la posición de la extremidad a evaluar, el tipo de movimiento en que la fuerza es aplicada y la

velocidad del movimiento. Independiente de la definición, el término fuerza muscular involucra los componentes de tensión, velocidad, movimiento articular y posición del sujeto al ser evaluado y su unidad de medición puede ser kilogramos (kgs), newtons (N), libras, newton*metros (Nm) entre otros. La evaluación de la fuerza muscular tanto en personas sanas como con patología musculoesquelética permite establecer la fuerza basal del sujeto, establecer diagnóstico diferencial, desarrollar un plan de tratamiento o entrenamiento y determinar la eficacia del tratamiento aplicado. [17] La evaluación de la fuerza muscular máxima busca determinar la máxima capacidad voluntaria de generar tensión muscular. Muchos autores evalúan la fuerza máxima peak que es el máximo valor que se obtiene de todas las repeticiones solicitadas, [18] sin embargo también es posible la evaluación de fuerza máxima promedio. Esta puede ser evaluada como el promedio de las fuerzas máximas de cada una de las series realizadas [19] o bien el promedio de todas las mediciones realizadas. [20] El término fuerza muscular debe ser diferenciado del término potencia y resistencia. Potencia se define como el producto entre fuerza y velocidad [21] o como el quociente entre el trabajo y el tiempo, siendo el trabajo el producto entre la fuerza y la distancia por la que es aplicada. [22] Por su parte resistencia muscular se define como la capacidad de mantener una contracción muscular o contracciones musculares en forma repetitiva por un periodo de tiempo. [23] Según el tipo de contracción muscular, la fuerza muscular se clasifica en isométrica y anisométrica. El término isotónico se define como una tensión muscular constante ejercida contra una resistencia externa constante, sin embargo, los brazos de palanca continuamente se van modificando en el movimiento angular, por lo que la resistencia externa se modifica constantemente, por ende, se prefiere utilizar el término anisométrico. [24] La clasificación del tipo de contracción muscular se basa en el cambio en la longitud muscular al realizar la fuerza. La contracción isométrica se define en

que la tensión muscular se genera sin cambio en la longitud del músculo [18] mientras que en la anisométrica se genera la tensión existiendo cambio en la longitud muscular. [23] La contracción anisométrica puede ser concéntrica, excéntrica e isokinética. En la contracción concéntrica la tensión muscular se produce a medida que el músculo se acorta y en la excéntrica a medida que el músculo se estira. [25] La contracción isokinética se ha definido como aquella en que la resistencia se acomoda para mantener constante la velocidad, [26] pero el término isokinético correcto se refiere a una velocidad angular constante de un brazo de carga o mecánico más que a una velocidad de contracción muscular constante. [27] Durante la evaluación isokinética, la velocidad de la contracción muscular varía constantemente debido al cambio en la relación entre el brazo de palanca del músculo y de la carga externa o mecánica. La evaluación de la fuerza muscular es recomendada que sea realizada en forma bilateral, es decir, que se compare los resultados de la extremidad comprometida con la contralateral. También es relevante evaluar si existe desbalance entre la musculatura agonista y antagonista. Tanto los desbalances musculares entre extremidades como los desbalances entre la musculatura agonista y antagonista se expresan comúnmente como quocientes o porcentajes. [18] Cuando se expresa en porcentaje se calcula como el porcentaje de la diferencia entre el torque peak de ambas extremidades dividido por el torque peak de la extremidad que presenta el valor más alto multiplicado por 100. Por ejemplo, si quiero saber la diferencia en porcentaje entre el torque generado por el cuádriceps en la rodilla derecha e izquierda y el torque peak de la rodilla derecha es 125Nm y el de la izquierda 110 Nm, entonces la asimetría se calcula como $(125-110) / 125 * 100$ que corresponde al 12%. La importancia de este valor es que es un factor de riesgo de lesiones musculares y ligamentosas. [28,29] Diferentes autores consideran que diferencias sobre el 10 al 15% representan desbalances. [30,31] De la misma forma el desbalance

ipsilateral entre los agonistas y antagonistas (por ejemplo, cuádriceps e isquiotibiales) aumenta el riesgo de lesión. La rotura del ligamento cruzado anterior se puede ver favorecida cuando la relación normal de 2:3 entre isquiotibiales y cuádriceps se reduzca, ya que los isquiotibiales al igual que el ligamento cruzado anterior controla la traslación anterior de la tibia que genera el vector trasladador anterior de tibia generado por el cuádriceps. [32] Normalmente se expresa como un cociente entre flexores y extensores.

1.2.2 Factores que inciden en la fuerza que es capaz de generar un músculo o grupo muscular

1.2.2.1 Estructura muscular

El músculo esquelético está conformado por una fascia que es una capa de tejido conectivo que lo rodea externamente. Los fascículos son grupos de fibras musculares y están rodeados por tejido conectivo denominado perimisio. A su vez cada fibra muscular está recubierta por una membrana llamada sarcolema (fig 1). El tejido conectivo es responsable de la generación de la tensión pasiva del músculo y es un componente determinante en la generación de tensión muscular al realizar una contracción excéntrica. Mientras mayor es la longitud, más se tensa el tejido conectivo hasta llegar a un límite. Las fibras musculares están constituidas por miofibrillas. Cada miofibrilla está compuesta por miofilamentos alineados en forma paralela entre sí (fig 1). La unidad estructural de los miofilamentos es la sarcómera que corresponde a la unidad contráctil básica del músculo compuesto por filamentos gruesos (miosina) y delgados (actina) siendo el principal

determinante de la fuerza que es capaz de generar un músculo al contraerse concéntricamente y junto al tejido conectivo son los responsables de generar tensión para vencer cargas aplicadas excéntricamente. La organización estructural de las fibras musculares, sarcómeros y miofilamentos es variada e incide en la fuerza máxima que es capaz de generar un determinado músculo. [33] La longitud de las fibras musculares puede ir desde unos pocos milímetros hasta varios centímetros pudiendo estar ubicadas paralela al eje longitudinal del músculo (músculos fusiformes) o con un grado de angulación a este (músculos peniformes). Por diseño los músculos peniformes tienen fibras de menor longitud. [34] El área de sección cruzada del músculo será mayor mientras mayor número de fibras musculares tenga.

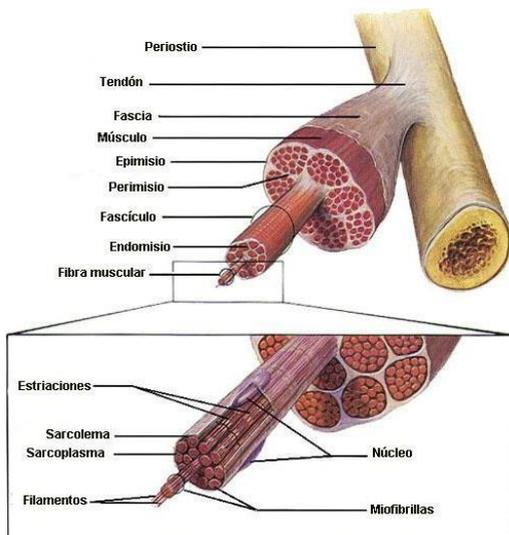


Figura 1: Niveles de organización funcional en el músculo esquelético

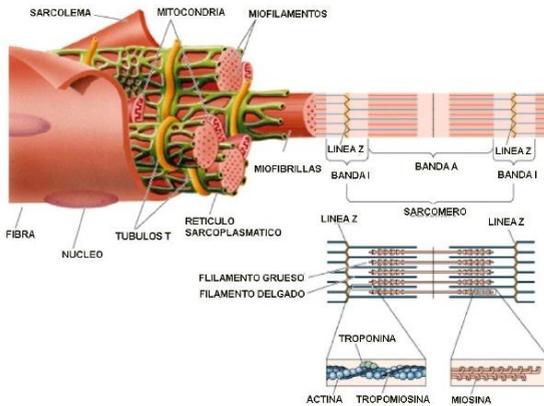


Figura 2: Niveles de organización funcional en la fibra del músculo esquelético

1.2.2.2 Unidad motora

Corresponde a una alfa motoneurona y todas las fibras musculares que inerva. Las fibras inervadas por una alfa motoneurona se contraen y relajan en forma conjunta. Mientras mayor sea las unidades motoras activas y mayor la frecuencia de estimulación de las unidades motoras mayor es la capacidad de generar tensión del músculo. [35] Las unidades motoras están compuestas por fibras con características bioquímicas y de descarga similares. Así existen unidades motoras rápidas compuestas por fibras musculares rápidas (FT) y unidades motoras lentas conformadas por fibras musculares lentas (ST). Las unidades motoras rápidas son inervadas por una alfa motoneurona de mayor diámetro y el número de fibras musculares inervadas es mayor (fig 2). Las unidades motoras rápidas se caracterizan por alta velocidad de acortamiento y alta fatigabilidad, mientras que las unidades motoras lentas tienen menor velocidad de acortamiento, mayor duración de descarga y descargan antes que las fibras rápidas. El tipo de fibra está determinada por

diferencias en el tipo de proteínas (actina y miosina) y diferencias en el desarrollo del retículo sarcoplasmático. Presentan diferentes características metabólicas. Las ST tienen mayor concentración de mitocondrias, enzimas oxidativas, capilares lo que le generan mayor capacidad oxidativa y aeróbica. [36] Las FT presentan mayor capacidad anaeróbica dada por mayor capacidad de almacenamiento de glicógeno y enzimas anaeróbicas (tabla 1). Tanto la fuerza como la potencia que es capaz de generar un músculo será mayor si la proporción de fibras rápidas es mayor principalmente debido a que presentan mayor área de sección cruzada, mientras mayor número de unidades motoras y fascículos inervados por estas presente y mientras mayor sincronización exista entre el reclutamiento de unidades motoras.

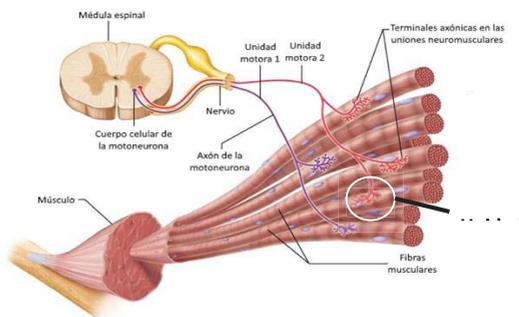


Figura 3: Unidad Motora

Tabla 1: Características de las fibras musculares rápidas y lentas que conforman las unidades motoras			
Características de las fibras musculares	Tipos de fibra		
	Lenta I (SO)	Intermedia II A (FOG)	Rápidas II B (FG)
Diámetro	Intermedio	Grande	Pequeño
Contenido de glucógeno	Bajo	Intermedio	Alto
Resistencia a la fatiga	Alta	Intermedia	Baja
Capilarización	Alta	Alta	Baja
Mioglobina	Alta	Alta	Baja
Velocidad de contracción (m/seg)	94.3	64.5	69.6
Actividad de la ATP-asa	Baja	Alta	Alta
Sistema energético	Aeróbico	Mixto	Anaeróbico
Motoneurona	Pequeña	Grande	Grande
Descarga nerviosa	Baja	Alta	Alta
Fuerza (g)	11.5	13.8	46.3

1.2.2.3 Longitud y tensión muscular

La propiedad de longitud- tensión de un músculo se define como la máxima fuerza isométrica que el músculo o grupo muscular es capaz de realizar en función de su longitud. [37] Por ende la máxima tensión que genera un músculo es dependiente de la longitud muscular en la que es evaluado. La longitud de reposo del músculo se define como aquella en que la fuerza muscular que es capaz de ejercer es máxima (plateau) y corresponde a aquella longitud de la sarcómera en que se maximiza la formación de puentes cruzados (fig3). La curva habitualmente muestra una forma de U invertida estando el plateau más cercano a una posición articular que genere estiramiento que acortamiento del musculo evaluado. Músculos con fibras musculares de mayor longitud son capaces de generar menor fuerza muscular, pero la zona de plateau es más amplia, mientras que musculatura con mayor área de sección cruzada genera mayor fuerza muscular con plateu reducido (fig4). Cuando la fuerza muscular se mide en torque, adquiere importancia un segundo componente que es el brazo de palanca. Mientras mayor es el brazo de palanca, mayor es el

torque. La longitud en que se encuentra el músculo donde el entrecruzamiento actino miosinico es mayor, no necesariamente coincide con el punto en que el brazo de palanca sea mayor. [38]

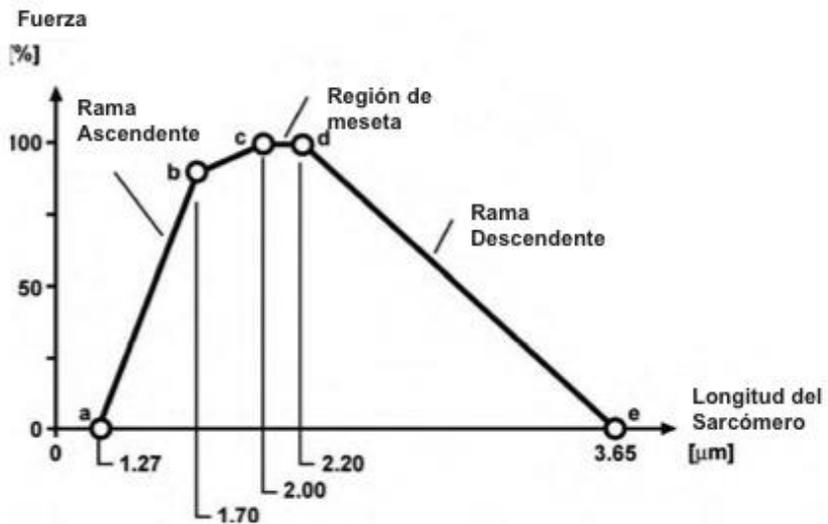


Figura 4: Fuerza y longitud del sarcómero

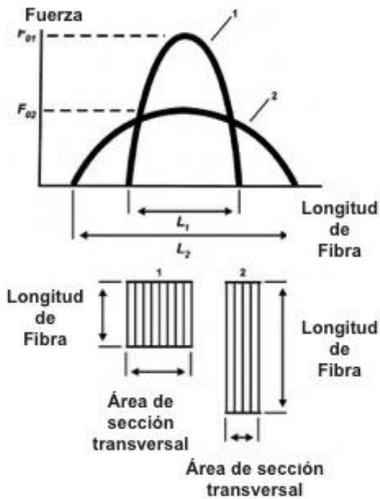


Figura 5: Relación fuerza y longitud de la fibra muscular

1.2.2.4 Velocidad de contracción y fuerza muscular

La gráfica de fuerza-velocidad de contracción de un músculo describe la máxima fuerza que el músculo o grupo muscular es capaz de generar en relación a la velocidad de contracción o estiramiento (fig 5). El gráfico muestra que a medida que aumenta la velocidad de acortamiento (contracción concéntrica), se reduce la fuerza muscular que es capaz de generar el músculo. Por el contrario, al realizar la contracción excéntrica la fuerza muscular aumenta a medida que aumenta la velocidad hasta un cierto límite. [39] También se puede observar en la figura que la fuerza que se es capaz de generar en una contracción excéntrica es hasta un 40% más que la concéntrica. Esto se debe a que en la fuerza excéntrica participa tanto los elementos contráctiles (sarcómeros) como elásticos (tejido conectivo) del músculo o grupo muscular. La relación entre la fuerza y velocidad dependerá

si el músculo presenta predominantemente ST o FT. La dificultad que impone la alta velocidad de contracción es que no permite el reclutamiento de todas las unidades motoras por lo que es imposible alcanzar la fuerza peak. Al evaluar la fuerza generada a diferentes velocidades angulares (60, 180 y 300°/seg) usando ID, se puede estudiar la curva fuerza-velocidad de un músculo. La forma de esta curva está influenciada por la composición de las fibras musculares. [40] Músculos con fibras predominantemente rápidas o lentas generan mayor fuerza muscular a velocidades angulares bajas al realizar una contracción concéntrica. A medida que aumenta la velocidad, la fuerza muscular se ve perjudicada en ambos grupos, sin embargo, afecta más a los grupos musculares con fibras predominantemente lentas (fig 6). Es por ende relevante que se considere la velocidad de la contracción muscular al evaluar la fuerza máxima. Tampoco por ende es posible comparar fuerzas máximas de diferentes sujetos en un mismo grupo muscular si son evaluados en diferentes velocidades angulares.

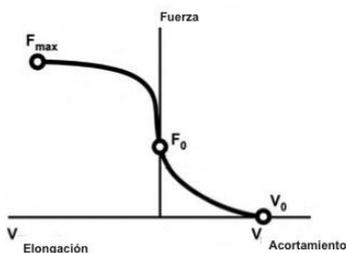


Figura 6: Relación fuerza y longitud de la fibra muscular

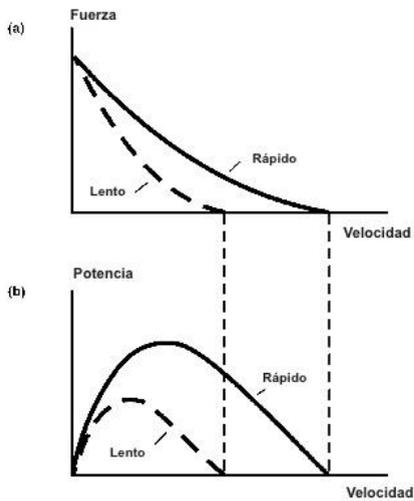


Figura 6: A. Relación fuerza y velocidad de contracción en fibras rápidas y lentas; B. potencia y velocidad en fibras rápidas y lentas.

1.2.2.5 Realce de la fuerza máxima

La fuerza máxima evaluada varía dependiendo si el movimiento es puro o bien es antecedido por una contracción excéntrica. Este concepto no es relevante en la evaluación analítica de la fuerza muscular, pero sí cuando se evalúan pruebas o gestos funcionales. Debido a esto, es importante considerar si el movimiento es antecedido por una contracción excéntrica del músculo a evaluar y la velocidad en la ejecución de la contracción excéntrica previa y el tiempo entre el fin de la contracción excéntrica y el inicio de la evaluación de la fuerza máxima ya que son factores que influyen en la máxima fuerza evaluada. Este fenómeno se debe a que la fuerza se ve favorecida por la tensión generada por el componente tendíneo y de tejido conectivo al estar antecedido por una contracción excéntrica. [39]

1.2.2.6 Edad y fuerza muscular

Klitgaard [41] publica que la disminución en la fuerza muscular con la edad se debe principalmente a la pérdida en la capacidad de reclutar en forma simultánea las unidades motoras y pérdida del elemento proteico contráctil (actina y miosina) además de la influencia del componente elástico entre otros. Los cambios sustanciales ocurren sobre los 60 años, por lo que el considerar la edad del sujeto al momento de ser reclutados y comparados también es relevante.

1.2.2.7 Otros factores limitantes

Exceso de calor, frío, humedad, factores nutricionales y de hidratación también pueden ser determinantes de la fuerza muscular que genera un músculo o grupos musculares, por lo que se recomienda que estos factores sean considerados durante las pruebas de fuerza. [42]

1.2.3 Instrumentos comúnmente utilizados en la evaluación de la fuerza muscular

Existen diferentes instrumentos para evaluar la fuerza muscular como la evaluación muscular manual, electromiografía, acelerómetros, pero probablemente la forma más

recomendada actualmente es mediante la dinamometría. Dentro de estos se encuentra la dinamometría de mano (HHD), la dinamometría de mano con resistencia externa (RED) la dinamometría isokinética y últimamente ha aparecido la dinamometría electromecánica funcional (EPD). La evaluación de la fuerza muscular se expresa en unidades de fuerza ya sea libras, kilos, newtons o unidades de torque Newton/metro (Nm) según el tipo de dinamómetro y modelo a utilizar. Las diferentes formas para evaluar la fuerza muscular pueden realizarse mediante una evaluación analítica donde se evalúa en forma específica un grupo muscular, por ejemplo, los extensores de rodilla o los flexores de cadera o bien una evaluación funcional de la fuerza como por ejemplo el gesto del remate en el fútbol o el lanzamiento. Los diferentes tipos de dinamómetros permiten la evaluación analítica de la fuerza, pero el único de los dinamómetros que permite una evaluación funcional es el EPD. A diferencia de la evaluación muscular manual, las evaluaciones por medio de los diferentes dinamómetros permiten una evaluación objetiva de la fuerza muscular.

Los HHD y RED son utilizados principalmente para evaluar la contracción isométrica, mientras que con la ID y el EPD se permite la evaluación isométrica, pero además la evaluación de la fuerza concéntrica y excéntrica en modo isokinético. En el caso de la ID, se trabaja mediante la velocidad angular definida en grados/ segundos mientras que en el EPD se evalúa en base a una velocidad lineal establecida en cms/ seg.

Los principales métodos para evaluar la fuerza muscular son:

1.2.3.1 Evaluación muscular manual

La evaluación muscular manual fue implementada por Lovett y Martin [43] La evaluación de la fuerza se determina mediante escala subjetiva de acuerdo basado en vencer la gravedad y una carga externa. Está compuesta por 6 grados siendo 5 el normal en que existe la capacidad de movimiento en rango completo venciendo una resistencia máxima. El grado 4 es cuando se logra el rango completo venciendo la gravedad, pero la resistencia que se puede aplicar es submaximal. Grado 3 se completa el movimiento venciendo sólo la gravedad. Grado 2 sólo se completa el rango si se elimina la gravedad. Grado 1 hay contracción, pero no movimiento y grado 0 no se ve la contracción. [44] Existen escalas porcentuales donde 100% coincide con el grado 5 y 50% con el grado 3. [45] Este método ha sido muy criticado por la subjetividad de las mediciones. Se encontraron diferencias de 35% entre evaluadores entrenados. Al comparar sujetos evaluados que fueron evaluados con un grado 4, al realizar evaluaciones más objetivas la fuerza podía variar entre un 20% y 90% respecto a la contralateral.

1.2.3.2 Dinamómetros de mano

Los HHD son introducidos por Lovett buscando cuantificar la medición de la fuerza muscular. [46] En los HHD, el evaluador posiciona un transductor de fuerza entre su mano que aplica una resistencia externa y el segmento a ser evaluado del paciente o atleta (fig 7). Este método es comúnmente utilizado debido a la portabilidad del instrumento, lo fácil de utilizar y su bajo costo. [47] Sin embargo, requiere que el examinador tenga suficiente fuerza para ser capaz de mantener estable la posición del HHD mientras el sujeto

evaluado realiza la fuerza máxima. Los límites de resistencia manual varían entre 220 y 295N [48]

Existen distintos modelos de HHD que incluye un sistema de resorte, hidráulico y últimamente incorporan un sistema de células de carga. [49] Independiente del tipo de HHD existen algunos aspectos relevantes que influyen en la confiabilidad de resultados. Uno es el asegurarse que se encuentre bien calibrado por lo que debe ser sometido constantemente a evaluación con pesos certificados; la fijación del dinamómetro al sujeto a evaluar no debe generar molestias o discomfort; además debe ser capaz de tener un techo de medición bastante alto para evaluar a la población de interés. Se acepta comúnmente un techo de 100 Kgs o 981 N, que comúnmente no se alcanza en la mayoría de los dinamómetros.[50] Los procedimientos de evaluación varían respecto al número de repeticiones, períodos de reposo y orientación de la extremidad a evaluar. [18] Esta última tiene un efecto relevante sobre la influencia de la gravedad y en la longitud de la musculatura a evaluar lo que pueden afectar las mediciones de fuerza. [51] Sin embargo probablemente lo que más influye en la confiabilidad es la resistencia que es capaz de aplicar el evaluador o bien el torque que genera la musculatura evaluada. [52] Existen dos tipos diferentes de evaluación; el break test y make test. En el break test el evaluador realiza una fuerza contra el segmento evaluado generando en este una contracción excéntrica mientras que en el make test el evaluador genera una fuerza de tipo isométrica contra el dinamómetro. [53] Ambos tipos de procedimientos no son comparables porque la fuerza generada es mayor en el break test. Muchas de las publicaciones referentes al tema utilizan el make test, sobre todo si pretende ser comparado a otro tipo de dinamometría.[53]

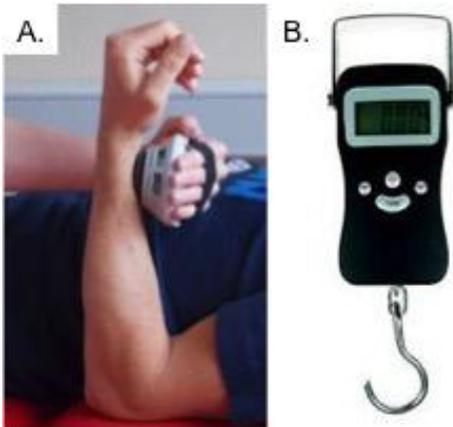


Figura 7: Tipos de dinamómetro de mano (HHD)
A. Células de carga, B. Sistema de resorte

1.2.3.3 Dinamómetro de mano con resistencia externa

Una variación al HHD tradicional es aquel que tiene un sistema de fijación externa (fig 8). Este sistema permite controlar, aunque sea parcialmente, la influencia de la fuerza del evaluador o bien el alto torque que pueden generar algunos grupos musculares como los extensores de rodilla, ya que libera al evaluador el tener que resistir el segmento a evaluar. [54] Sin embargo, debe ser capaz de mantener la posición y orientación del dinamómetro.[55] Se espera que el torque evaluado con el RED sea significativamente mayor que con HHD. [56] Lu [10] publica que la fuerza medida por el RED es significativamente mayor para los extensores de rodilla y similar para los flexores. Por su parte Leiri compara el power track HHD con y sin resistencia externa al medir la abducción de cadera y concluye que aunque los ICC intra evaluador son similares, la fuerza evaluada al aplicar la resistencia externa es significativamente mayor mientras que Wang

[57] publica que al evaluar los extensores de rodilla la fuerza evaluada no difiere entre los instrumentos.



Figura 8: Formas de aplicación del dinamómetro de mano con resistencia externa (RED):
A. Extensión de rodilla; B. Rotación lateral de hombro

1.2.3.4 Dinamometría Isokinética (ID)

1.2.3.4.1 Definición

La dinamometría isocinética evalúa la fuerza muscular ejercida dinámicamente en un rango de movimiento determinado y a una velocidad constante y programable. [58] La mayor ventaja de los dinamómetros modernos es la posibilidad de objetivar en una gráfica las curvas de torque/rango de movimiento y relacionar cómo se comporta el torque a medida que se modifica el rango de movimiento evaluado (fig 9). Actualmente es

considerado como el gold standard en la medición de fuerza muscular [59] principalmente porque la evaluación de la fuerza no está influenciada por la resistencia que es capaz de ejercer el examinador al grupo muscular evaluado. Entrega además el valor del torque máximo en todo el rango de movimiento. Sin embargo, presenta ciertas desventajas. Al compararla con otros métodos, la realización de una prueba isocinética es más cara, lenta y compleja. Además, algunos estudios sostienen que los valores obtenidos con esta prueba no pueden correlacionarse significativamente con ejercicios funcionales, debido a que en la máquina isocinética se realizan movimientos sólo en planos puros y no combinados, como los que se utilizan en la vida diaria. [60] La ID es una tecnología que permite evaluar la fuerza máxima en forma concéntrica, isométrica y excéntrica bajo velocidades angulares constantes en todo el rango de movimiento en las diferentes articulaciones del cuerpo [61,62] proporcionando mediciones mecánicamente válidas y confiables de torque, posición articular y velocidad de medición con fines tanto clínicos como de investigación. [63] El funcionamiento de los aparatos isocinéticos se basa en dos grandes principios: 1. La constancia de la velocidad: se impone una velocidad angular que se mantiene constante durante todo el movimiento. 2. La variación de la resistencia: la resistencia varía y se va adaptando en todos los puntos del movimiento, para ser igualada a la fuerza desarrollada por el músculo, con el fin de mantener constante la velocidad. [64] En algunas articulaciones la ID evalúa un músculo específico como por ejemplo el cuádriceps cuando se evalúa la extensión de rodilla, en otros casos se evalúa un grupo muscular como por ejemplo en la rotación medial de hombro. En este caso, existe tensión generada por el subescapular, deltoides anterior, pectoral mayor, redondo mayor y latissimus dorsi.



Figura 9: Evaluación isokinética de los extensores de rodilla

1.2.3.4.2 Descripción

Los ID se pueden esquematizar en tres módulos que son: el dinamómetro, los accesorios y el sistema de informática. El dinamómetro asegura la constancia de la velocidad durante el movimiento. La mayoría de los dinamómetros son hechos para permitir la realización de un movimiento articular alrededor de un eje, alineado sobre el eje de rotación. Para hacer coincidir el eje del dinamómetro con el eje del movimiento (eje de la articulación), se ha incluido un goniómetro electrónico. Junto con el dinamómetro se adjuntan ciertos accesorios que permiten optimizar la reproducción de las condiciones del test en el caso de que fuera necesario repetirlo. El sistema de informática sirve para registrar o para buscar un determinado protocolo de evaluación o tratamiento. Por otro lado, este sistema también permite corregir la acción de la gravedad. Esta corrección se realiza por adición para los músculos antigravitatorios y por sustracción para los grupos musculares que actuarían a favor de la gravedad. [64] El torque obtenido se puede expresar

de forma aislada o relacionando los grupos musculares antagonistas. [27] De ésta manera se obtienen los cocientes flexores/extensores de la cadera, rodilla, hombro o el cociente rotadores externos/rotadores internos del hombro. Esta forma de expresar los resultados nos permite detectar posible déficit de fuerza y desequilibrios musculares. Para poder comparar los datos de diversas personas o poblaciones, se deben expresar en función del peso corporal total o del peso muscular dando lugar a la llamada fuerza relativa o momento relativo. [65] Si por ejemplo el sujeto genera un torque de 125 Nm y pesa 70 kilos el torque relativo es $125/70$ o sea 1.8 Nm/kg

Dependiendo del músculo evaluado y la proporción de fibras rápidas y lentas que presente, será la forma gráfica que adquiera la curva torque velocidad. También dependiendo del músculo evaluado variará la curva torque rango de movimiento. [38] Por ejemplo, el músculo IT comúnmente genera un torque máximo entre 40° y 60° de flexión manifestando la curva una forma de campana, mientras que el cuádriceps genera el torque en un ángulo específico menor, alrededor de los 40° de flexión siendo la gráfica de la curva más triangular. La morfología de las gráficas que representan las curvas de fuerza permite detectar zonas débiles del recorrido articular, objetivar la aparición de puntos dolorosos, observar dónde aparece el momento máximo y sospechar la simulación de una lesión ya que cada grupo muscular tiene una “curva tipo” para cada modalidad de ejercicio (concéntrico y excéntrico). Por ejemplo, es común apreciar que en los últimos grados de extensión el torque máximo generado por el cuádriceps es considerablemente menor tras patologías de rodilla, sobre todo cuando persiste sinovitis articular. [66]

1.2.3.4.3 Torque: unidad de medición de la fuerza en la ID

Torque se define como la efectividad de una fuerza para producir rotación alrededor de un eje. [67] El término torque se refiere a la fuerza desarrollada para producir un determinado desplazamiento. La fórmula para el cálculo del torque es: $\text{Torque} = \text{Fuerza} \times \text{Distancia} \times \text{Seno del ángulo}$ formado por los vectores fuerza y brazo de palanca. Distancia indica la distancia perpendicular desde la zona de aplicación de la fuerza al centro de rotación o giro. La unidad de medición del torque en el sistema MKS es: Newton/metros.

Torque máximo: corresponde al momento de fuerza más alto que se desarrolla durante el movimiento. Durante la evaluación isocinética, el equipo entrega una curva de momentos de fuerza, que se construye a partir de dos parámetros: posición angular (en el eje horizontal) y torque (en el eje vertical). El punto más alto de esta curva equivale al torque máximo del músculo o grupo muscular evaluado. Existe un tiempo de aceleración en el principio del movimiento y uno de desaceleración al final del movimiento que no corresponden a un trabajo isocinético. De hecho, el principio y el final de la curva no son interpretables. [68] Al observar los valores de torque máximo, se puede apreciar que existe una relación inversa entre torque máximo y velocidad angular. De esta forma, el torque máximo de un grupo muscular evaluado, por ejemplo en forma concéntrica, disminuye en la medida que la velocidad angular aumenta. Por lo tanto, se hace necesario conocer el comportamiento del torque en distintas velocidades. Por ende, no es recomendable comparar torques máximos publicados en diferentes artículos si fueron realizados a velocidades angulares diferentes. Es importante considerar que el torque máximo expresado como un porcentaje del peso corporal cobra especial interés cuando se evalúa y compara valores de sujetos con gran variabilidad de peso corporal o de distinto somatotipo.

1.2.3.4.4 Variables a considerar en la evaluación ID

Debido al análisis realizado en los párrafos anteriores, las principales variables a tener en cuenta en dinamometría isocinética son:

a. Posición de evaluación

La ID permite modificar la posición de evaluación tanto en la posición del sujeto (fig 10) como la posición de la articulación a evaluar (fig 11). La variabilidad en la posición de evaluación modifica la curva torque- rango de movimiento ya que puede dejar en ventaja o desventaja mecánica a la musculatura a evaluar.

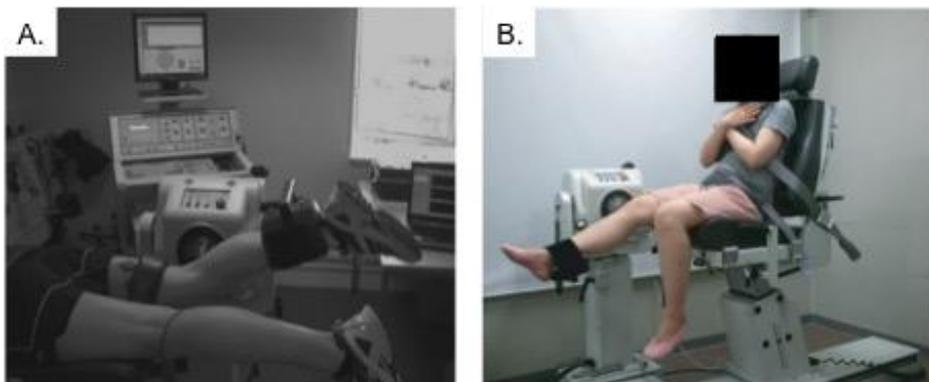


Figura 10: Variación en la posición del sujeto en la evaluación de la musculatura isquiotibial

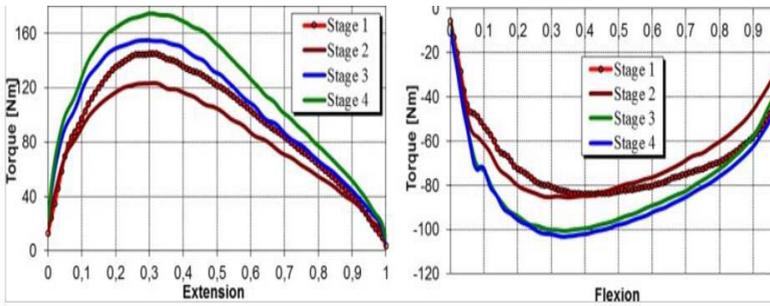
A. Prono, B. Sedente



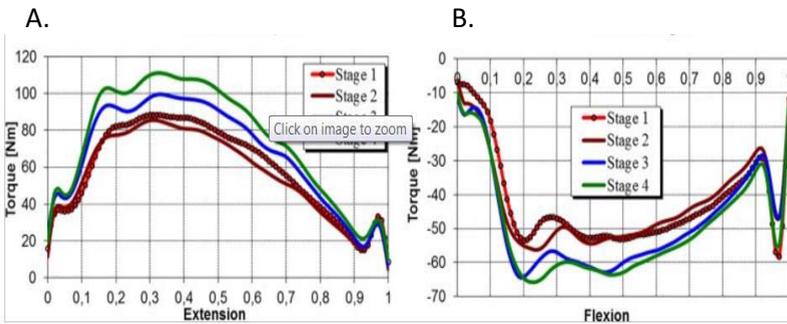
Figura 11: Variación en la posición del sujeto en la evaluación de la musculatura de rotadores de hombro
A. 90° abducción de hombro, B. 40° abducción de hombro

b. Velocidad de movimiento

La velocidad en que se programe la evaluación isocinética se expresa en grados/ seg porque está determinada por la variación en la velocidad angular por unidad de tiempo. Existen diferentes opciones para programar la velocidad. La modalidad lenta es de hasta 60°/ seg; modalidad intermedia entre 90 y 150°/ seg y la rápida sobre 180°/seg. [69] La velocidad en la evaluación de la fuerza también es relevante dependiendo si se evaluará la contracción concéntrica o excéntrica. En el caso de la concéntrica, mientras mayor es la velocidad angular, menor es el torque generado por la musculatura, lo contrario ocurre con la contracción excéntrica. Es lógico interpretar que no corresponde comparar estudios que analicen la fuerza isométrica máxima de sujetos sin considerar la velocidad angular en que se realiza la evaluación. La figura 12, torque velocidad, muestra la variación del torque máximo en la musculatura de cuádriceps e isquiotibial a 60°/seg y 180°/seg



Normalized torque-position characteristics for the involved knee at the angular velocity of 60 deg/s.



Normalized torque-position characteristics for the involved knee at the angular velocity of 180 deg/s.

Figura 12: Gráficos de torque-velocidad muestran la variación del torque máximo en la musculatura de cuádriceps e isquiotibial a 60°/seg y 180°/seg.

A: gráfica tipo en la evaluación ID de cuádriceps; **B** forma tipo para la evaluación isokinética de isquiotibiales.

c. Rango de movimiento (ROM)

Al determinar el rango de movimiento es relevante considerar si existe alguna patología asociada que exija restringir el ROM. Por ejemplo, si la intención es evaluar la musculatura de cuádriceps en un paciente con una sutura meniscal y aún queremos proteger la reparación de esa sutura, entonces sería recomendado programar el rango de movimiento

entre 0-60° de flexión. Si se selecciona un rango parcial de movimiento puede que determinemos el torque máximo que genera la musculatura en ese rango y no necesariamente el torque máximo real.

d. Tipo de contracción

El tipo de contracción también hace variar la curva torque- rango de movimiento. El torque máximo generado por un músculo o grupo muscular es mayor al realizar contracción excéntrica. [70] Es altamente recomendable que la evaluación de fuerza muscular incluya tanto la evaluación concéntrica y excéntrica de un músculo o grupo muscular determinado porque no es poco común encontrar disfunciones en la fase excéntrica y que no sea registrada, lo que es un factor de riesgo de lesiones musculares. [71]

1.2.3.5 Dinamometría electromecánica funcional

La dinamometría electromecánica funcional (EPD) es un tipo de dinamometría que controla electrónicamente el movimiento y la resistencia permitiendo variar la carga, velocidad, intensidad y distancia del rango de movimiento empleado en un programa de evaluación o rehabilitación (fig 13). Permite realizar mediciones de fuerza muscular, coordinación, estabilidad y flexibilidad. Desde el punto de vista de la fuerza muscular permite realizar evaluaciones y programas de entrenamiento analíticos ya sea isométricos,

anisométricos e isokinéticos como por ejemplo la flexión de cadera y extensión de rodilla. Además, presenta una modalidad pleocinética donde se puede modificar la velocidad o la resistencia dentro del recorrido del movimiento analítico a evaluar tanto de tronco como extremidades. El movimiento activo controlado del dinamómetro en ambos sentidos del recorrido permite el trabajo concéntrico y excéntrico con la máxima estimulación muscular. A diferencia de la dinamometría isokinética, el EPD permite además la evaluación de movimientos funcionales como el lanzamiento, semisentadillas etc. logrando un entrenamiento muscular específico, dosificado y controlado atendiendo especialmente cada uno de los parámetros evaluados. La descripción de este tipo de dinamometría se encuentra en el capítulo 8.



Figura 13: Evaluación mediante el dinamómetro electromecánico funcional de los flexores de rodilla.

1.3 Propiedades psicométricas. Definiciones y conceptos relevantes aplicados a la evaluación de la fuerza muscular

1.3.1 Introducción

La alta precisión en la entrega de resultados es una exigencia para cualquier instrumento que pretende ser utilizados tanto en clínica como en investigación en las disciplinas relacionadas con las ciencias de la salud. La fuerza muscular es una variable medida mediante una forma numérica continua y se espera que los resultados que entregan los diferentes dispositivos que evalúan fuerza muscular sean lo más preciso posible y que además al realizarse mediciones repetitivas en un corto tiempo exista poca variación entre los resultados obtenidos por cada sujeto en las diferentes mediciones. Para la medición de la fuerza muscular existen diferentes tipos de dinamómetros incluyendo dinamómetros de mano, dinamómetros de mano con resistencia externa, dinamómetros isokinéticos y dinamómetros electromecánicos. Es común que los clínicos utilicen aquellos dinamómetros que tengan menor costo, sean más portables y requieran menor curva de aprendizaje. Sin embargo, es relevante que el instrumento sea lo más confiable posible y que los resultados se asemejen a los entregados por el gold standard.

Los errores de medición hacen que el valor observado o entregado por un instrumento difiera del valor real o aquel entregado por el gold standard en la medición de la variable a estudiar, en el caso de la evaluación de la fuerza muscular corresponde a la dinamometría isokinética. Precisión se define como el límite o intervalo de confianza en el cual se encuentra el valor real. Los dos aspectos más importantes en los errores de medición son la

validez concurrente y la confiabilidad test re- test. La validez concurrente se refiere a la concordancia entre el valor observado y el valor real medido por el gold standard. Para estudiar la validez concurrente de un instrumento se requiere que los mismos individuos sean evaluados bajo las mismas condiciones y prácticamente en el mismo tiempo con el instrumento a contrastar y con el gold standard. La confiabilidad test re- test se refiere a la capacidad que tiene el instrumento de reproducir los valores observados cuando la medición se repite en el tiempo. Para estudiar la confiabilidad test-re- test se requiere que se repitan las mediciones a un determinado número de sujetos. Los errores en la medición tienen dos componentes principales: el error sistemático y el error aleatorio. El error sistemático se refiere a una tendencia en que las mediciones sean diferentes al realizar test repetitivos ya sea en sentido positivo o negativo y que no involucra el azar. Por ejemplo, en el re- test puede existir una tendencia a que los valores sean más altos que en el test previo debido al efecto de aprendizaje, o bien podría haber una tendencia a que los valores del re- test sean más bajos a causa de la fatiga. El otro componente y el más importante y difícil de controlar es el error aleatorio. El intervalo en el error aleatorio puede ser amplio debido a factores biológicos tanto del sujeto evaluado como evaluador (ej concentración, motivación etc), inconsistencias en el protocolo (ej sistema de estabilización) o variaciones mecánicas del instrumento. [2] En algunas ocasiones el evaluador puede intentar reducir el error aleatorio como controlando de buena forma el protocolo de evaluación, pero en otros casos como por ejemplo la variabilidad mecánica del instrumento o algunos factores biológicos son imposibles de controlar generando sesgos de medición. El error aleatorio disminuye a medida que aumenta el tamaño muestral ya que los errores aleatorios se tienden a cancelar. Ejemplo, en el test I algunos sujetos podrían haber estado más motivados y en el II otros. Ambos tipos de errores deben ser cuantificados por el terapeuta para relacionar los errores

descritos con las conclusiones sacadas. Los errores de medición determinan cuanto difiere el valor observado del valor real.

1.3.2 Formas de cuantificar la confiabilidad de un instrumento que evalúa fuerza muscular

El término confiabilidad se refiere a la reproductibilidad de una medición. Algunos autores hablan de la confiabilidad de un test o de un instrumento mientras que otros se refieren a la confiabilidad de los resultados que entrega este instrumento, que parece ser un término más correcto. [72] Los investigadores habitualmente cuantifican la confiabilidad de diferentes formas, pero las tres más importantes que deben ser consideradas son los cambios en la media entre los test, la correlación que existe entre los test (correlación test-retest) y la variación en la medición que experimenta cada sujeto cuando el test se repite (variación intra sujeto).

1.3.2.1 Cambios en la media

Se refiere a la diferencia significativa en el valor promedio entre el test I y el test II. El cambio se ve afectado tanto por el error aleatorio como sistemático entre los test. En el caso de las mediciones de fuerza muscular, las diferencias entre las medias pueden deberse a que el instrumento presenta serios problemas de calibración, el protocolo difiere en aspectos relevantes como el sistema de estabilización y también puede ocurrir cuando no existe aleatorización en las mediciones donde es más probable que el resultado pueda verse

influenciado por la fatiga o por el aprendizaje. Para medir los cambios en la media se utiliza la t pareada para una muestra cuando se realiza un test re- test o bien un ANOVA, si se realizan más de dos test. Si existen estos errores sistemáticos no necesariamente debe indicar que el instrumento es poco confiable, pero se debe corregir el aspecto metodológico antes de continuar con el análisis de la confiabilidad. Si se corrigen los aspectos metodológicos y persisten las diferencias significativas, entonces el instrumento es poco confiable y no se requiere continuar con el análisis. Si no existe diferencias significativas, no indica que el instrumento que sea confiable, pero se puede continuar con el análisis mediante los puntos siguientes para determinar la confiabilidad relativa y absoluta del instrumento.

1.3.2.2 Correlación test re- test

Esta correlación también se conoce como confiabilidad relativa. [5] La confiabilidad relativa se define como el grado en que los individuos mantienen su posición dentro del ranking de la muestra al realizar mediciones sucesivas. También se define como el grado de cercanía entre los valores entre el test y el re- test a medida que se analiza individuo por individuo. Este tipo de confiabilidad se mide mediante algún tipo de correlación y no se expresa en unidades de medición. Si todos los sujetos evaluados tuviesen un valor idéntico en el test y el re- test la correlación sería de 1. Mientras la correlación más se acerca a 1, mejor es la replicación. La confiabilidad relativa comúnmente se evalúa mediante el coeficiente de correlación intra o inter evaluador (ICC). La diferencia entre ambas es que

los test son evaluados por la misma persona (ICC intra evaluador) o por diferentes evaluadores (ICC inter evaluador). En algunos artículos, la correlación test re- test aparece analizada mediante el coeficiente de Pearson (r), sin embargo, es poco recomendada para este tipo de estudios ya que esta correlación determina el grado de asociación entre dos mediciones o variables. Supongamos que todos los sujetos duplican su medición en el test II. La gráfica entre el test I y test II mostraría una correlación de Pearson de 1, sin embargo, los valores de cada sujeto en el test –re- test son totalmente diferentes.

Coefficiente de correlación intra e inter clase (ICC)

Este tipo de medición sirve para medir la confiabilidad relativa de la consistencia de las mediciones que entrega un instrumento determinado respecto a una variable a estudiar cuando la población en estudio es heterogénea. [73] El ICC refleja la capacidad del test de diferenciar entre individuos y por ende la posición o ranking de cada individuo respecto a otros en el grupo. [73] Sin embargo, no proporciona información sobre la precisión de los resultados para un individuo. Mientras más se replica el ranking, el coeficiente de correlación es más alto y cercano a 1. El problema es que el ranking se pudiese mantener aun cuando existiesen diferencias importantes entre el test I y el test II, sobre todo si se evalúan sujetos por ejemplo con mucha fuerza y otros con muy poca. Por ende, el coeficiente de correlación es sensible a la heterogeneidad de los valores entre los sujetos evaluados. No es posible comparar la confiabilidad de dos instrumentos mediante el ICC si es que los sujetos evaluados no fueron los mismos. Es posible que aquel instrumento que haya mostrado un mayor ICC, esté influenciado porque la muestra fue mucho más heterogénea que aquella que fue evaluada usando el otro instrumento, lo que no significa que sea más confiable.

La principal ventaja del ICC respecto a Pearson es que el ICC es univariado en vez de bivariado, por lo que se puede utilizar cuando hay más de un re- test. Existen más de seis formas diferentes de calcular el ICC, todas dando diferentes resultados, por ende, es relevante que se mencione exactamente como se calculó el ICC en el estudio.

Independiente de la forma de cálculo al igual que Pearson, mientras más cercano a 1 indica mayor confiabilidad. Una de las formas más comunes de cálculo del ICC es según el modelo de Shrout y Fleiss [74]

$$\text{ICC} = \frac{MS_B - MS_W}{MS_B + (k-1)MS_W}$$

ICC: Coeficiente de correlación intra e inter clase

MS_B : cuadrado de las medias entre sujetos

MS_W : cuadrado de las medias dentro del sujeto

k: número de test

Cuando se trabaja con el ICC usando los programas estadísticos hay que considerar el modelo. Este puede ser de una vía aleatoria, doble vía aleatoria o doble vía mixta. En la vía aleatoria única el error aleatorio vendría sólo por parte de los sujetos o de los evaluadores, pero no de ambos, situación que es muy rara. En la doble vía randomizada tanto los sujetos como los evaluadores son seleccionados en forma aleatoria. Por ende, el error aleatorio puede venir de ambos orígenes. En la doble vía mixta sólo los sujetos son aleatorizados que es lo más común en las investigaciones. También hay que considerar el tipo de análisis a realizar. Aquí hay dos opciones, una es seleccionar consistencia donde se estudia si los datos del test re- test siguen una relación lineal estilo Pearson, independiente si los valores

son similares o no. La otra opción es el acuerdo absoluto donde se determina si los valores de cada sujeto son cercanos o no en el test-re- test. Finalmente es importante determinar si a uno le interesa analizar la medición simple, por ejemplo, si en conjunto es similar la medición entre el test y re- test, o bien si interesa la medición promedio como por ejemplo cuan consistente es la medición entre el test y re- test en cada sujeto. En estudios de confiabilidad usualmente se escoge la medición promedio.

No existe en la literatura consenso sobre los umbrales que deben existir para definir los niveles de acuerdo. Como resultado aparecen diferentes escalas e interpretaciones en la literatura que dificultan la toma de decisiones. Landis y Koch [75] sugiere la siguiente interpretación de los ICC: 0.00-0.20 nula, 0.21-0.40 pobre, 0.41-0.60 moderada, 0.61-0.80 substancial, and 0.81-1.00 casi perfecta. Por otra parte, Portney and Watkins [76] sugieren que valores sobre 0.75 indican que existe acuerdo entre las mediciones y bajo 0.75 que no existe. Mientras que Munro recomienda una escala de 0.0-0.25 que representa mínima correlación; 0.26-0.49 baja correlación; 0.50-0.69 moderada correlación; 0.70-0.89 alta correlación y 0.90-1.0 muy alta correlación. [77]

Debido a que estos métodos están muy influenciados por el rango de los valores medidos y no son capaces de detectar por si solos sesgos sistemáticos, [78] los investigadores deben ser cuidadosos en i) confiar en la confiabilidad de los resultados aun cuando el coeficiente de correlación sea superior a 0.9; ii) extrapolar los resultados de una correlación test- retest a una muestra nueva; y iii) comparar los coeficientes de correlación entre estudios diferentes. [79]

Un factor importante en los estudios de confiabilidad, sobre todo en las ciencias del deporte es conocer si el error de medición se relaciona con la magnitud de la variable medida. Si el error aleatorio aumenta a medida que aumenta la magnitud de las mediciones (ej mientras más torque genera la musculatura evaluada aumenta el error aleatorio del instrumento de medición) hablamos de heterocedasticidad. Si no hay relación entre el error y la magnitud de la variable medida hablamos de homocedasticidad.

Como la información que entrega el ICC es relativa, Bland y Altman [80] sugieren que se debe explorar además, los datos del test re- test mediante el gráfico de Bland Altman. En este se compara las diferencias de cada individuo entre los test graficadas en el eje Y con la media de las mediciones de cada individuo graficadas en el eje X. Así se puede determinar si existe homocedasticidad o si existe heterocedasticidad. Al gráfico se le insertan tres líneas horizontales. La del medio se grafica a la altura de las diferencias entre las medias del test re- test. La superior se grafica sumándole a las diferencias entre las medias el producto entre la desviación estándar de las diferencias y 1.96. La línea inferior se grafica restándole el producto entre la desviación estándar de las diferencias y 1.96 a las diferencias entre las medias. El intervalo entre la línea superior e inferior determina el intervalo de confianza del instrumento en la variable a medir. Si no hay error sistemático la gran mayoría de los puntos que representan a cada sujeto debiese caer entre la línea horizontal superior e inferior. Mientras más cercano al valor cero del eje Y se encuentren todos los puntos, existe más precisión en la medición y menor sesgo, por el contrario, poca precisión mostraría la gráfica si una importante cantidad de puntos cae cerca o más allá de las líneas superior e inferior que han sido graficadas. El uso de la gráfica de Bland Altman

es sugerido para el análisis de los resultados que involucra el ICC ya sea cuando se estudia la confiabilidad relativa de un instrumento o bien se intenta conocer su validez concurrente.

Ejemplo se quiere determinar la confiabilidad test re- test en el torque isométrico máximo de los rotadores internos usando un dinamómetro específico. La diferencia entre las medias es 2Nm y la desviación estándar de las diferencias es 3.6

Línea superior: (diferencia entre la media del test II y test I) +1.96*3.6

Línea central: diferencia entre la media del test II y test I

Línea inferior: (diferencia entre la media del test II y test I) - 1.96*3.6

Línea superior=10

Línea central=2

Línea inferior= -6

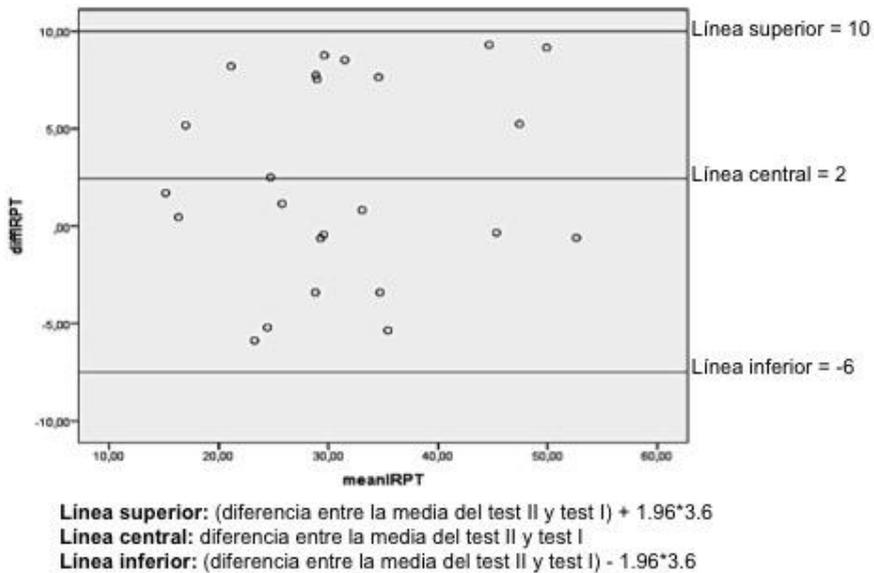


Figura 14: Gráfica de Bland Altman para el ejemplo de confiabilidad test- retest

Si a mayor fuerza de los rotadores existiese mayor diferencia entre las mediciones en los sujetos entonces hablaríamos de heterocedasticidad. El rango en que si se realizaran varias mediciones de una determinada variable cuantitativa usando un determinado instrumento de medición a un sujeto en que el 95% de estas se encontrase dentro de este intervalo, sería entre -6 y 10 Nm o a veces se expresa: 2 ± 8

1.3.3 Variación intra sujeto

La variación intra sujeto también se conoce como confiabilidad absoluta. [5] La confiabilidad absoluta es el grado en que las mediciones repetitivas varía en los individuos evaluados. Esta confiabilidad se puede expresar ya sea en la unidad actual de medición (ej si se evalúa fuerza se expresa en kilos, newtons o newtons*metro) pero también se puede expresar en forma porcentual. La confiabilidad absoluta puede ser medida de diferentes formas incluyendo el error estándar de medición (SEM), el coeficiente de variación, límite de acuerdo (LOA) y el cambio mínimo relevante (MDC). Estos estadísticos de prueba son más adecuados para comparar la confiabilidad estudiada con diferentes instrumentos de

medición y en diferentes muestras con diferentes protocolos. La confiabilidad absoluta ayuda a predecir la magnitud de un cambio para ser considerado como real o significativo.

Para los clínicos, entrenadores, terapeutas físicos que estudian el desempeño tras un programa de rehabilitación o entrenamiento, o bien, la disfunción que se produjo antes y después de una determinada patología, la medición más importante de confiabilidad es la variación intra sujeto. Una buena forma de entenderlo es como la variación aleatoria que se produce en una medición al ser medido muchas veces. Mientras más baja sea la variación intra sujeto, mejor es la confiabilidad de resultados que entrega un determinado instrumento de medición. La variación intra sujeto también se conoce como el error standard de medición. Por ejemplo, uno podría evaluar varias veces la fuerza muscular mediante un dinamómetro de los extensores de rodilla en un sujeto y obtener 245N, una semana después 248N y la siguiente semana 246N. La razón que el resultado no es siempre es el mismo puede ser de diferentes orígenes. Podría ser de índole mental por parte del sujeto evaluado como por ejemplo estar más motivado, que haya variaciones ambientales como la temperatura. La causa también podría estar relacionada con el instrumento, por ejemplo, no estaba bien calibrado, o bien por error involuntario del evaluador, por ejemplo, no estabilizó tan bien el segmento a evaluar. Por ende, la confiabilidad de los resultados que entrega un instrumento de medición está influenciada por aspectos propios del instrumento, pero también externos a él. Así, se habla de confiabilidad de resultados que entrega el instrumento más que confiabilidad del instrumento. Para determinar de forma correcta la confiabilidad de resultados es mandatorio que se utilice siempre el mismo instrumento, usando el mismo protocolo de evaluación, por el mismo evaluador y en las condiciones externas lo más similares posibles. Para determinar la confiabilidad dentro de un sujeto se

pueden evaluar varios participantes dos veces, pero también se pueden evaluar menos participantes, pero más de dos veces. El error típico o standard de medición dependerá tanto de los sujetos evaluados como del número de evaluaciones que se le realiza a cada sujeto.

Participante	Evaluación 1	Evaluación 2
1	75	79
2	80	85
3	78	77
4	86	84

Nunca se espera que el resultado de la medición sea exactamente igual en todos los sujetos. También es altamente improbable incluso que la media entre las mediciones sea la misma. Por ejemplo, la media de la primera medición según la tabla es 79.7 y 81.2 en la segunda medición. Como se puede apreciar existe una diferencia entre las medias de 1.5. Se debe determinar en este caso usando la t pareada si existen diferencias significativas entre ambas mediciones. Podría ocurrir que la segunda medición es significativamente mayor que la primera porque los participantes comprendieron como era la prueba y la hicieron mejor, podría ser significativamente menor que la primera porque el protocolo no era el adecuado y los sujetos se fatigaron más en la segunda medición, o bien porque el instrumento simplemente no es confiable en sus mediciones. Por eso es relevante que antes de iniciar cualquier estudio, los aspectos metodológicos sean adecuados. Siendo adecuada la metodología si las diferencias entre las medias son significativas, no creo sea relevante continuar con el cálculo de la confiabilidad intra sujeto. Si no son significativas entonces son comparables y lo que se debe determinar primero es la desviación estándar de las diferencias. Para esto por ejemplo se determina las diferencias entre las evaluaciones 1 y 2 de cada sujeto y se resta la diferencia entre las medias. Por ejemplo, $((79-75)-1.5)^2 + ((85-$

80)-1.5)² y así sucesivamente hasta sacar la varianza de las diferencias y al sacar la raíz de la varianza se obtiene la desviación estándar de las diferencias. Para obtener el valor del error estándar de medición simplemente se divide la desviación standard de la diferencia por $\sqrt{2}$. [79] Ahora, en muchas mediciones es esperable que mientras más grandes sean los valores, mayor debiese ser el error estándar de medición. Así, por ejemplo, si se evalúa la fuerza de los extensores de rodilla que generan alrededor de 700N de tensión, el SEM obtenido sea mayor que el de los flexores de codo, que debiesen generar fuerza mucho menor. Debido a esto es recomendado que el SEM se analice en porcentajes del valor real de la medición para que sean comparables. Por ejemplo, si al medir la fuerza de los extensores de rodilla se obtiene una media entre todos los sujetos de 700N y al calcular el SEM obtenemos un valor de 150N (nótese que la unidad de medida del SEM corresponde a la unidad de medida de la variable que se está estudiando), entonces el SEM expresado en valores relativos es $150N \cdot 100/700$, por ende, el SEM sería de 21% y lo podría comparar con la evaluación de la fuerza de otros grupos musculares.

Otros autores [5,81] sugieren que el cálculo del SEM sea:

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

SEM: error estándar de medición

SD: desviación estándar de las diferencias

ICC: coeficiente de correlación intra clase

El problema de esta fórmula de cálculo del SEM es que sigue siendo sensible a la heterogeneidad de la muestra

Otra medición relevante que está relacionada con el SEM es el límite de acuerdo (LOA). Los mentores de este método fueron los autores Bland y Altman (4). En esta, se establece el rango en que si se realizaran varias mediciones de una determinada variable cuantitativa usando un determinado instrumento de medición a un sujeto, el valor medido caería el 95% de las veces dentro de este intervalo. La relación entre el SEM y el LOA es lineal y se puede calcular de la siguiente forma siendo L el límite de acuerdo y s el error estándar de medición.

$$L = \pm t \cdot s \cdot \sqrt{2}$$

L: límite de acuerdo

t: t de student

s: error estándar de medición

El valor de la t de student (t) es el valor que corresponde a la probabilidad de 0.975 con el número de sujetos evaluados -1 (v).

Así por ejemplo si se evalúan 5 participantes en una variable cuantitativa X con un instrumento Y, el valor de v es 4 y el valor de t es 2.8.

Si tenemos un $s=3$ entonces el cálculo del LOA es

$2.8 \cdot (3 \cdot \sqrt{2})$, lo que corresponde a 11.8.

Eso significa que si se evalúa a un sujeto p en la variable X y el instrumento Y y el resultado de su medición es 7, entonces su valor real podría estar entre $7+11.8$ y $7-11.8$; o sea entre -4.8 y 18.8

Cuando el número de participantes es alto, el valor de t es cercano a 1.96, por ende $L = 1.96 * s * \sqrt{2}$, lo que determina que el valor de L es aproximadamente 3 veces el valor del SEM. El LOA se expresa siempre en la misma unidad que el SEM y que la variable medida.

Al igual que el SEM, el LOA también se puede interpretar en porcentaje. Así por ejemplo si se evalúa la fuerza isométrica máxima de los extensores de rodilla a 50 sujetos con un dinamómetro isokinético X y la media de evaluación es 650Nm y el SEM es 65 Nm entonces

El valor del SEM expresado en porcentaje SEM (%) es $(65 * 100) / 650$

SEM (%) = 10%

El LOA expresado en porcentaje LOA (%) se calcula:

$\text{LOA (\%)} = T_{0.975, n-1} * \text{SEM (\%)} * \sqrt{2}$ $\text{LOA (\%)} = 1.96 * 10 * \sqrt{2}$ $\text{LOA (\%)} = 27.6\%$

Por lo tanto si un sujeto determinado se evalúa la fuerza isométrica de cuádriceps usando ese dinamómetro isokinético X y el torque evaluado es de 700Nm; entonces el valor real de torque de los extensores de rodilla está entre $700\text{Nm} \pm 22.6\%$ o sea; entre $700\text{Nm} \pm 210 \text{ Nm}$.

El LOA por ende está entre 490Nm y 910 Nm. Mientras más estrecho sea el intervalo del LOA mayor precisión en los resultados mostraría el instrumento evaluado.

Si este sujeto decide ingresar a un programa de entrenamiento con el objetivo de fortalecer los extensores de rodilla por 3 meses y quiere ver si el entrenamiento produce un

incremento significativo del torque evaluado, la segunda evaluación utilizando el mismo dinamómetro isokinético X debiese arrojar un valor superior a 910Nm. Si no es así, aunque haya mejorado su torque, estaría dentro del error aleatorio del dispositivo y no se le podría atribuir la mejoría al programa de entrenamiento.

Como se puede apreciar el intervalo del LOA es bastante amplio (3 veces el SEM aprox), lo que hace que aunque el valor del SEM sea pequeño, igual el intervalo puede ser excesivamente amplio. Esto adquiere especial relevancia cuando se analiza el concepto de significancia clínica. La significancia clínica se refiere al mínimo incremento o disminución del valor que sea clínicamente significativo. Esta significancia clínica puede ser, dependiendo de la variable que se analiza, superior igual o inferior a la significancia estadística determinada por el SEM.

En el caso de la evaluación de la fuerza, diversos autores como Prentice sostienen que la significancia clínica es alrededor de 10%. De hecho, se sugiere que las diferencias entre la extremidad afectada y la sana no supere el 10% para reintegrarse a la actividad deportiva, y que la relación entre los agonistas y antagonistas en un determinado movimiento no se altere en más del 10%

Volviendo al ejemplo anterior, para que el LOA del dinamómetro isokinético X analizado sea capaz de detectar la significancia clínica debiese ser de 10% en vez de los 22.6% que aparece en el ejemplo. En este caso la significancia estadística es mayor que la clínica. Para que fuese igual el SEM del instrumento y de cualquier instrumento que mida fuerza muscular debiese ser menor al 4% lo que es muy exigente y difícil de alcanzar considerando los diferentes factores que inciden en la confiabilidad del instrumento como

el sistema de estabilización del instrumento, la motivación del sujeto evaluado, las condiciones en que se realiza la evaluación etc.

$$\begin{aligned} \text{LOA (\%)} &= T_{0.975; n-1} * \text{SEM(\%)} * \sqrt{2} \\ \text{LOA (\%)} &= 1.96 * 4 * \sqrt{2} \\ \text{LOA (\%)} &= 11\% \end{aligned}$$

Otro estadístico de prueba que es aún más exigente en el estudio de la confiabilidad de resultados es el cambio mínimo detectable (MDC). Al igual que es SEM y LOA puede expresarse tanto en términos absolutos como en porcentaje y sirve para analizar test- re test y no una medición única.

El cálculo del MDC es similar al del LOA pero incorpora las diferencias entre las mediciones. Así por ejemplo si se evalúa la fuerza isométrica máxima de los extensores de rodilla a 50 sujetos con un dinamómetro isokinético X y la media de evaluación en el test es 650Nm, la media de evaluación en el test II es de 655N y el SEM es 65 Nm entonces

El MDC según Hopkins [79] corresponde a las diferencias de las mediciones entre el test I y el test II +- LOA

Entonces:

$$\begin{aligned} \text{MDC} &= (655\text{Nm} - 650\text{Nm}) \pm t_{0.975; n-1} * \text{SEM} * \sqrt{2} \\ \text{MDC} &= 5\text{Nm} \pm 1.96 * 65\text{Nm} * \sqrt{2} \\ \text{MDC} &= 180 \text{ Nm} \end{aligned}$$

Si se expresa en porcentaje MDC (%) debemos determinar la diferencia test re- test en porcentaje y el SEM también en porcentaje. Al igual que en el LOA mientras mayor sea el intervalo en el MDC menor precisión del instrumento estudiado.

Así la diferencia entre las evaluaciones expresada en porcentaje es $((655+650)/2)/100$

La diferencia expresada en porcentaje sería de 6.5%

El SEM (%) es $(65*100)/650 = 10\%$

$LOA (\%) = \pm t_{0.975; n-1} * SEM * \sqrt{2}$

$LOA (\%) = \pm 22.6\%$

$MDC (\%) = 6.5\% \pm 22.6\%$

MDC (%) corresponde al intervalo entre -16.1% y 29.1%

Es importante destacar que el intervalo de confianza determinado por Bland Altman [78] incorpora la diferencia entre las medias de los test a diferencia del LOA calculado por Hopkins [79] que no lo incorpora. Hopkins lo incorpora en el MDC. Es importante fijarse como realizan el cálculo los diferentes autores para que al comparar los estudios no se caiga en error.

1.3.4 Cálculo tamaño muestral

Muchos clínicos están interesados en evaluar cuanto a mejorado la fuerza muscular tras un programa de rehabilitación determinado tras una patología o bien cuanto ha mejorado tras meses de entrenamiento. Para esto utilizan un pre test, el programa de entrenamiento o rehabilitación y un post test. El objetivo es determinar la diferencia en la media entre los test.

Para estudios de test re- test el límite de confianza se calcula según Hopkins: [79]

$$d = \pm t_{0,975,n-1} \cdot s \cdot \sqrt{2/\sqrt{n}}$$

d: significancia clínica

t: prueba t

n: tamaño muestral

s: error estándar de medición

Reorganizando:

$$n = 2(t \cdot s/d)^2 = 8s^2/d^2$$

n: tamaño muestral

t: prueba t

s: error estándar de medición

d: significancia clínica

El tamaño muestral es proporcional al cuadrado del SEM. Si el SEM es igual a la significancia clínica (d) se requiere una muestra de 8 sujetos aprox.

Si se quiere por ejemplo estudiar la confiabilidad de un nuevo dinamómetro electromecánico funcional para evaluar los rotadores de hombro y otros autores han encontrado que los dispositivos electromecánicos funcionales que existen tienen un SEM de un 20% al evaluar los rotadores y se considera un 10% de incremento o disminución de la fuerza muscular como clínicamente relevante entonces el tamaño muestral que se requiere para el estudio es N= 32 sujetos.

1.4 Factores a considerar en la evaluación de la fuerza máxima

Al realizar evaluaciones de fuerza muscular máxima o peak es relevante considerar los factores que inciden en la obtención de la fuerza máxima y considerar algunos aspectos relevantes al protocolo de evaluación deseado.

1.4.1 Principales factores que inciden en la obtención de la fuerza máxima.

1.4.1.1 Resistencia externa

La resistencia externa está determinada por la resistencia que aplica el evaluador o el dinamómetro para evaluar la fuerza muscular. [82] En caso que la musculatura a evaluar genere un torque muy alto como por ejemplo los extensores de rodilla y venzan la resistencia externa aplicada por el evaluador, entonces será imposible obtener el torque máximo de la musculatura evaluada. El tema de la resistencia máxima es controlada por la ID y por la dinamometría electromecánica funcional, ya que como se ha mencionado no es dependiente de la fuerza del evaluador. En el caso del HHD la resistencia externa está determinada por la fuerza del evaluador, salvo que se aplique un sistema de resistencia externa como ocurre en los RED. [83]

1.4.1.2 Sistema de Estabilización

El sistema de estabilización está relacionado a la fijación externa aplicada para permitir que el movimiento sea lo más analítico posible y no existan compensaciones. Es esencial para medir la fuerza real (fig 15). Por ejemplo, al evaluar la articulación del hombro se sugiere estabilizar la cintura pélvica, tronco y traslación anterior de la cabeza humeral. Déficit de los estabilizadores proximales repercuten en la fuerza evaluada a distal. Una incorrecta estabilización también puede afectar la relación longitud tensión de la musculatura a evaluar. Por ejemplo, una escasa estabilización pélvica puede llevar a anteversión de la pelvis y acortamiento del recto anterior de cuádriceps afectando su torque máximo real. A diferencia de la ID, los HHD no presentan sistema de estabilización por lo que debe ser creado externamente.

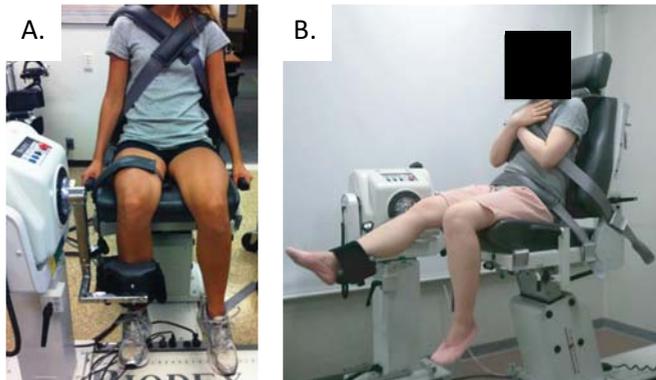


Figura 15: Sistema de estabilización; A: Evaluación dinamometría isokinética (ID) de extensores de rodilla con sistema de estabilización; B: Evaluación ID de extensores de rodilla sin correcto sistema de estabilización

1.4.1.3 Posición del sujeto

Existen diversas formas de posicionar al sujeto en las diferentes articulaciones a evaluar. Por ejemplo, artículos presentan evaluaciones de hombro en sedente y supino con ángulos bajos y altos de elevación glenohumeral. [84] Se espera que la evaluación en supino pueda fijar de mejor forma la escápula lo que debiese aumentar la confiabilidad y el torque evaluado. El plano escapular permite la óptima curva longitud tensión del manguito rotador por lo que teóricamente debiese ser la posición de evaluación en que mayores torques se registran al evaluar los rotadores. [85] Sin embargo, como no se evalúa analíticamente el manguito rotador, y por ejemplo, en la rotación externa también se incorpora al deltoides posterior entonces esta situación no es tan clara. Al seleccionar la posición del sujeto hay que asegurarse que esta no genere tensión en estructuras que no se puedan tensar. Nuevamente el plano escapular sería la posición de elección post cirugías de manguito rotador e inestabilidad de hombro. Otro factor que es importante considerar en el

posicionamiento es el aislamiento de la musculatura a evaluar. Por ejemplo, al evaluar el glúteo mayor con flexión de rodilla, se deja en desventaja mecánica al isquiotibial, pero como se deja en desventaja mecánica al sinergista el torque evaluado en esta posición debiese ser menor que con extensión de rodilla y por ende las fuerzas evaluadas en ambas posiciones no pueden ser comparables.

1.4.2 Consideraciones generales en la elaboración de un protocolo de evaluación de fuerza muscular

Ciertos aspectos en la evaluación de la fuerza muscular son generales tanto para las mediciones isométricas, anisométricas, isokinéticas y pliocrinéticas. Dentro de estas destacan:

1.4.2.1 Planificación

Antes de realizar las evaluaciones se debe determinar si se quiere registrar la fuerza peak o la fuerza peak promedio; si la fuerza será registrada como fuerza propiamente tal o como torque, en este caso debemos considerar determinar el brazo de palanca de la carga externa si se evalúa con HHD o con EPD; homogenizar dentro de lo posible las condiciones ambientales, nutricionales y de hidratación de los sujetos a evaluar para evitar confundentes y determinar las características del protocolo a utilizar entre otras. [65]

1.4.2.2 Seguridad

Asegurarse del buen funcionamiento del dinamómetro a utilizar, y factores que puedan favorecer lesiones de terceros. [86]

1.4.2.3 Calentamiento previo

Pese a no existir evidencia contundente se recomienda calentamiento general (ej cicloergómetro de manos o pies según musculatura a evaluar) y específico (stretching) para aumentar la temperatura muscular y evitar lesiones [86]

1.4.2.4 Familiarización con el instrumento de medición y el protocolo

Novatos en los instrumentos de medición mejoran el desempeño en las pruebas de fuerza si están familiarizados con el protocolo e instrumento. Para esto se recomienda que las instrucciones sean claras y que existan pruebas submaximales no registradas previo a la evaluación definitiva que deben estar claramente establecidas dentro del protocolo [87]

1.4.2.5 Sujetos

Los sujetos seleccionados deben representar a la población de estudio. Deben presentar un nivel cognitivo acorde para comprender la evaluación. Se debe entregar la información del número de sujetos, genero, rango de edad, algunos aspectos relevantes antropométricos como peso y talla

1.4.2.6 Feedback

Proporcionar un estímulo verbal o visual puede ayudar a mejorar el rendimiento del sujeto al realizar pruebas de fuerza muscular. Se recomienda por ende que dentro del protocolo de evaluación se consigne el uso de feedback o no. Sobre todo si se compararán diferentes tipos de dinamómetros o diferentes protocolos de evaluación [88]

1.4.3 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isométrica

La contracción se califica como isométrica o estática cuando la longitud de las fibras musculares se mantiene constante, sin embargo, en estricto rigor existen pequeño acortamiento de las fibras musculares y estiramiento del componente elástico. [89] La evaluación isométrica de la fuerza muscular es capaz de ser realizada mediante el HHD,

RED, ID y EPD. Las principales ventajas de este tipo de evaluación es que usando los equipos de HHD y RED, permite evaluación en corto periodo de tiempo, fácil de realizar y es de bajo costo. [90] Las principales desventajas es que entrega información respecto de la fuerza máxima que ejerce un músculo o grupo muscular sólo en la posición articular que se está evaluando. [54] Otra crítica a este tipo de evaluaciones es que la gran mayoría de las actividades que realiza el ser humano son funcionales y no es considerada como un buen predictor del desempeño dinámico del individuo evaluado. [91] Existen diferentes factores que se debe tener en cuenta en la realización de evaluaciones de fuerza isométrica máxima aunque la evidencia no siempre es concluyente.

1.4.3.1 Posición articular

Debido a que tanto la longitud de las sarcómeras como el brazo de palanca varían según la posición articular, no existe una buena correlación entre la fuerza isométrica máxima medida en una y otra posición. [92] Por ende con la evaluación isométrica se obtiene el valor de la máxima fuerza que es capaz de soportar un determinado grupo muscular en la posición específica de evaluación y no indica que sea necesariamente la fuerza isométrica máxima real. [70] Es relevante que se describa claramente dentro del protocolo tanto la posición del sujeto como la posición articular en que se realiza la evaluación. Ejemplo, se evaluará la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro con el sujeto en posición supina en 90° de abducción glenohumeral, 90° de flexión de codo y antebrazo en posición neutra. Cada músculo o grupos musculares tienen un rango en que la

fuerza isométrica es máxima, donde se favorecen los factores antes mencionados, pero no siempre ha sido conocida. Por ejemplo, la fuerza isométrica máxima generada por el cuádriceps es cercana a los 60° de flexión de rodilla. [93] Muchas veces se considera relevante evaluar la fuerza muscular tras alguna patología específica. La posición articular seleccionada por el terapeuta debe ser aquella que genere la menor sobrecarga del tejido comprometido. Por ejemplo, al evaluar la fuerza muscular de los rotadores de hombro en un sujeto que fue sometido a una cirugía por rotura del manguito rotador, la posición sugerida es entre 30° y 50° de elevación de hombro para que la tensión de esta estructura sea la menor posible y nuestra evaluación no genere daño.

1.4.3.2 Duración de la contracción isométrica

Sale [94] sugiere que la contracción isométrica debe ser mantenida por 5 segundos, ya que es el tiempo suficiente en que se permite alcanzar la fuerza máxima. Sobre este tiempo, no aumenta más la fuerza peak. Caldwell [95] postula que existe al menos un segundo de transición entre que comienza la contracción y se alcanza el peak. Contracciones isométricas mantenidas por poco tiempo impide que se puedan reclutar todas las fibras, sobre todo las fibras rápidas que son las que se activan en forma más tardía. [96] Este error en el protocolo puede subestimar el valor de la fuerza isométrica máxima. Por otro lado, si el tiempo de mantención es muy largo puede favorecer la fatiga muscular incidiendo en las evaluaciones musculares siguientes del protocolo. Además, en caso de definir evaluar la

fuerza promedio en vez de la fuerza peak, probablemente los últimos registros serán de menor cuantía subestimando el valor real de la fuerza muscular.

1.4.3.3 Tiempo de reposo

No existe consenso entre los autores. Sale [94] recomienda un minuto entre las repeticiones. Caldwell [95] 2 minutos. Es importante tener en consideraciones que si la fuerza peak va disminuyendo con las repeticiones el tiempo de reposo puede ser un confundente.

1.4.3.4 Número de repeticiones

Existe acuerdo que el protocolo de evaluación debe considerar al menos 2 repeticiones submaximales con el objetivo que el sujeto evaluado se familiarice con el dinamómetro y con la prueba específica. Diferentes autores como Edward [97] y Zeh [98] recomiendan 3 repeticiones maximales. Si se realizan más repeticiones, no aumenta la fuerza peak en estas y lo que sí puede producir es, que en caso que la fuerza promedio es considerada como outcome, la pueda subvalorar actuando como un confundente. [99]

1.4.3.5 Fuerza peak y fuerza promedio

Ambas formas de evaluación de fuerza muscular son consideradas y deben quedar claramente establecidas en el protocolo. Al evaluar la fuerza peak se registra el valor máximo de todos los registros. La forma de evaluar la fuerza promedio puede variar. Algunos autores utilizan el promedio de la fuerza peak de cada repetición mientras que otros utilizan el promedio de todos los registros de fuerza. La fuerza promedio puede ser subestimada en caso que el número de repeticiones sea muy alto, o bien los tiempos de reposo sean muy cortos ya que pueden favorecer la fatiga muscular. [24]

1.4.3.6 Resistencia externa

Los HHD son los instrumentos más comúnmente utilizados para registrar la fuerza isométrica tienen el inconveniente que la resistencia externa que se aplica a la fuerza generada por el músculo o grupo muscular evaluado depende de la fuerza del evaluador. [100] Por ende, es probable que este factor confundente adquiera más relevancia al evaluar grupos musculares que generen mayor torque como los extensores de rodilla y flexores plantares de tobillo o bien cuando el evaluador no es un sujeto capaz de generar gran resistencia. Para contrarrestar esta limitación relevante aparece los RED donde la carga externa se puede aplicar de diferentes formas como un sistema de poleas con grandes cargas, apoyo del dinamómetro a un muro etc.

1.4.3.7 Estabilización

Los HHD no presentan sistemas propios de estabilización [49] por lo que un sistema externo es relevante para la fiabilidad del protocolo de evaluación, la ID presenta sistemas de estabilización, pero en algunas articulaciones no permiten una fijación adecuada. [101]

1.4.4 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de la fuerza máxima anisométrica

La contracción anisométrica es comúnmente conocida como contracción isotónica que significa igual tensión. Este término en estricto rigor es erróneo debido a que la fuerza que se requiere para levantar un objeto varía a lo largo del rango de movimiento. Algunos autores lo clasifican como isoinerciales [92,102], sin embargo, el término isotónico para representar tanto a las contracciones concéntricas como excéntricas está tan integrado el lenguaje de la fisiología del ejercicio, es que aún se acepta su uso

La evaluación de la fuerza máxima concéntrica se ha realizado durante muchos años mediante máquinas que incorporan pesos ajustables en pilares o con el uso de pesos libres. El máximo peso que un músculo o grupo muscular es capaz de levantar en todo el recorrido del movimiento evaluado se denomina una repetición máxima (1RM). Otra forma comúnmente utilizada es el 10RM, que se refiere al máximo peso que el músculo o grupo muscular es capaz de levantar 10 veces en rango completo, sin embargo, el 10 RM puede

estar influenciado por la fatiga y no representar la fuerza máxima. Este tipo de evaluación de fuerza también es simple de realizar y relativamente barata [103]. Los detractores del método sostienen que el RM está limitado por el punto en el rango de movimiento donde la fuerza que es capaz de vencer el músculo es menor. [104] El RM además entrega información sobre la contracción concéntrica pero no excéntrica y tampoco es una evaluación funcional. Otro inconveniente es que se pueden realizar varios intentos con pesos sucesivos hasta ser capaz de determinar el RM, por lo que el valor de este puede estar minimizado por la fatiga muscular. El protocolo de cómo ir modificando las cargas y los tiempos de reposo son poco claros en la literatura. La contracción concéntrica y excéntrica comúnmente se realiza mediante dispositivos isokinéticos cuyas consideraciones están analizadas en el siguiente punto.

1.4.5 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isokinética

1.4.5.1 Posición del sujeto

La posición del sujeto debe estar definida previo al inicio del protocolo tanto si la evaluación es estática. Se debe determinar si el sujeto estará posicionado en supino, prono, sedente o bípedo y el ángulo donde esté posicionada la articulación a evaluar tanto al inicio como final del movimiento.

1.4.5.2 Rango de movimiento (ROM)

Describe el desplazamiento angular permitido del brazo de carga. El evaluador determina el rango inicial y final. Como se ha mencionado la fuerza máxima que es capaz de generar un músculo depende tanto de la fuerza rotatoria que genera el músculo o grupo muscular como del brazo de palanca de estos en cada ángulo del rango evaluado. [105] Para evaluar la fuerza máxima es necesario que el ángulo donde se genera el máximo torque esté incluido dentro del rango seleccionado. Si no es así, no se evaluará la fuerza máxima del músculo sino la fuerza máxima dentro del rango de movimiento seleccionado. [106] Si se quiere determinar cuál es el grado articular donde se genera el torque peak, se sugiere que el evaluador considere el ROM lo más amplio posible. Por otro lado, si el interés es evaluar la atrofia muscular secundaria a una lesión, también se requiere que el ROM sea amplio. Finalmente, cuando se evalúa la fuerza muscular en sujetos con patologías en fase aguda, es común que existan rangos de movimiento en los cuales la fuerza muscular no se puede evaluar para evitar tensión de tejidos en fase de reparación. Esto debe ser considerado al momento de determinar el ROM en el protocolo de evaluación. [66]

1.4.5.3 Velocidad del test

La velocidad del test se determina en grados por segundos ($^{\circ}/s$). La velocidad angular puede ser lenta ($30^{\circ}/s$ o $60^{\circ}/seg$), intermedia o rápida ($240^{\circ}/s$ y $300^{\circ}/s$). [68] La dificultad que impone la alta velocidad de contracción es que no permite el reclutamiento de todas las

unidades motoras por lo que es imposible alcanzar la fuerza peak. [107] La velocidad en la evaluación de la fuerza es determinante para las evaluaciones concéntricas y excéntricas. En el caso de la concéntrica, mientras mayor es la velocidad angular, menor es el torque generado por la musculatura, lo contrario ocurre con la contracción excéntrica. [108] No corresponde comparar estudios que analicen la fuerza isométrica máxima de sujetos sin considerar la velocidad angular en que se realiza la evaluación

1.4.5.4 Tiempo de reposo

La influencia del tiempo de reposo está descrita en la sección 1.4.3.3

1.4.5.5 Número de repeticiones

Al igual que en la evaluación de la fuerza isométrica máxima, el número de repeticiones puede afectar el peak promedio pero no el peak máximo. La recomendación del número de repeticiones está descrita en la sección 1.4.3.4

1.4.5.6 Torque peak y torque promedio

La ID es capaz de entregar información tanto del torque peak como el torque promedio. El torque peak se obtiene considerando solamente el torque más alto registrado por el ID. El

torque peak se ve afectado por la velocidad angular en que se realiza la evaluación. El peak promedio con la ID se obtiene sumando el torque registrado en todos los puntos dividido por el número de puntos. [109] Si el número de series o repeticiones es muy alto, influirá en el valor obtenido del torque peak promedio, no así del torque máximo. Esto debido a que frente a la presencia de fatiga los registros del torque debiesen disminuir al aparecer la fatiga muscular, generando mayor diferencia entre el registro del torque peak y torque promedio. El escaso tiempo de reposo entre las repeticiones también afectará negativamente el registro del torque promedio respecto al torque peak. Existe controversia entre los autores que tipo de torque es más relevante para medir la fuerza. Previo a la elaboración del protocolo debe quedar claro que tipo de torque será analizado porque el valor de ambos es diferente. No corresponde comparar el torque peak que entrega un determinado autor en algún estudio con el peak promedio que entrega otro.

1.4.5.7 Estabilización

Los ID tienen sus propios sistemas de estabilización. Sin embargo, algunas articulaciones como el hombro, tobillo y cadera en posición prona son más difíciles de estabilizar lo que afecta el registro del torque real. La efectividad del sistema de estabilización afectará el torque máximo obtenido.

1.5 Estudios relacionados con propiedades psicométricas de un instrumento. En que fijarse desde el punto de vista metodológico

La calidad metodológica de las publicaciones relacionadas con la confiabilidad de resultados es determinante para poder tomar decisiones sobre las conclusiones que entrega el artículo evaluado. La baja calidad metodológica habitualmente tiende a sobrevalorar los resultados del instrumento evaluado y por ende deben ser sigilosamente analizados.

1.5.1 Principales consideraciones en los estudios de confiabilidad relativa

Terwee [110] sugiere un checklist denominado COSMIN checklist para evaluar la calidad metodológica de los estudios de confiabilidad relativa, absoluta y validez concurrente. COSMIN es la abreviación en inglés de Consensus Standards for the selection of health measurements. El checklist contiene varios ítems que deben recibir una puntuación que puede ser excelente, buena, regular y pobre. El box B del COSMIN checklist se utiliza para evaluar los estudios de confiabilidad absoluta (tabla 2) y el G para evaluar los estudios de validez concurrente (tabla 3)

1.5.2 Principales consideraciones en los estudios de confiabilidad relativa

Terwee [110] sugiere un checklist denominado COSMIN checklist para evaluar la calidad metodológica de los estudios de confiabilidad relativa, absoluta y validez concurrente. COSMIN es la abreviación en inglés de Consensus Standards for the selection of health measurements. El checklist contiene varios ítems que deben recibir una puntuación que puede ser excelente, buena, regular y pobre. El box B del COSMIN checklist se utiliza para evaluar los estudios de confiabilidad absoluta (tabla 2) y el G para evaluar los estudios de validez concurrente (tabla 3)

El ítem que presente el menor puntaje determina la calidad del estudio en cuestión. Así por ejemplo si un estudio determinado tiene un puntaje de pobre sólo en el ítem tamaño muestral, entonces el artículo es considerado metodológicamente pobre.

1.5.2.1 Determinar el tamaño muestral apropiado

Desde el punto de vista de la evaluación, el error de medición debiese ser inferior al cambio mínimo clínicamente relevante (MDC). El error de medición como se ha mencionado está determinado por la amplitud del intervalo que nos entrega el instrumento. El primer criterio relevante es conocer si el autor considera para determinar su tamaño muestral el límite de confianza que presentan estudios previos similares al que el autor está realizando y el MDC que se considera según la variable a estudiar. Terwee considera como apropiado para que esto ocurra un tamaño muestral de al menos 50 sujetos evaluados, mientras que Hopkins

sugiere utilizar la fórmula $n = 8s^2/d^2$ donde s es el SEM y d el límite de confianza que ya fue analizada en el capítulo de las propiedades psicométricas.

1.5.2.2 Definir como se analizará la confiabilidad absoluta y mostrar la fórmula de cálculo

Si se analiza es la confiabilidad absoluta debe reportarse el SEM, LOA y (o) MDC. Se pueden reportar en términos absolutos o relativos expresados en porcentaje. Debe estar determinada la fórmula de su cálculo y su definición. Por ejemplo, el SEM puede ser calculado mediante las siguientes fórmulas y no necesariamente el resultado será el mismo

SEM= desviación estándar de las diferencias entre los test/ $\sqrt{2}$ o

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

1.5.2.3 Deserciones e intención de tratar

El investigador debe considerar en la muestra la posibilidad que haya deserciones. A aquellos sujetos que desertaron se les debe indagar sobre las causas y tratar de determinar si esto influye en los resultados. Por ejemplo, en un estudio de fuerza pudiesen desertar en el re- test aquellos sujetos que presentan los menores valores de fuerza, si existe heterocedasticidad y los sujetos del re- test tienen más fuerza que los del test debido a las deserciones, entonces la confiabilidad del re- test podría verse afectada.

1.5.2.4 Independencia en las evaluaciones

Si las evaluaciones se realizan por el mismo evaluador se recomienda que exista al menos una diferencia de siete días entre el test y el re- test. Muchas publicaciones mencionan que el re- test se realiza incluso unos segundos después de la primera lo que le quita cualquier independencia ya que el evaluador se acuerda del resultado que obtuvo. El tiempo que transcurre entre el test y re- test debe ser mencionado.

1.5.2.5 Condiciones similares durante la evaluación

Debe describirse el protocolo de evaluación claramente para que pueda ser reproducido. Las condiciones deben ser lo más similares posibles tanto de protocolo como ambientales. Por ejemplo, si en una prueba de fuerza se realizan 2 pruebas submaximales en el test también deben realizarse en el re- test. El sistema de estabilización y el posicionamiento del sujeto debe ser el mismo.

1.5.2.6 Aleatorización

La aleatorización es una de las formas para reducir el error aleatorio. Si por ejemplo se evalúan los rotadores mediales y laterales de hombro debe existir un sistema de aleatorización para que algunos sujetos comiencen con la rotación medial y otros con la rotación lateral. Así se puede reducir la posibilidad que aparezcan además errores sistemáticos como la fatiga en la rotación lateral si todos comienzan con rotación medial. La forma en que se determina la aleatorización también debe ser mencionada.

1.5.2.7 Evaluadores

Se debe mencionar si él o los evaluadores fueron seleccionados al azar y que nivel de experiencia tiene para realizarla.

Tabla 2: Checklist para estudios de confiabilidad absoluta según Terwee

Design requirements	Excellent	Good	Fair	Poor
1. Was the percentage of missing items given?	Percentage of missing items described	Percentage of missing items NOT described		
2. Was there a description of how missing items were handled?	Described how missing items were handled	Not described but it can be deduced how missing items were handled	Not clear how missing items were handled	
3. Was the sample size included in the analysis adequate?	Adequate sample size (≥ 100)	Good sample size (50-99)	Moderate sample size (30-49)	Small sample size (< 30)
4. Were at least two measurements available?	At least two measurements			Only one measurement
5. Were the administrations independent?	Independent measurements	Assumable that the measurements were independent	Doubtful whether the measurements were independent	measurements NOT Independent
6. Was the time interval stated?	Time interval Stated		Time interval NOT Stated	
7. Were patients stable in the interim period on the construct to be measured?	Patients were stable (evidence provided)	Assumable that patients were stable	Unclear if patients were stable	Patients were NOT stable
8. Was the time interval appropriate?	Time interval appropriate		Doubtful whether time interval was appropriate	Time interval NOT Appropriate
9. Were the test conditions similar for both measurements? e.g. type of administration, environment, instructions	Test conditions were similar (evidence provided)	Assumable that test conditions were similar	Unclear if test conditions were similar	Test conditions were NOT similar
10. Were there any important flaws in the design or methods of the study?	No other important methodological flaws in the design or execution of the study		Other minor methodological flaws in the design or execution of the study	Other important methodological flaws in the design or execution of the study
<i>Statistical methods</i>				
11. For CTT: Was the Standard Error of Measurement (SEM), Smallest Detectable Change (SDC) or Limits of Agreement (LoA) calculated?	SEM, SDC, or LoA calculated	Possible to calculate LoA from the data presented		SEM calculated based on Cronbach's alpha, or on SD from another population

1.5.3 Consideraciones relevantes en los estudios de validez concurrente

1.5.3.1 Cálculo del tamaño muestral

Para determinar el cálculo es importante considerar la potencia que se le va a dar al estudio y el nivel de significancia estadística. Existen diferentes autores que sugieren diferentes n muestral según los conceptos antes mencionados. Se debe mencionar el autor que está sugiriendo el n que uno va a utilizar para que pueda ser comprobado por quien lee el artículo.

1.5.3.2 Definir como se analizará la confiabilidad absoluta y mostrar la fórmula de cálculo

La mayoría de los estudios de confiabilidad utilizan el ICC para analizar mediciones continuas. Es importante fijarse si el autor describe el ICC que utiliza ya sea un ICC para consistencia ($ICC_{\text{consistencia}}$) o un ICC de acuerdo absoluto ($ICC_{\text{acuerdo absoluto}}$) (19 y 36). Debido a que las diferencias sistemáticas son consideradas como parte del error de medición, se sugiere utilizar el ($ICC_{\text{acuerdo absoluto}}$) también denominado ICC (A,1) o efecto aleatorio de doble vía (36). La correlación de Pearson no debe ser utilizado debido a que no considera los errores sistemáticos de medición (19)

1.5.3.3 Interpretabilidad

La interpretabilidad se refiere al grado en que podemos darle una interpretación cualitativa a scores cuantitativos. Así es muy importante que el artículo por ejemplo si está analizando el ICC establezca cuales son los niveles de acuerdo, sobre todo que en este ítem existen diferentes formas de interpretación. Así por ejemplo, debiese estar publicado las categorías cualitativas como la escala de Munro donde sostiene que un rango de 0.0-0.25 representa mínima correlación; 0.26-0.49 baja correlación; 0.50-0.69 moderada correlación; 0.70-0.89 alta correlación y 0.90-1.0 muy alta correlación.[77]

1.5.3.4 Deserciones e intención de tratar

El investigador debe considerar en la muestra la posibilidad que haya deserciones. A aquellos sujetos que desertaron se les debe indagar sobre las causas y tratar de determinar si esto influye en los resultados. Por ejemplo, si desertan los sujetos que tuvieron dificultades en comprender como se realizaba el test usando el dinamómetro a contrastar y no participan en la evaluación mediante el gold standard, probablemente se verá afectado negativamente el ICC

1.5.3.5 Independencia en las evaluaciones

Si las evaluaciones se realizan por el mismo evaluador se recomienda que exista al menos una diferencia de una semana entre el dinamómetro a contrastar y el gold standard. Si es realizada por evaluadores diferentes se puede hacer prácticamente al mismo tiempo, pero ninguno de los evaluadores debiese conocer los resultados del otro evaluador

1.5.3.6 Condiciones similares durante la evaluación

Debe describirse el protocolo de evaluación claramente para que pueda ser reproducido. Las condiciones deben ser lo más similares posibles. Por ejemplo, si en una prueba de fuerza se realizan 2 pruebas submaximales con el dinamómetro a contrastar también deben realizarse en el con la ID. El sistema de estabilización y el posicionamiento del sujeto debe ser lo más similar posible

1.5.3.7 Aleatorización

La aleatorización es una de las formas para reducir el error aleatorio. Se debe mencionar como se realiza la aleatorización. Algunos sujetos debiesen partir siendo evaluados con el dinamómetro a contrastar y otros con el ID

1.5.3.8 Gold standard

El dispositivo que es considerado como gold estándar debe ser mencionado como gold estándar en el artículo y justificar el por qué es considerado como gold standard

1.5.3.9 Evaluadores

Se debe mencionar si él o los evaluadores fueron seleccionados al azar y que nivel de experiencia tienen para realizarla.

Tabla 3: Checklist para estudios de validez concurrente según Terwee				
Design requirements	Excellent	Good	Fair	Poor
1. Was the percentage of missing items given?	Percentage of missing items described	Percentage of missing items NOT described		
2. Was there a description of how missing items were handled?	Described how missing items were handled	Not described but it can be deduced how missing items were handled	Not clear how missing items were handled	
3. Was the sample size included in the analysis adequate?	Adequate sample size (≥ 100)	Good sample size (50-99)	Moderate sample size (30-49)	Small sample size (< 30)
4. Can the criterion used or employed be considered as a reasonable 'gold standard'?	Criterion used can be considered an adequate 'gold standard' (evidence provided)	No evidence provided, but assumable that the criterion used can be considered an adequate 'gold standard'	Unclear whether the criterion used can be considered an adequate 'gold standard'	Criterion used can NOT be considered an adequate 'gold standard'
5. Were there any important flaws in the design or methods of the study?	No other important methodological flaws in the design or execution of the study		Other minor methodological flaws in the design or execution of the study	Other important methodological flaws in the design or execution of the study
6. For continuous scores: Were correlations calculated?	Correlations or AUC calculated			Correlations or AUC NOT calculated

1.6 Confiabilidad absoluta y validez concurrente en la evaluación de la fuerza muscular mediante diferentes tipos de dinamómetros en cadera, rodilla, tobillo y hombro. Que dice la literatura.

En los últimos 20 años mucho interés ha existido en conocer la confiabilidad absoluta de los diferentes modelos de HHD y de los ID. Además, ha aparecido diversos artículos estudiando la validez concurrente de los HHD respecto a los ID. La gran mayoría de los estudios han sido realizados en las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y hombro. A continuación, se presenta los principales hallazgos en las articulaciones antes mencionadas.

1.6.1 Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de cadera

1.6.1.1 Confiabilidad absoluta de los HHD

Existen varios autores que han estudiado la confiabilidad test-re- test de los HHD en los distintos movimientos de cadera con resultados dispares que dificultan la comprensión y toma de decisiones. Arnold [6] usando un Lafayette HHD publica SEM (%) cercanos al 10% para la abducción de cadera. Estos valores concuerdan con lo publicado por Mentiplay [7] y Kawaguchi [9], pero son muy superiores a los reportados por otros autores como Kelln [8], quien sólo publica SEM (%) cercanos al 5%. En la flexión de cadera, Arnold [6]

reporta SEM (%) cercanos al 20% y muy superior a lo reportado por Kelln [8] y Mentiplay [7] que alcanzan al 5% tanto para la flexión como la extensión de cadera. Si nos guiáramos por lo publicado por Arnold [6], encontraríamos un intervalo del MDC (%) entre -32% y 28%, muy superior al intervalo encontrado por Kelln [8] por ejemplo (-13% al 4%)

1.6.1.2 Confiabilidad de los ID

La confiabilidad test- retest mediante el uso de la ID no presenta tanta variabilidad entre las publicaciones de los diferentes autores. Por ejemplo, para la extensión de cadera tanto Clariborne [111] como Mentiplay [7] publican SEM (%) del 7% y un intervalo del MDC (%) entre -20% y 25%, que es bastante alto para detectar cambios clínicamente relevantes en el incremento o disminución de la fuerza muscular, a pesar de ser considerado el ID como el gold standard en la medición de fuerza muscular.

1.6.1.3 Comparación HHD y RED

Leiri compara el power track HHD con y sin resistencia externa al medir la abducción de cadera y concluye que aunque los ICC intra evaluador son similares, la fuerza evaluada al aplicar la resistencia externa es significativamente mayor en el RED.

1.6.1.4 Comparación RED e ID

Katoh [112] por su parte compara el Anima corp (RED) con Cybex ID en flexión, extensión, rotación interna y externa, abducción y adducción de cadera además de flexión y extensión de rodilla. Encuentra diferencias en el coeficiente de variación en alrededor del 30% entre los instrumentos y diferencias significativas en todos los torques evaluados salvo en la rotación externa de cadera. Los resultados no aclaran que el RED pueda detectar torques similares al ID

1.6.1.5 Validez concurrente entre HHD e ID

Arnold [6] compara el torque de los flexores, abductores y extensores de cadera usando Lafayette HHD y Biodex ID. Los ICC entre instrumentos son altos en todos los movimientos evaluados y el torque registrado no presenta diferencias significativas entre los instrumentos por lo cual pueden ser comparables. Por su parte, Kawaguchi [9] compara HHD con ID en abductores y extensores de cadera. También encuentra ICC altos entre instrumentos, pero el torque evaluado por ID es significativamente mayor para los extensores de cadera y similar para los abductores.

1.6.2 Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de rodilla

1.6.2.1 Confiabilidad absoluta de los HHD

No existe acuerdo en lo reportado por los diferentes autores que estudian la confiabilidad del HHD en los flexores de rodilla. De hecho Kelln [8] publica un SEM (%) de un 4% siendo incluso más bajo que lo encontrado usando ID, hasta un 14% que es lo que publica Tung Wu Lu. [113] Al analizar los extensores de rodilla, las diferencias publicadas se hacen aún más evidentes, probablemente debido al alto torque que genera el cuádriceps y que muchas veces vence la resistencia externa del evaluador. De hecho, Arnold [6] sostiene que el intervalo de confianza en los extensores de rodilla usando HHD llega al 50%.

1.6.2.2 Confiabilidad absoluta de los ID

Al analizar la confiabilidad absoluta de los ID en el análisis de los flexores de rodilla tampoco existe mucho, también existe discrepancia entre los autores, sin embargo tanto Dauty, [114] Pereira de Carvalho [115] y Mentiplay [7] reportan SEM % cercanos al 6%, mientras que Hartmann [116] reporta un SEM (%) del 13%. Algo similar ocurre para los extensores de rodilla donde Pereira de Carvalho, [115] Ferri Morales, [117] Larsson [118] y Mentiplay [7] reportan SEM (%) cercanos al 7% y bastante más bajo de lo reportado por Hartmann [116] y Dervisevic [119] entre otros que publican SEM del 12%. Sin embargo el

intervalo de confianza es bastante más estrecho que para el HHD, seguramente influenciado en que el ID no es dependiente de la fuerza del operador

1.6.2.3 Comparación HHD y RED

Tung Wu Lu [120] publica que la fuerza medida por el HHD con resistencia es significativamente mayor para los extensores de rodilla y similar para los flexores. Sugiere por ende que no sean comparados para la extensión de rodilla. El ICC intra evaluador es muy alta en ambos instrumentos, pero el ICC inter evaluador es aceptable para el HHD y alto en el RED. El SEM evaluado es más bajo en el RED. Por su parte, Wang publica que el ICC es alto entre HHD y RED al evaluar los extensores de rodilla y que la fuerza evaluada no difiere entre los instrumentos

1.6.2.4 Comparación RED e ID

Neil [121] compara el Performance Recorder 1 (RED) con el biodex (ID) indicando que la validez concurrente es alta y que los torques generados por ambos instrumentos son comparables tanto para la flexión como extensión de rodilla.

1.6.2.5 Comparación entre ID

De Araujo [62] compara el Biodex ID con Cybex ID en la evaluación del torque isométrico máximo de los flexores y extensores de rodilla. El ICC es muy alto entre los instrumentos y los torques comparables. El SEM (%) es menor al 5% para los flexores y extensores y similar entre los instrumentos. Bardis [61] compara el Con trex con Cybex ID en la flexión de rodilla. Destacan CV bajos y similares entre los instrumentos y el torque evaluado es similar. Por su parte, Orri [122] compara el Isam 9000 con Cybex en flexión y extensión de rodilla. Aunque la ICC es alta en todos los movimientos evaluados, ambos instrumentos detectan torques significativamente diferentes. Pereira de Carvalho [115] al evaluar los flexores de rodilla detecta muy altos ICC y similares valores de MDC usando el Biodex ID tanto en la evaluación concéntrica como isométrico del torque generado por los flexores de rodilla. No existe diferencias significativas en el torque evaluado entre los ID.

1.6.2.6 Validez concurrente entre HHD e ID

Arnold [6] compara el torque de los extensores de rodilla mediante el Lafayette HHD y Biodex ID. El ICC entre instrumentos es altos en todos los movimientos evaluados sin embargo el torque registrado es significativamente mayor en el Biodex, por lo cual no se pueden comparar. Bohannon [123] compara el Ametek HHD con Cybex ID en la extensión de rodilla encontrando ICC moderados y sin diferencias significativas entre torques generados. Wang [57] compara Fet 2 health industrial industries con Biodex en la extensión

de rodilla. El ICC es alto pero los torques detectados significativamente mayor por la ID. Wang publica diferencias significativas en los torques detectados por el fet 2 HHD y Biodex ID aunque el ICC es alto entre instrumentos.

1.6.3 Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación de tobillo

1.6.3.1 Confiabilidad absoluta de los HHD

Arnold [6] publica SEM (%) cercanos al 15%, muy sobre lo reportado por Mentiplay [7] y Kelln [8] que están cercanos al 5% en la dorsiflexión de tobillo

1.6.3.2 Confiabilidad absoluta de los ID

Existe bastante acuerdo en el SEM (%) publicado por los diferentes autores que estudian la confiabilidad de la ID en la flexión dorsal. Tanto Hartmann [116] como Morrison [124] y Holmback [125] publican SEM (%) cercanos al 8%. Algo similar ocurre para la flexión plantar, sin embargo, el SEM reportado es algo más alto y cercano al 12%

1.6.3.3 Comparación RED e ID

Ortkvist compara el strength measuring chair (RED) con Biodex en la dorsiflexión de tobillo encontrando alta validez concurrente e indicando que los torques generados por ambos instrumentos son comparables.

1.6.3.4 Validez concurrente entre HHD e ID

Arnold [6] compara el torque de los dorsiflexores mediante el Lafayette HHD y Biodex ID. El ICC entre instrumentos es alto y el torque registrado no presenta diferencias significativas entre los instrumentos por lo cual pueden ser comparados.

1.6.4 Confiabilidad absoluta y validez concurrente de los dinamómetros de fuerza en la articulación del hombro

La gran mayoría de los estudios de fuerza muscular en la articulación glenohumeral se realizan en los rotadores mediales y laterales debido a la importancia de estos para mantener centrada la cabeza humeral independiente del movimiento a realizar y la aplicación de cargas externas. Otra característica importante de la articulación glenohumeral es su amplio rango de movilidad en los planos sagital, coronal y horizontal. Para evaluar la fuerza isométrica de los rotadores de hombro se han utilizado diferentes posiciones del sujeto a evaluar (sedente, supino y bípedo) con diferentes grados de

elevación del brazo (principalmente en 40° y 90°), pero no está claro que posición entrega la mayor confiabilidad. La variabilidad en las posiciones en que se ubica al sujeto a evaluar, el rango de elevación seleccionado para la evaluación y al ser un complejo articular que requiere buena estabilización escapular y glenohumeral, lleva a considerar al hombro por algunos autores [19,126] como una articulación en la cual es difícil obtener alta confiabilidad al evaluar la fuerza muscular

1.6.4.1 Confiabilidad absoluta de los ID

Edouard [127] y Hadzic [128] publican SEM (%) cercano al 8% para la rotación medial, mientras que Dauty, [129] Anderson [85] y Plotnikof [19] publican SEM (%) cercanos al 12%. Los resultados son muy similares a los encontrados para la rotación lateral. Si se analizase como SEM absoluto, encontraríamos valores más altos en la rotación medial que lateral, pero debemos recordar que la relación entre los rotadores laterales y mediales fluctúa entre 0.6 y 0.8, de ahí la relevancia de realizar en análisis en porcentaje. Si lo llevamos al intervalo de confiabilidad, este se encuentra cercano al 30% del torque evaluado

1.6.4.2 Comparación de la confiabilidad absoluta según la posición de evaluación

Una menor cantidad de estudios publica la confiabilidad absoluta mediante el SEM mostrando también resultados variables. Según Edouard [130] la evaluación en posición sedente y 40° de elevación genera valores más bajos de confiabilidad absoluta mientras que Forthomme [84] compara la confiabilidad absoluta mediante el coeficiente de variación entre las posiciones supino con 40° de elevación, supino con 90° de elevación y sedente con 40° de elevación glenohumeral. Reporta confiabilidad más baja en posición sedente.

1.6.4.3 Comparación RED e ID

Bohannon [123] compara el isobex HHD con resistencia externa el Biodex ID en el torque generado en la abducción y rotaciones de hombro. La validez concurrente es muy alta en las rotaciones y sólo aceptable en la abducción. Puede ser que al comparar estos instrumentos la ICC sea menor en aquellos grupos musculares.

1.6.4.4 Comparación entre ID

Orri [122] compara el Isam 9000 con Cybex en flexión y extensión de hombro. Aunque la ICC es alta en todos los movimientos evaluados, ambos instrumentos detectan torques similares en la evaluación de hombro. Ferri Morales [117] y Hadzic [128] usando Technogym en los rotadores de hombro publica ICC muy altos al comparar ambos

instrumentos y MDC similares. No hay diferencias significativas en el torque evaluado por parte de ambos ID

A pesar que en este capítulo sólo se analizó la confiabilidad absoluta de los HHD y de los ID llama la atención que los reportes del SEM expresados en porcentaje varían bastante entre los autores. Las razones pueden ser variables, por ejemplo, el tipo de dinamómetro que se utiliza en la evaluación, la posición en que se evalúa al paciente y el protocolo utilizado para llevar a cabo la investigación. La alta variabilidad dificulta la interpretación de los resultados ya que la variación del SEM lleva a variar en forma importante el intervalo del MDC y no queda claro la precisión que tiene el instrumento en cuestión. Se hace por ende necesario el análisis de los resultados mediante una revisión sistemática con meta análisis que será presentada en el siguiente capítulo de la tesis.

1.7 Confiabilidad absoluta y validez concurrente de la dinamometría de mano y dinamometría isokinética en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Revisión sistemática y meta análisis.

1.7.1 Introducción

La evaluación de la fuerza muscular es una herramienta relevante en la cuantificación de disfunciones de origen neurológico y musculoesquelético [131,132] siendo comúnmente realizadas previo y post intervención para determinar la eficacia del tratamiento efectuado. [133] Por ende es relevante que la evaluación de la fuerza muscular sea lo más precisa y confiable para ayudar en la toma de decisiones en la práctica clínica. Dos formas de objetivar la fuerza muscular son mediante HHD e ID

Los HHD entregan una medición cuantitativa de la fuerza muscular. Son considerados instrumentos de bajo costo, de fácil uso y portátiles, sin embargo, los reportes de confiabilidad en la medición de la fuerza muscular varían ampliamente entre autores. Por ejemplo Kelln [8] publica un error estándar de medición expresado como porcentaje de la media (SEM%) del 4% en la evaluación de los flexores de rodilla mientras que Tung Wu [134] reporta un SEM% of 14%. Por su parte, Kelln [8] reporta un SEM% de sólo 1% mientras que Arnold [6] reporta un 21% en la evaluación de los abductores de cadera.

El uso de los dinamómetros isokinéticos (ID) en la evaluación de la fuerza muscular ha adquirido mucha aceptación tanto para la investigación como en la clínica. La confiabilidad de sus resultados han transformado a los ID como el gold standard en la medición de la fuerza muscular [59] principalmente debido a que los resultados que entrega no son dependientes del desbalance que se puede generar entre la fuerza muscular del sujeto evaluado y la resistencia que es capaz de oponer quien evalúa, además que el torque máximo es capaz de ser registrado durante todo el rango de movimiento. [135] Sin embargo, su alto costo limita el uso masivo en la práctica clínica y aunque es considerado el gold standard en la evaluación de la fuerza, existen diferencias importantes en el SEM (%) reportado por diferentes autores. Por ejemplo Holmack [136] publica un SEM (%) que

duplica lo reportado por Morrison [124] en la evaluación del torque máximo en los flexores dorsales de tobillo.

Las propiedades psicométricas de los instrumentos que evalúan fuerza muscular deben ser conocidas antes de sugerir el uso de uno u otro dinamómetro. Aunque se ha realizado estudios de confiabilidad usando diferentes modelos de dinamómetros, en diferentes articulaciones y movimientos y condiciones, la información entregada es fragmentada y difícil de interpretar. [137-141] No existe actualmente una revisión sistemática que haya analizado la confiabilidad absoluta y validez concurrente de estos dinamómetros, particularmente en las articulaciones de la extremidad inferior. El propósito de esta revisión es 1) determinar la confiabilidad absoluta mediante el porcentaje del error estándar de medición respecto a la media (SEM%) y del límite de acuerdo respecto a la media (LOA%) en cadera, rodilla y tobillo y 2) determinar la validez concurrente entre los HHD y los ID en las articulaciones antes mencionadas. La fuerza máxima se expresa en kilogramos (kgs) al analizar los HHD y en torque expresado en Newton*metro (Nm) para los ID.

1.7.2 Métodos

El reporte de esta revisión sistemática se basa en el “Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines. [142] PRISMA consiste en una lista de verificación de 27 ítems con 4 descriptores cada uno.

1.7.2.1 Fuente de los datos

La búsqueda de estudios relevantes relacionados con las propiedades psicométricas de los diferentes tipos de dinamómetros se realizó entre enero de 1987 y noviembre de 2016. Se consultaron las bases de datos Medline, Embase, CINAHL e ISI Web of Science a través de términos MeSH, palabras libres y términos booleanos. Las siguientes palabras y combinaciones de estas se incluyeron en la búsqueda: dynamometry, muscle strength, power or torque, isokinetic device, machine or instrument, reliability, validity, inter class or interclass, intra class or intra-class, inter rater or intra rater, inter tester, intra examiner, sensitivity or specificity y gold standard. La búsqueda fue complementada por búsqueda manual de bibliografía de artículos, autores y revistas relevantes. La estrategia de búsqueda fue guiada por una bibliotecaria profesional.

1.7.2.2 Elegibilidad de los estudios

Los criterios de inclusión para los estudios fueron: 1) sujetos sanos entre 18 y 80 años de ambos géneros; 2) que se haya evaluado la extremidad dominante en forma isométrica para los HHD e isométrica o concéntrica a una velocidad angular de 60°/s para la ID ya sea en cadera, rodilla o tobillo; 3) en los estudios de confiabilidad, que se haya analizado la confiabilidad absoluta expresada como SEM% y LOA% para variabilidad intra sujeto entre las series mientras que en los estudios de validez concurrente, el acuerdo absoluto de confiabilidad interevaluador (ICC) y el intervalo de confianza al 95%.

Los criterios de exclusión fueron: 1) estudios publicados en otro idioma que no sea inglés o español, 2) estudios que hayan analizado sólo la confiabilidad relativa y no absoluta y 3) que la validez concurrente se haya expresado en Pearson en vez de ICC con acuerdo absoluto.

1.7.2.3 Extracción de datos

Dos evaluadores independientes analizaron los artículos seleccionados mediante las palabras claves en base al título del artículo y el resumen. Los artículos seleccionados son analizados en forma más completa basada en los criterios de inclusión y exclusión. La decisión de cada evaluador respecto a si califica o no el estudio es en base a sí o no. Si existe discrepancia entre los evaluadores sobre un artículo determinado, es discutido por ambos hasta llegar a un consenso.

La siguiente información se extrajo de cada artículo final seleccionado que estudia la confiabilidad absoluta ya sea del HHD o ID: i) autor, ii) año publicación, iii) características de la muestra, iv) tipo de dinamómetro utilizado en el estudio, v) articulación y movimiento estudiado, vi) posición del sujeto y de la articulación en estudio, vii) tipo de contracción, viii) SEM y LOA expresado como valor absoluto y en porcentaje de la media entre las mediciones 1 y 2. La siguiente información se extrajo de los artículos que analizan la validez concurrente entre HHD e ID: i) autor, ii) año publicación, iii) características de la muestra, iv) tipo de dinamómetro utilizado, v) ID utilizado como gold standard, vi)

articulación y movimiento estudiado, vii) posición de evaluación y viii) ICC de acuerdo absoluto.

1.7.2.4 Evaluación de la calidad metodológica de los estudios seleccionados

La calidad metodológica fue determinada mediante el “consensus-based standards for the selection of health measurement instruments” (COSMIN) [143]. Se utilizó la forma C para calificar los estudios de confiabilidad y la G para los estudios de validez concurrente.

La lista de verificación (checklist) de COSMIN incluye 11 ítems dentro de los cuales se incluye si el tamaño muestral es apropiado, si se mencionan las mediciones perdidas y como fueron manejadas, si el test se administró en forma independiente, si el intervalo de tiempo entre el test o medición 1 y 2 es adecuada entre otros. En el caso de la validez concurrente, 6 ítems son considerados en la lista de verificación incluyendo el tamaño muestral, descripción de las mediciones faltantes si es que existe, si se menciona que alguno de los instrumentos que es utilizado en la medición corresponde al gold standard y si las mediciones entre los instrumentos se realizan en forma independiente.

A cada ítem de cada forma se la asigna una calificación cualitativa ya sea de excelente, buena, regular o mala. En el caso que en alguno de los estudios no aplique algún ítem determinado se califica como no aplicable. La calidad metodológica del estudio es calificada considerando la peor calificación cualitativa de todos los ítems. Por ejemplo, si

en un ítem el estudio es calificado como malo entonces la calidad metodológica es mala independiente de la calificación en las otras dimensiones o ítems.

Todas las calificaciones fueron realizadas por 2 evaluadores siendo comparadas. En caso de discrepancias, se solucionaba mediante discusión entre ambos.

1.7.2.5 Análisis de datos

Los estudios que investigan hallazgos similares (ej LOA, ICC) fueron agrupados, evaluados por heterogeneidad y agrupados si era posible. Se realiza un meta análisis para cuantificar los hallazgos de los diferentes artículos agrupados que estudian la confiabilidad absoluta de los HHD e ID en la evaluación de la fuerza isométrica máxima expresada en Kgs para los HHD y del torque isométrico máximo para los ID expresado en Nm en los diferentes movimientos de cadera, rodilla y tobillo.

La validez concurrente es cuantificada y expresada como acuerdo absoluto inter-dinamómetro (ICC) al comparar los registros de fuerza isométrica máxima entre el HHD e ID (gold standard) expresados en Nm. El ICC se determina en base a un modelo de análisis de varianza de 2 vías (efecto aleatorio) con acuerdo absoluto. Para determinar el nivel de acuerdo entre los dinamómetros se utiliza la escala de Munro donde 0.0-0.25 representa mínima correlación; 0.26-0.49 baja correlación; 0.50-0.69 moderada correlación; 0.70-0.89 alta correlación; y 0.90-1.0 muy alta correlación [77].

El software STATA 13 se utilizó para construir los forest plots de todas las comparaciones. El análisis fue realizado con un IC del 95%. El test de heterogeneidad clínica se realizó usando la prueba de Chi- cuadrado ($p < 0.10$). En caso que exista heterogeneidad en las intervenciones se utiliza el modelo de efectos randomizados de DerSimonian y Laird basándose en la suposición de variabilidad inter-estudio, entregando así estimaciones más conservadoras del tamaño del efecto. Los resultados del SEM no son agrupados debido a que entrega una medición de variabilidad y el 95% CI no puede ser calculado. Sin embargo los valores del SEM se describen como máximos y mínimos.

1.7.3 Resultados

Un total de 7920 artículos fueron inicialmente considerados mediante la búsqueda en las diferentes bases de datos. De estos, 138 fueron seleccionados como posibles estudios de interés basados en el título y resumen (flujograma). Tras analizar el artículo completo considerando los criterios de inclusión y exclusión, sólo 30 calificaron. El acuerdo de Kappa entre los evaluadores de los artículos fue de $k=0.9$. De los 30 artículos seleccionados, 17 entregan la información necesaria para incluirlos en el meta- análisis. Los restantes 13 no se incluyen debido ya sea a que no mencionan el IC para determinar la validez concurrente, debido a que el registro entregado por los HHD no es en kilos o bien porque el artículo no entrega información sobre la media de la fuerza isométrica alcanzada por los diferentes sujetos lo que impide el cálculo del SEM (%) o LOA (%). Quince de los estudios seleccionados [6-9,11,111,114-119,124,136,144] entregan información detallada

del LOA (%) de la variabilidad intra sujeto entre las mediciones 1 y 2 ya sea con el HHD o ID en la evaluación de la fuerza en cadera, rodilla y tobillo.

1.7.3.1 Estudios de confiabilidad absoluta y validez concurrente de HHD e ID en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

Las características de los estudios que reportan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID se encuentran en la tabla 4.

1.7.3.1.1 HHD: confiabilidad absoluta (tabla 5)

Seis estudios [6-9,11,144] publican el LOA (%) para la variabilidad intra sujeto de la fuerza isométrica máxima usando HHD en cadera, rodilla y (o) tobillo. En la cadera, cuatro artículos [6-9] reportan fuerza isométrica máxima en los extensores y abductores de cadera, tres en los flexores de cadera [6-8] y dos en los aductores de cadera [7,8]. Tres y cuatro artículos fueron incluidos en el estudio de los flexores [7,8,144] y extensores de rodilla [6-8,144] respectivamente mientras que tres estudios analizaron la flexión dorsal de tobillo [6-8]

1.7.3.1.2 ID: confiabilidad absoluta (tabla 5)

Diez estudios [7,111,114-119,124,136] evalúan el LOA (%) mediante el uso de los ID en cadera, rodilla y tobillo. Dos de ellos estudian la fuerza máxima de los abductores, aductores, flexores y extensores de cadera [7,111]. Cinco y seis estudios respectivamente

analizan a los flexores [7,114-116,119] y extensores de rodilla [7,115-119] respectivamente. Dos estudios involucran a los flexores plantares de tobillo [116,124] y tres a los flexores dorsales de tobillo. [116,124,136].

1.7.3.1.3 Validez concurrente: HHD e ID (tabla 6 y 7)

Las características de los estudios son presentadas en la tabla 6. Cuatro estudios [6,7,57,121] reportan la validez concurrente entre HHD e ID mediante el ICC con acuerdo absoluto. Dos de ellos analizan los abductores, aductores, flexores y extensores de cadera [6,7]; dos los flexores de rodilla [7,121] y cuatro los extensores de rodilla [6,7,57,121]. Finalmente, dos estudios analizan la correlación para los flexores plantares y flexores dorsales. [7,121] Los resultados de la validez concurrente se reportan en la tabla 7.

1.7.3.2 Calidad metodológica de los estudios incluidos en el meta- análisis

El análisis crítico de la metodología usada en los estudios seleccionados para evaluar la confiabilidad absoluta de los HHD e ID se presenta en la tabla 8 y para la validez concurrente en la tabla 9.

1.7.3.3 Resultados de meta- análisis

Diecisiete estudios fueron incluidos en el meta- análisis (flujograma). Para el estudio de la confiabilidad absoluta de los HHD, la unidad de medición de fuerza muscular considerada fue el kilogramo (kg) mientras que para los ID fue el newton*metro (Nm). Para analizar la validez concurrente sólo se incluyeron estudios que comparaban el torque máximo en Nm entre los HHD e ID.

1.7.3.3.1 HHD: confiabilidad absoluta

Los resultados están presentados en la tabla 10. El tamaño del efecto está expresado en kg (%). Un estudio [7] evaluó simultáneamente la confiabilidad absoluta del HHD modelo Lafayette y Hoggan Health en la articulación de cadera, rodilla y tobillo

Abductores de cadera: cuatro estudios fueron incluidos en el análisis. Tres de ellos utilizaron el HHD modelo Hoggan Health [7-9] y dos el modelo Lafayette. [6,7] Dos de ellos realizaron las mediciones en posición bípeda [6,9] y dos en supino. [7,8]

Aductores de cadera: se incluyeron dos estudios. [7,8] Uno incluye el modelo Hoggan Health [8] mientras que el otro incluye Hoggan Health y Lafayette. [7] Todas las mediciones se realizaron en posición supina.

Flexores de cadera: tres estudios fueron incluidos. Uno usó el Hoggan Health [6-8], otro el Lafayette [6] y otro ambos HHD. [24] Dos realizaron las mediciones en sedente [7,8] y el tercero en bípedo. [6]

Extensores de cadera: cuatro estudios fueron considerados. [6-9] Tres usaron el HHD Hogan Health [7-9] y dos el Lafayette. [6,7] Todas las mediciones se realizaron en prono.

Flexores de rodilla: tres estudios fueron considerados, [7,8,144] uno usando Hoggan Health [8] y los otros Lafayette [7] y GT-10 [144] respectivamente. Dos estudios realizaron las mediciones en prono [7,144] y el tercero en supino. [8]

Extensores de rodilla: cinco estudios fueron incluidos. [6-8,11,144] GT-10 [144], J Tech [11], Lafayette [6,7] y Hoggan Health. [7,8] fueron usados. Cuatro estudios evaluaron en sedente [6,7,11,144] y uno en prono. [8]

Flexión plantar: solo un estudio fue incluido utilizando el HHD Hogan Health y Lafayette en posición supina. [7]

Flexores dorsal: tres estudios fueron incluidos. [6-8] Uno utilizó el Hoggan Health, [8] otro el Lafayette [6] y otro con ambos HHD. [7] Dos estudios [7,8] midieron en supino y un tercero en sedente. [6]

1.7.3.3.2 ID confiabilidad absoluta (tabla 11)

Los resultados de la confiabilidad absoluta usando ID está expresada en (Nm%)

Abductores y aductores de cadera: dos estudios fueron incluidos. [7,111] Uno utilizó el ID Kin Com en posición supina [7] y el otro estudio utilizó el ID Biodex también en posición supina. [111]

Flexores y extensores de cadera: dos estudios fueron incluidos. [7,111] Uno utilizó el ID Kin Com en posición prona [7] y el otro estudio utilizó el ID Biodex en posición bípeda. [111]

Flexores y extensores de rodilla: cinco estudios fueron incluidos en el análisis de los flexores de rodilla. [7,114-116,119] Rev 9000 [115,119], Cybex [114], Kin Com [7] and Biodex [116] fueron utilizados. Seis estudios fueron incluidos en el análisis de los extensores de rodilla. [7,115-119] Todos los registros se realizaron en posición sedente.

Flexores plantares y flexores dorsales: dos estudios se incluyeron en el análisis de los flexores plantares [116,124]. ID Rev 9000 [124] y Biodex [116] fueron utilizados. Las evaluaciones se realizaron en sedente [124] o supino. [116] Cuatro estudios fueron incluidos en el análisis de los flexores dorsales [7,116,124,145] mediante el uso de Kin Com [7,124] y Biodex. [116,145] Los registros fueron tomados en sedente [124,145] o en supino. [7,116]

1.7.3.3 Validez concurrente entre HHD e ID (tabla 12)

Cadera: Dos estudios fueron incluidos en el estudio de la validez concurrente en la articulación de cadera. Un estudio [26] comparó el HHD Lafayette al ID Biodex en los flexores, extensores, abductores y aductores de cadera, mientras que otro estudio [29] comparó el HHD Hoggan Health con ID Kin Com en los mismos grupos musculares.

Flexores de rodilla: Dos estudios fueron incluidos en el análisis. [7,121] Uno compara el HHD PR1 al ID Biodex [121] mientras que el otro compara los HHD Lafayette y Hoggan Health con el ID Kin Com [7].

Extensores de rodilla: cinco estudios fueron incluidos en el análisis. [6,7,57,121] En uno de ellos, el HHD Lafayette fue comparado al ID Biodex. [6]. Otro estudio comparó los HHD Lafayette y Hoggan Health con el ID Kin Com [7]. Un tercer estudio comparó el HHD Integrated Load Cell con el ID Biodex [57] y el último comparó el HHD PR1 con el ID Biodex. [121]

Tobillo: un estudio comparó el HHD Lafayette al ID Biodex [6]. Otro estudio comparó los HHD Lafayette y Hoggan Health al ID Kin Com. [7]

1.7.4 Discusión

El mínimo cambio clínicamente relevante (MRC) es considerado como la menor mejoría o deterioro en la valoración de una variable que es considerada con relevancia clínica. Los investigadores del área de medicina deportiva consideran que en la evaluación de la fuerza muscular el valor oscila entre el 10 y 15%. Por ende, se recomienda que los instrumentos que se utilicen para la medición de la fuerza muscular tengan un LOA menor al 15% entre el test y el re-test. [146] Basado en los resultados de esta revisión sistemática, este objetivo es difícil de alcanzar no sólo para los HHD sino también para los ID. Como la ID es considerado como el gold standard en la evaluación de la fuerza muscular, [63] se esperaba que los límites del intervalo del LOA se encontrasen dentro de ese porcentaje, sin embargo

esto sólo ocurrió en los aductores y extensores de cadera, flexores y extensores de rodilla y flexores dorsales de tobillo. De todas formas, en todos los grupos musculares evaluados el LOA detectado mediante el uso de la ID fue menor usando la ID que la HHD. Aunque los ID tengan la desventaja del alto costo, falta de portabilidad y complejidad en su uso, estos siguen siendo más confiables que los HHD en la evaluación de la fuerza muscular y por ende se sigue recomendando su uso.

En el caso del uso del HHD para la evaluación de la fuerza muscular en los grupos analizados, el límite superior e inferior del LOA siempre superó el 15%. Esto significa que si uno realiza a un sujeto una segunda evaluación tras un periodo de entrenamiento por ejemplo, esta debe superar el 15% para que sea considerada como clínicamente relevante, si es menor a ese valor cae dentro del margen de error del instrumento. Como el margen es amplio, los HHD no son capaces de detectar en general cambios que sean pequeños pero clínicamente relevantes. El intervalo del LOA es especialmente alto en la evaluación de la fuerza isométrica de los extensores de rodilla y flexores plantares.

Existen diversos factores que inciden en la confiabilidad absoluta de los resultados que entrega cualquier instrumento que evalúa la fuerza muscular [138-140,147].

1.7.4.1 Posición del sujeto a evaluar y posición articular

La posición supina, prona, sedente o bípeda genera variaciones tanto en la estabilización que entrega al grupo muscular a evaluar (posición supina entrega mayor estabilidad pélvica que la bípeda lo que es determinante en la evaluación de la fuerza muscular de los

abductores de cadera por ejemplo) como la posición de alargamiento o acortamiento en la que se encuentra el grupo muscular al ser evaluado que pueden influir en la confiabilidad de las mediciones. Edouard [127] reporta que la confiabilidad absoluta en la evaluación de la fuerza muscular del manguito rotador es mayor en plano escapular que en 90° de elevación. Al estandarizar la posición de evaluación del sujeto mejora la confiabilidad de resultados en sujetos sanos. [148,149]

Los resultados de esta revisión destacan la falta de acuerdo entre los diferentes autores respecto a la posición articular y posición del sujeto que seleccionan para realizar la evaluación de la fuerza muscular. En estudios de abductores de cadera por ejemplo hubo autores que evaluaron en bípedo [6,9] y otros en supino [7,8], mientras que los flexores de rodilla se evaluaron en sedente [7,144] o prono. [8] Al evaluar mediante los HHD la variación en la posición de medición puede reducir la confiabilidad que entrega el meta-análisis. La mayor heterogeneidad ($I^2 = 67.3$) y el límite superior del LOA, (35.2%) usando el HHD aparece en los flexores de cadera comparado a la evaluación de los otros grupos musculares en esta articulación. Esto puede estar influenciado en que la posición de evaluación fue bípeda [6], supina [8] y sedente, [7] en comparación a la extensión de cadera que sólo se evaluó en prono. Baja heterogeneidad y bajos límites del LOA se observaron en los flexores y extensores de rodilla evaluados con ID, ya que todas las evaluaciones fueron en sedente.

1.7.4.2 Balance entre la fuerza del evaluador y la fuerza del grupo muscular a evaluar

La confiabilidad de HHD aumenta cuando la fuerza muscular del sujeto evaluador supera a la fuerza que es capaz de generar un determinado grupo muscular en el sujeto evaluado. [131] Por ejemplo los extensores de cadera que generan gran torque requieren que el sujeto evaluador sea capaz de aplicar mucha resistencia en el test. [59,100] Esto es congruente con el alto valor que muestra el límite superior del LOA al evaluar este grupo muscular con HHD (43,3%) comparado al valor obtenido con ID (9,3%). Lo mismo ocurre con la flexión plantar, demostrando que la fuerza muscular que es capaz de generar el grupo muscular evaluado es uno de los factores más relevantes en la confiabilidad de la medición de fuerza muscular.

1.7.4.3 Sistemas de fijación

El sistema de fijación que se emplea a la articulación a evaluar, articulaciones vecinas y confort del paciente es relevante en la confiabilidad de la medición. [62] Burnham [150] publica que si no hay correcta estabilización durante las evaluaciones con HHD, otros grupos musculares generarán compensaciones afectando la confiabilidad de resultados. Por su parte, Alfuth [151] publica correlaciones muy bajas en la inversión de tobillo dado lo difícil de lograr un buen sistema de estabilización. La presente revisión sistemática destaca límites superiores del LOA más altos usando ID en los abductores (22.03%), flexores (25.31%), y flexores plantares (23.89%). Al parecer la dificultad de estabilizar correctamente la cintura lumbopélvica es un factor y debe ser considerado al registrar la fuerza muscular.

1.7.4.4 Tipos de dinamómetros

En este aspecto existe controversia respecto a si varía la confiabilidad dependiendo del ID usado. Mientras que Thompson [152] no encuentra diferencias en la confiabilidad encontrada al medir los flexores de cadera mediante Biodex y Cybex, Gross [153] sugiere que hay variación.

1.7.4.5 Factores biológicos y ambientales

Aunque uno pudiese controlar todos los factores externos, diferencias en la temperatura o humedad al momento de la medición, motivación del sujeto, horas de sueño previa etc pueden aumentar el margen de error. [79]

1.7.4.6 Uso de LOA para la toma de decisiones

El cálculo del LOA es relevante para establecer las mejoras en la fuerza muscular peak que pueden ocurrir tras un programa de rehabilitación o bien el deterioro de la fuerza que puede generar una determinada patología. Alta heterogeneidad existe en la medición de todas las variables relacionadas con la fisiología del ejercicio incluyendo la fuerza muscular, debido a esto es esperable que los valores del SEM y LOA sean altos. [154] En la práctica clínica, un criterio comúnmente utilizado para el reintegro deportivo es que la diferencia en la fuerza muscular registrada entre la extremidad comprometida vs la sana no supere el 10%.

Este cambio pequeño pero relevante sólo es capaz de ser detectado en los flexores de rodilla (-6.43, 10.61%) y extensores de rodilla (-2.62, 9.26) mediante ID. El resto de las mediciones con ID y sobre todo, todas las mediciones con HHD muestran límites del LOA más alto, siendo incapaz de detectar estas pequeñas diferencias.

1.7.4.7 Validez concurrente entre HHD e ID

Muy alta correlación se encontró para los flexores y aductores de cadera al comparar los registros de fuerza máxima isométrica entre HHD e ID; alta correlación para los abductores y extensores de cadera; moderada correlación para los flexores y extensores de rodilla además de los flexores plantares y flexores dorsales de tobillo.

1.7.4.8 Calidad metodológica de los estudios seleccionados

Considerando la lista de verificación (checklist) de COSMIN, todos los artículos fueron calificados metodológicamente como regulares y pobres. Sólo tres estudios que analizaron la confiabilidad absoluta de los dinamómetros [11,117,136] fueron calificados como pobres. La principal falla metodológica se atribuye al tamaño muestral. Para que en este ítem el artículo sea calificado como bueno requiere al menos de 50 sujetos para el estudio. Ningún estudio menciona deserciones y si las hay las causas de estas. Otra falla común es el ítem independencia de las mediciones. Terwee [110] recomienda al menos una semana entre el test y re-test para mantener la independencia, lo que se logró en 8 estudios

Cuatro estudios analizaron la validez concurrente entre HHD e ID [6,7,57,121]. Dos de los cuales fueron calificados como pobres por el tamaño muestral menor a 20, [6,121] un estudio calificado como regular [7] y uno como bueno. [57] Siempre se mencionó o asumió el instrumento que es considerado como gold standard.

1.7.4.9 Sesgo de publicación

La búsqueda amplia de artículos incluye las bases de datos electrónicas Medline, Embase, CINAHL e ISI Web of Science y revisión manual de referencias considerando autores y revistas relevantes. Sin embargo, la búsqueda se limitó sólo al idioma inglés y no se buscaron estudios presentados en jornadas científicas, congresos o tesis.

1.7.4.10 Limitaciones del estudio

Si bien la búsqueda amplia de artículos incluyendo las principales bases de datos y revisión manual de referencias considerando autores y revistas relevantes, la búsqueda se limitó sólo al idioma inglés y no se buscaron estudios presentados en jornadas científicas, congresos o tesis.

1.7.5 Conclusión

Considerando la clasificación de COSMIN, todos los artículos fueron calificados como regulares o pobres. Considerando la evaluación de la fuerza muscular mediante HHD en los grupos musculares seleccionados, los intervalos más altos de LOA y por ende la menor confiabilidad se encontró en los extensores de rodilla y flexores plantares de tobillo. Por ende, para la medición de estos grupos musculares se sugiere el uso de otro instrumento.

Considerando las evaluaciones realizadas con ID, sólo los aductores y extensores de cadera; flexores y extensores de rodilla y flexores dorsales de tobillo mostraron LOA menor al 15%. El LOA obtenido mediante HHD fue mayor que con la ID en todos los grupos musculares evaluados. Muy alta correlación se encontró para los aductores y flexores de cadera entre HHD e ID; alta correlación para los abductores y extensores de cadera y moderada correlación para los flexores y extensores de rodilla, flexores dorsales y flexores plantares.

Tabla 4: Características de los estudios seleccionados que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID					
Autor	Muestra	Tipo dinamómetro	Articulación	Movimiento	Tipo contracción
Arnold, C	18 JAS	Lafayette, HHD	<i>Cadera:</i> flex, abd, y ext <i>Rodilla:</i> ext <i>Tobillo:</i> df	<i>abd, flex cadera:</i> bipedo <i>ext cadera:</i> prono <i>Rodilla:</i> sedente <i>Tobillo:</i> sedente	Isometrico
Kelln, B	20 AS	Microfet 2, Hoggan Health Industries, HHD	<i>Cadera:</i> add, abd, flex, ext, <i>Rodilla:</i> flex, ext <i>Tobillo:</i> df	<i>ext cadera y rodilla:</i> prono <i>flex, add, abd cadera y df</i> <i>tobillo:</i> Supino	Isometrico
Kawaguchi, J	8 JAS	Fet 2 Hoggan Health Industries, HHD	<i>Cadera:</i> abd, ext	Bipedo	Isometrico
Mentiplay, B	30 AS	Lafayette, Hoggan Health Industries, HHD; Kin Com, ID	<i>Tobillo:</i> df, pf <i>Rodilla:</i> flex, ext <i>Cadera:</i> abd-add; flex, ext	<i>flex cadera y flex, ext rodilla:</i> Sedente <i>df y pf tobillo, add, abd cadera:</i> Supino <i>ext cadera:</i> Prono:	<i>HHD:</i> isometrico <i>ID:</i> concentrico 60°/s
Tung Wu, L	25 AS	GT-10, HHD	<i>Rodilla:</i> flex, ext	Sedente	Isometrico

Marco Conceptual

Claiborne, T	13 AS	Biodex, ID	<i>Cadera:</i> add, abd, flex, ext,	<i>add/abd cadera:</i> Supino <i>flex, ext cadera:</i> Bipedo	Concentrico 60°/s
Dauty, M	10 JAS	Cybex, 6000, ID	<i>Rodilla:</i> flexion	Sedente	Concentrico 60°/s
Asrmann, A	24 adultos mayore	Biodex; ID	<i>Rodilla:</i> flex, ext <i>Tobillo:</i> df, pf	<i>flex, ext rodilla:</i> Sedente <i>df, pf tobillo:</i> Supino	Concentrico 60°/s
Pereira de Carvalho, A	20 AS	Rev 9000; ID	<i>Rodilla:</i> flex, ext	Sedente	Isometrico
Ferri Morales, A	40 AS	Biodex, ID	<i>Rodilla:</i> ext	Sedente	Isometrico Concentrico 60°/s
Dervisevic, C	16 hombres adultos	Rev 9000, ID	<i>Rodilla:</i> flex, ext	Sedente	Concentrico 60°/s
Larsson, B	20 hombres	Kin Com, ID	<i>Rodilla:</i> ext	Sedente	Concentrico 60°/s
Morrison, K	26 JAS	Kin Com, ID	<i>Tobillo:</i> df, pf	Sedente	Concentrico 60°/s
Holmback, A	15 AS	Biodex, ID	<i>Tobillo:</i> df	Sedente	Concentrico 60°/s
Kim, WK	27 mujeres	J Tech, HHD	<i>Rodilla:</i> ext	Sedente	Isometrico

Abreviatura: abd, abducción; add, adducción; df, dorsiflexión; ext, extensión; flex, flexión; AS, adultos sanos; HHD, dinamómetro de mano; ID, dinamómetro isokinético; pf, flexión plantar; JAS, adultos jóvenes sanos.

Tabla 5: Outcome de los estudios que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID.								
Autor	N	articulación/ dinamómetro	Unidad registro fuerza	Media fuerza registrada	SEM (SEM%)	Diferencias en la media entre los test (%)	LOA Límite inferior (%)	LOA Límite superior (%)
Arnold, C	18	Cadera / HHD	Flex: (kg)	8.59	1.81 (21)	6.5	-51.8	64.8
			Abd: (kg)	9.89	1.07 (10.8)	2	-27.9	31.99
			Ext: (kg)	10.43	1.89 (18)	1	-49.2	51.15
	18	Rodilla / HHD	Ext (kg)	11.3	1.67 (14.7)	11.9	-28.8	52.71
		Tobillo / HHD	DF (kg)	5.6	1.36 (14.8)	5.6	-35.4	46.81
Kelln, B	20	Tobillo / HHD	DF(kg)	9.2	0.45 (2.2)	9.3	3.2	15.38
		Cadera / HHD	Cadera add (kg)	10.35	0.24 (2.4)	4.8	-1.6	11.2
			Cadera abd (kg)	12.45	0.22 (1.77)	8.8	3.93	13.74
			Cadera flex (kg)	13.2	0.1 (0.83)	1.5	-0.78	3.81
			Cadera ext (kg)	13.25	0.64 (4.8)	15.8	2.47	29.23
		Rodilla / HHD	Rodilla flex (kg)	12.95	0.48 (1.93)	2.3	-8.07	12.7
			Rodilla ext (kg)	26	1.0 (4.0)	16.2	4.94	27.3
Kawaguchi, J	8	Cadera / HHD	Ext (kg)	29.65	1.57 (6.76)	1.9	-28	36.8
			Abd (kg)	36.5	5.1 (14.1)	6.3	-32.7	45.4
Mentiplay, B	30	Tobillo / HHD	DF, Lafayette (kg)	18.5	1.4 (8.59)	7.3	-16.5	31.22
			DF, Hoggan (kg)	20.9	1.29 (6.2)	0.14	-17.0	17.32
			PF, Lafayette (kg)	50.71	4.3 (8.52)	1.1	-22.4	24.77
			PF, Hoggan(kg)	47.9	3.0 (6.0)	0.5	-16.3	17.27

		Cadera/ HHD	Cadera abd, Lafayette(kg)	13.4	1.3 (9.7)	6.2	-20.3	32.82
			Cadera abd, Hoggan (kg)	13.0	1.4 (7.2)	3.5	-16.6	23.76
		Cadera/ID	Cadera abd, Kin Com (Nm)	57.35	3.5(6.17)	7.8	-9.2	24.9
		Cadera/ HHD	Cadera add, Lafayette (kg)	18.57	1.25 (6.8)	1.6	-17.2	19.43
			Cadera add, Hoggan (kg)	18.16	1.02 (5.7)	3.5	-12.3	19.43
		Cadera/ ID	Cadera add, Kin Com (Nm)	94.7	3.4 (4.48)	0.52	-11.9	12.9
		Cadera/ HHD	Cadera ext, Lafayette (kg)	23.23	1.5 (5.19)	0.8	-16.8	20.65
			Cadera ext, Hoggan (kg)	23.5	1.2 (11.7)	4.4	-28.0	36.79
		Cadera/ ID	Cadera ext, Kin Com (Nm)	128	8.99 (7.03)	1.5	-17.9	21.03
		Cadera/ HHD	Cadera flex, Lafayett (kg)	30.2	1.8 (6.15)	1.3	-15.7	18.32
			Cadera flex, Hoggan (kg)	31.4	1.7 (5.3)	1.6	-13.4	16.6
		Cadera / ID	Cadera flex, Kin Com (Nm)	93.75	6.05 (6.45)	6.93	-10.9	24.8
		Rodilla/ HHD	Rodilla ext, Lafayette (kg)	42.8	3.4 (7.72)	6.4	-14.9	27.85
			Rodilla ext, Hoggan (kg)	48.2	4.25 (8.52)	8.9	-14.6	32.65
		Rodilla/ ID	Rodilla ext, Kin Com (Nm)	305.2	17.3 (5.67)	8.02	-7.67	23.7
		Rodilla/ HHD	Rodilla flex, Lafayette (kg)	23.73	1.6 (6.93)	0.38	-18.8	19.58
Rodilla flex, Hoggan (kg)	23.78		2.04 (8.58)	1.7	-22.0	25.52		
		Rodilla / ID	Rodilla flex, Kin Com (Nm)	128.7	8.58 (6.67)	0.4	-18.1	18.8
Kim, WK	27	Rodilla / HHD	Ext (Nm)	46.76	2.28 (4.87)	1.8	-12.0	15.28
Claiborne, T	13	Cadera / ID	Abd (Nm)	123.6	13.5 (10.9)	4.85	-25.5	35.2
			Add (Nm)	128.5	24.1 (18.7)	9.0	-42.9	60.9

Marco Conceptual

			Flex (Nm)	122	13.5 (10.7)	18.4	-11.3	48.2
			Ext (Nm)	140	10.4 (7.4)	0.5	-20.0	21.15
Dauty, M	10	Rodilla / ID	Flex (Nm)	124.35	7.0 (5.63)	1.36	-14.2	16.9
Harmann, A	24	Rodilla / ID	Flex (Nm)	41.35	5.3 (12.8)	4.6	-30.8	40.1
			Ext (Nm)	88.8	7.1 (8.0)	0.22	-21.9	22.3
	24	Tobillo / ID	DF (Nm)	10.3	0.9 (8.74)	1.9	-22.3	26.2
			PF (Nm)	41.8	5.7 (13.8)	3.8	-34.6	42.3
Pereira de Carvalho, A	20	Rodilla / ID	Ext (Nm)	226	8.1 (3.6)	2.6	-7.32	12.6
			Flex (Nm)	127	6.2 (4.9)	3.1	-10.4	16.7
Ferri Morales, A	40	Rodilla / ID	Rodilla (Nm)	124.9	4.8 (2.48)	1.9	-8.9	12.7
Dervisevic, E	16	Rodilla / ID	Ext (Nm)	142.5	15.5 (10.9)	4.9	-25.3	35.1
			Flex (Nm)	97.9	15.5 (15.8)	2.5	-41.4	46.5
Larson, B	20	Rodilla / ID	Ext (Nm)	182.5	13 (7.12)	4.9	-14.8	24.6
Morrison, K	26	Tobillo / ID	PF(Nm)	150.2	14.7 (9.8)	0.7	-26.4	27.8
			DF(Nm)	41.9	4.58 (10.9)	10.3	-19.8	40.6
Holmback, A	30	Tobillo / ID	DF (Nm)	23.7	1.4 (5.9)	0.84	-15.5	17.2
Tung Wu, Lu	25	Rodilla / HHD	Flex (Kg)	27.55	3.72 (13.5)	1.8	-35.5	39.21
			Ext (kg)	36.35	2.2 (6.1)	0.8	-16.3	17.9

Abreviatura: abd, abduction; add, adduction; DF, dorsiflexion; ER, rotación externa; ext, extension; flex, flexion; HHD, dinamómetro mano; ID, dinamómetro isokinético; PF, flexión plantar.

Tabla 6: Características de los estudios seleccionados que analizan la validez concurrente entre HHD e ID.						
Autor	muestra	Artic/ mov	Posición Evaluación	dinamómetro	Comparado a	Tipo contracción
Arnold, C	18 JAS	<i>Cadera:</i> flex, abd, ext <i>Rodilla:</i> ext <i>Tobillo:</i> df	<i>flex, abd cadera:</i> Bipede <i>ext rodilla df</i> <i>tobillo:</i> Sedente <i>ext cadera :</i> Prono	Lafayette, HHD	Biodex, ID	Isometrico
Mentiplay, B	30 AS	<i>Tobillo:</i> df pf <i>Rodilla:</i> flex, ext <i>Cadera:</i> abd, add, flex, ext	<i>Flex cadera flex,</i> <i>ext rodilla:</i> Sedente <i>df, pf tobillo, abd,</i> <i>add cadera:</i> Supino <i>ext cadera:</i> Prono	Lafayette, Hoggan HHD	Kin Com, ID	Isometrico
Neil, S	10 JAS	<i>Rodilla:</i> flex, ext	Sedente	HUR	Biodex, ID	Isometrico
Wang, Y	68 AS	<i>Rodilla:</i> ext	Sedente	Célula de carga integrada	Biodex, ID	Isometrico

Abreviatura: abd, abducción; add, aducción; artic, articulación; as, adultos sanos; df, flexión dorsal; ext, extensión; flex, flexión; HHD, dinamómetro mano; ID, dinamómetro isokinético; jas, jóvenes adultos sanos; mov, movimiento; pf, flexión plantar

Tabla 7: Resultados de los estudios seleccionados que analizan la validez concurrente entre HHD e ID			
Autor	N	Análisis	ICC interdinámometro
Arnold, C	18	Cadera flex	0.70 (0.06-0.8)
		Rodilla ext	0.44 (0.05-0.76)
		Cadera ext	0.52 (0.09-0.79)
		Cadera abd	0.7 (0.34-0.88)
Wang, Y	68	Rodilla ext HHD /biodes	0.87 (0.43-0.95)
Neil, S	10	Rodilla flex	0.75 (0.38-0.82)
		Rodilla ext	0.35 (0.0-0.72)
Mentiplay, B	30	df Lafayette-Kin Com	0.62 (0.15-0.83)
		df Hoggan-Kin Com	0.61 (0.09-0.83)
		pf Lafayette-Kin Com	0.51 (0.12-0.78)
		pf Hoggan-Kin Com	0.47(0.0-0.78)
		Rodilla flex Lafayette-Kin Com	0.94 (0.87-0.97)
		Rodilla flex Hoggan-Kin Com	0.94(0.85-0.97)
		Rodilla ext Lafayette-Kin Com	0.82 (0.52-0.92)
		Rodilla ext Hoggan-Kin Com	0.90 (0.76-0.96)
		Cadera abd Lafayette-Kin Com	0.88 (0.74-0.95)
		Cadera abd Hoggan-Kin Com	0.89 (0.75-0.95)
		Cadera add Lafayette-Kin Com	0.95 (0.87-0.98)
		Cadera add Hoggan-Kin Com	0.94 (0.84-0.98)
		Cadera flex Lafayette-Kin Com	0.94 (0.87-0.97)
		Cadera flex Hoggan-Kin Com	0.94 (0.85-0.97)
Cadera ext Lafayette-Kin Com	0.88 (0.72-0.95)		
Cadera ext Hoggan-Kin Com	0.90 (0.76-0.95)		

Abreviatura: abd, abducción; add, aducción; df, dorsiflexión; ext, extensión; flex, flexión; HHD,

dinámometro de mano; ID, dinámometro isokinético; pf, flexión plantar

Tabla 8: Calidad metodológica de los estudios que analizan la confiabilidad absoluta de los HHD e ID según el checklist de COSMIN											
Author	Was the percentage of missing values given?	Was there a description of how missing values were handled?	Was the sample size analysis adequate?	Important flaws Random allocation	Were at least two measurements available?	Were the administrations independent?	Was the time interval stated?	Was the time interval appropriate?	Were the test conditions similar for both measurements?	Was the SEM; SDC, or LOA calculated?	Rating
Arnold, C	Bueno	Regular	Pobre	Exc	Exc	Regular	Exc	Regular	Exc	Exc	Pobre
Kelln, B	Bueno	Regular	Pobre	Exc	Exc	Regular	Exc	Regular	Exc	Exc	Pobre
Kawaguchi, J	Bueno	Regular	Pobre	Exc	Pobre	Exc	Exc	Pobre	Exc	Exc	Pobre
Mentipalay, B	Bueno	Regular	Regular	Exc	Pobre	Exc	Exc	Pobre	Exc	Exc	Pobre
Tung Wu, Lu	Pobre	Regular	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre
Claiborne, T	Bueno	Regular	Pobre	Pobre	Exc	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre
Dauty, M	Bueno	Regular	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre
Hartmann, A	Bueno	Regular	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Regular	Exc	Exc	Pobre
Pereira de Carvalho, A	Bueno	Regular	Pobre	Pobre	Exc	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre
Ferri Morale, A	Bueno	Regular	Regular	NA	Bueno	NA	Exc	Bueno	Exc	Exc	Regular
Dervisevic, E	Bueno	Regular	Pobre	Pobre	Exc	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre
Larsson, B	Bueno	Regular	Pobre	NA	Bueno	NA	Exc	Bueno	Exc	Exc	Pobre
Morri	Bueno	Regular	Pobre	Pobre	Exc	Pobre	Exc	Exc	Exc	Exc	Pobre

Marco Conceptual

son, K		lar									re
Holm back, A	Bueno	Regu lar	Regu lar	NA	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Exc	Reg ular
Kim, WK	Bueno	Regu lar	Regu lar	Exc	Reg ular						

Abreviatura: Exc, excelente; NA, no aplicable

Tabla 9: Calidad metodológica de los estudios que analizan la validez concurrente entre los HHD e ID según el checklist de COSMIN.

Author	Was the percentage of missing values given?	Was there a description of how missing values were handled?	Was the sample size analysis adequate?	Important flaws Random allocation	Can the employed criteria be considered on par with the gold standard?	Statistical methods	Rating
Arnold, C	Bueno	Regular	Pobre	Excelente	Bueno	Excelente	Pobre
Wang, Y	Bueno	Regular	Bueno	Excelente	Excelente	Excelente	Regular
Neil S,	Bueno	Regular	Pobre	Regular	Excelente	Bueno	Pobre
Mentiplay B,	Bueno	Regular	Regular	Excelente	Excelente	Bueno	Regular

Tabla 10: LOA en la fuerza isométrica máxima en el test- retest: Musculatura de cadera, rodilla y tobillo medidos con HHD.								
Artic	mov	Número estudios	Participantes	SEM % límite inferior y superior de los estudios	Estadístico	I ² (%)	P	Tamaño efecto (kg %)
Cadera	Abductores	4	76	1.8, 14.1	LOA	0	0.839	12.78 (8.17, 17.38)
	Adductores	2	50	2.3, 6.8	LOA	0	0.54	12.04 (6.36, 17.72)
	Flexores	3	68	0.8, 21.1	LOA	67.3	0.02	22.29 (9.26, 35.32)
	Extensores	4	76	4.8, 18.1	LOA	0	0.77	19.56 (11.27, 27.85)
Rodilla	Flexores	3	75	3.8, 13.5	LOA	0	0.65	16.92 (8.61, 25.24)
	Extensores	5	123	4.0, 14.7	LOA	22	0.27	33.59 (23.91, 43.26)
Tobillo	Flexores plantares	3	73	6.1, 8.5	LOA	0	0.9	48.87 (35.19, 62.56)
	Dorsiflexores	3	68	2.2, 14.9	LOA	0	0.85	20.19(14.66, 25.72)

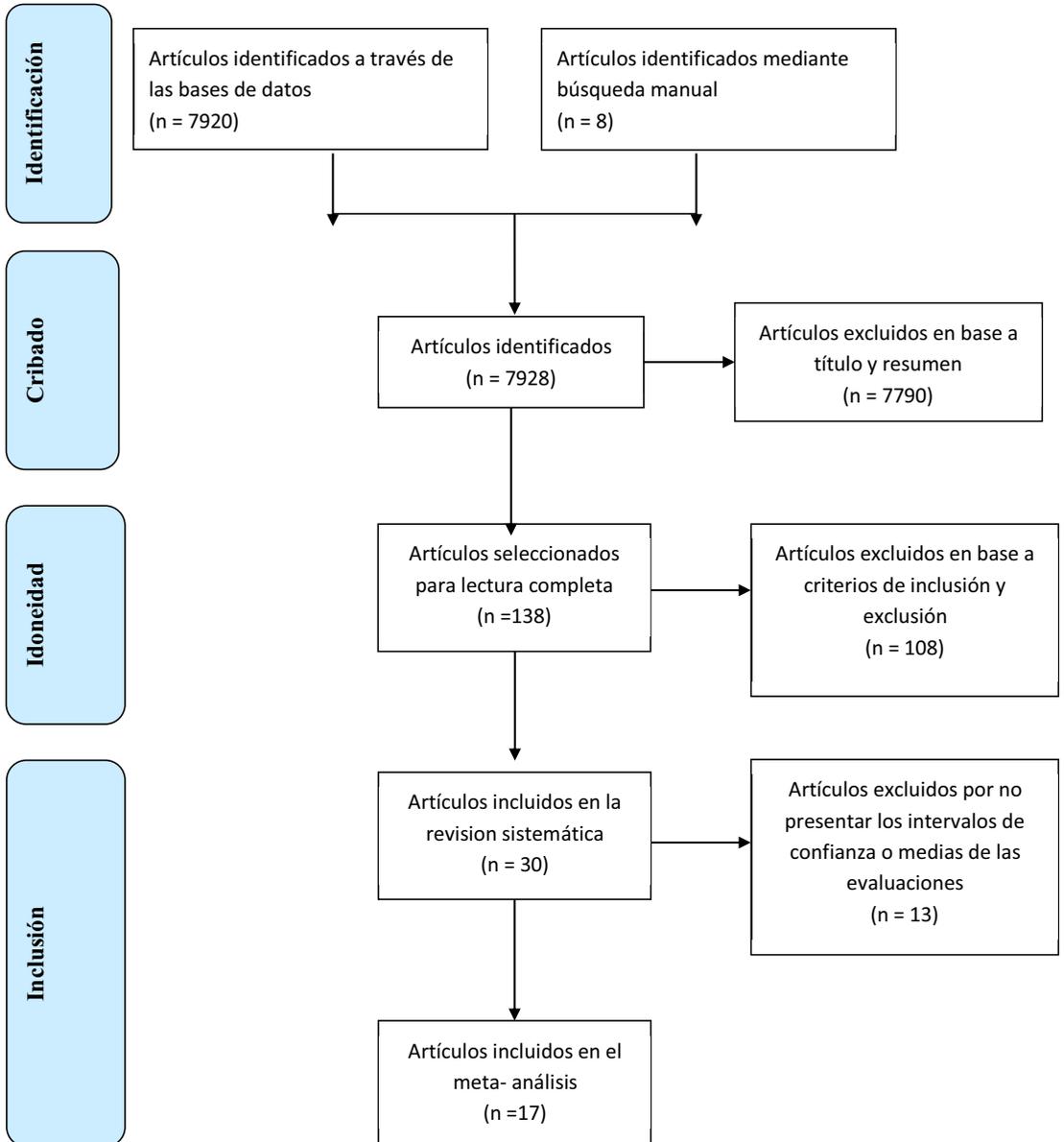
Tabla 11: LOA de la fuerza isométrica máxima en el test- retest: Musculatura de cadera, rodilla y tobillo medidos con ID.								
artic	Mov	estudios	Participantes	SEM (%) límite inferior y superior de los estudios	Estadístico	I ² (%)	P	Tamaño efecto (Nm %)
Cadera	Abductores	2	53	6.2, 11.0	LOA	0	0.85	7.14 (-7.76, 22.03)
	Adductores	2	53	4.5, 18.8	LOA	0	0.75	0.99 (-11.1, 13.06)
	Flexores	2	53	6.5, 10.8	LOA	0	0.52	9.99 (-5.33, 25.31)
	Extensores	2	53	7.0, 7.4	LOA	0	0.94	1.09 (- 13.05, 15.24)
Rodilla	Flexores	3	100	4.9, 15.9	LOA	0	0.9	2.09 (-6.4, 10.6)
	Extensores	5	150	3.6, 10.9	LOA	0	0.99	3.32 (-2.62, 9.26)
Tobillo	Flexores plantares	2	50	5.8, 13.8	LOA	0	0.89	1.75 (-26.4, 27.8)
	Dorsiflexores	3	80	5.9, 10.9	LOA	0	0.86	2.73 (-9.6, 15.1)

Abreviatura: artic, articulación; LOA, límite de acuerdo; mov, movimiento

Tabla 12: Validez concurrente medida entre HHD e ID							
Artic	mov	Studio	Participantes	estadístico	I' (%)	P value	Effect size
Cadera	Abductores	2	48	ICC y CI	0	0.42	0.87(0.80,0.94)
	Adductores	2	48	ICC y CI	0	0.79	0.94(0.91,0.98)
	Flexores	2	48	ICC y CI	32.8	0.23	0.93(0.88,0.98)
	Extensores	2	48	ICC y CI	52.7	0.12	0.85(0.73,0.97)
Rodilla	Flexores	2	40	ICC y CI	0	0.9	0.78(0.66,0.91)
	Extensores	5	126	ICC y CI	80	0.0	0.64(0.42,0.85)
Tobillo	Flex plantar	2	40	ICC y CI	12.5	0.31	0.63(0.45,0.81)
	Dorsiflexión	1	30	ICC y CI	0	0.96	0.62(0.37,0.87)

Abreviatura: artic, articulación; CI, intervalo de confianza al 95%; ICC, coeficiente correlación inter dinamómetro; mov, movimiento

Flujograma del proceso de selección de artículos considerados en la revisión sistemática.



1.8 Dinamometría electromecánica funcional

1.8.1 Introducción

La dinamometría electromecánica funcional (EPD) controla electrónicamente el movimiento y la resistencia permitiendo variar la carga, velocidad, intensidad y distancia del rango de movimiento empleado en un programa de evaluación o rehabilitación. Permite realizar mediciones de fuerza muscular, coordinación, estabilidad y flexibilidad. Desde el punto de vista de la fuerza muscular permite realizar evaluaciones y programas de entrenamientos analíticos ya sea isométricos, anisométricos e isokinéticos como por ejemplo la flexión de cadera y extensión de rodilla (fig16). Además, presenta una modalidad pleocinética donde se puede modificar la velocidad o la resistencia dentro del recorrido del movimiento analítico a evaluar tanto de tronco como extremidades. El movimiento activo controlado del dinamómetro en ambos sentidos del recorrido permite el trabajo concéntrico y excéntrico con la máxima estimulación muscular. A diferencia de la dinamometría isokinética, el EPD permite además la evaluación de movimientos funcionales como el lanzamiento, semisentadillas etc. (fig 17) logrando un entrenamiento muscular específico, dosificado y controlado atendiendo especialmente cada uno de los parámetros evaluados. Un tipo de EPD es el dispositivo Haefni Health cuyas características se describen a continuación.



Figura 16: Evaluación analítica de la fuerza



Figura 17: Evaluación funcional de un gesto deportivo

1.8.2 Características del EPD Haefni Health 1.0

1.8.2.1 Características a nivel mecánico

Técnicamente el dispositivo está compuesto por una estructura metálica con elementos de transmisión de potencia con el fin de transmitir la energía de un motor a través de un cable por un sistema de poleas (fig 18). El sistema mecánico está diseñado para la realización de diferentes requerimientos funcionales los cuales se pueden realizar mediante la variabilidad

de la resistencia o velocidad que ofrece el sistema motor reductor. La resistencia programada es transmitida mediante un sistema de poleas tanto internas como externas hasta el agarre situado en el brazo de la plataforma, el cual es accionado por el sujeto que realizará la actividad programada.

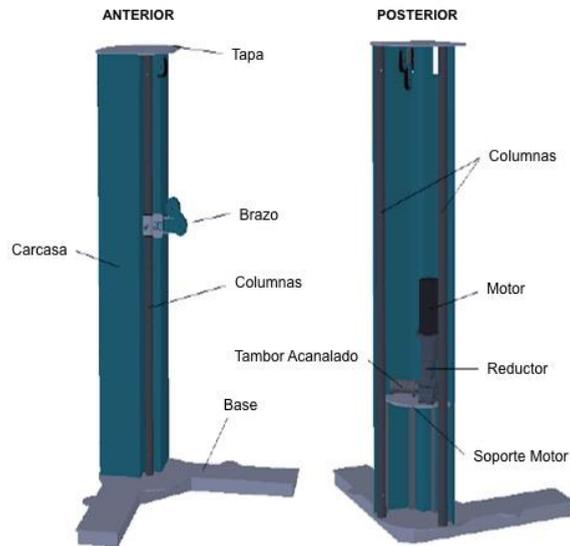


Figura 18: Representación gráfica del dispositivo Haefni Health 1.0

1.8.2.2 Características a nivel electrónico

Se trata de un sistema electrónico semiautónomo encargado de procesar determinadas órdenes como el tipo de ejercicio, resistencia aplicada y velocidad de ejecución lineal en

centímetros/ segundos (cms/s) procedentes de una unidad de control (pc) y de ejecutar diversas acciones basadas en dichas ordenes

El sensor de la fuerza consiste en una galga extensiométrica colocada para medir la tensión en la cuerda o la fuerza que ejerce el usuario.

1.8.3 Modos de operación

1.8.3.1 Modo isokinético

La carga externa se modifica de acuerdo a la fuerza ejercida por el sujeto evaluado. A mayor fuerza realizada, mayor resistencia es aplicada por el dinamómetro manteniendo la velocidad del movimiento constante. Existe un apoyo de un feedback visual que muestra cómo se va modificando la carga ejercida durante el movimiento concéntrico y excéntrico. La fuerza isométrica también es posible de ser evaluada. El rango de movimiento se determina por la longitud de la cuerda de la polea. Se programa la posición de inicio y de término para determinar el recorrido. El rango de movimiento a diferencia de los dinamómetros tradicionales no se expresa en grados sino en centímetros.

1.8.3.2 Modo pleocinético

El modo más sencillo es el lineal donde se puede modificar la carga o velocidad durante la ejecución de un movimiento lineal tanto en la fase concéntrica como excéntrica, por ejemplo, flexión de hombro, extensión de cadera. También se puede replicar movimientos o gestos funcionales usando el sistema de poleas de la máquina modificando la carga o velocidad. El rango de movimiento se determina por la longitud de la cuerda de la polea. Se programa la posición de inicio y de término para determinar el recorrido. El rango de movimiento a diferencia de los dinamómetros tradicionales no se expresa en grados sino en centímetros.

La modalidad pleocinética permite seleccionar dos valores diferentes ya sea de porcentaje de resistencia máxima evaluada o de velocidad de ejecución de la actividad funcional. La velocidad con que se realice la primera mitad del recorrido determinado en la evaluación durante la fase concéntrica será con la primera velocidad seleccionada (ej 50 cms/ seg) y la segunda mitad del recorrido con la segunda selección de la velocidad. En el caso de entrenamiento pleocinético se puede programar la resistencia o velocidad. En el caso de la resistencia se elige la primera carga para la primera mitad del recorrido y la segunda para la segunda mitad. Las resistencias posibles de seleccionar son 25%, 50%, 75% y 100% de la fuerza isométrica máxima evaluada en la misma actividad funcional que se desea entrenar

Modificación de la velocidad: en un shut de fútbol por ejemplo la velocidad no es constante durante el recorrido. Se puede replicar la ejecución programando adecuadamente la velocidad tanto al inicio como al final del movimiento tanto en la fase concéntrica como excéntrica.

Modo carga: es posible diseñar un gesto deportivo modificando la carga durante el recorrido tanto en la fase concéntrica como excéntrica, permitiendo por ejemplo sobrecargar en excéntrico

1.8.4 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima isokinética y pleocinética estática

1.8.4.1 Posición del sujeto

La posición del sujeto debe estar definida previo al inicio del protocolo si la evaluación es estática. Se debe determinar si el sujeto estará posicionado en supino, prono, sedente o bípedo y el ángulo donde esté posicionada la articulación a evaluar tanto al inicio como final del movimiento. La ubicación en que se encuentre el sujeto debe ser tal que permita el cable de la polea alcanzar su ubicación. La unidad de medición es el Newton (N), pero si se quiere evaluar en Newton*metro se debe asegurar que exista un ángulo recto entre el brazo de palanca de la carga y el cable del dinamómetro. Ideal que existan marcadores en el piso para replicar exactamente la posición del sujeto al realizar re- test. (fig 19)



Figura 19: Posición inicial del sujeto en una prueba analítica de evaluación de fuerza muscular de rotadores mediales de hombro. Nótese al ángulo de 90° entre el segmento antebrazo que corresponde al brazo de palanca de la carga y la cuerda del EPD.

1.8.4.2 Rango de movimiento (ROM)

El evaluador determina el rango inicial y final. Para esto una vez posicionado el sujeto debe sacar la cuerda hasta que quede ubicado correctamente determinando así la posición inicial y luego modificar la longitud de la cuerda registrando el recorrido de esta hasta alcanzar la posición final. El rango de movimiento se expresa en cms. En estudios isométricos la cuerda no debe modificar su longitud. El ROM es determinante tanto en estudios analíticos y debe ser muy bien replicada en estudios de confiabilidad. La importancia del ROM está descrita en la sección 1.2.2.3

1.8.4.3 Velocidad del test

La velocidad en que se programe la evaluación isocinética se expresa en cms/ seg porque está determinada por la variación en cms que tiene la cuerda por unidad de tiempo. Existen tres opciones para programar la velocidad. La modalidad muy lenta es de 5 cms/ seg; modalidad lenta es de 30 cms/ seg; la moderada o normal de 50 cms/seg y la rápida de 100 cms/seg. Al igual que con los dispositivos ID tradicionales, la dificultad que impone la alta velocidad de contracción es que no permite el reclutamiento de todas las unidades motoras por lo que es imposible alcanzar la fuerza peak. Las fibras lentas son reclutadas antes que las fibras rápidas. Si se evalúan grupos musculares con alto número de fibras rápidas a muy alta velocidad angular, se subestimarán la fuerza máxima real porque no existe el tiempo adecuado en la contracción para reclutar a todas las fibras. La relevancia de la velocidad del test de fuerza muscular está descrita en la sección 1.2.2.4

1.8.4.4 Tiempo de reposo y número de repeticiones

Consideraciones sobre el tiempo de reposo y número de repeticiones se encuentra en la sección 1.4.3.3 y 1.4.3.4 respectivamente

1.8.4.5 Tiempo de mantención de la contracción

En el caso de la evaluación isométrica es relevante determinar el tiempo de mantención de la contracción. Se sugiere que la contracción isométrica debe ser mantenida por 5 segundos, ya que es el tiempo suficiente en que se permite alcanzar la fuerza máxima. Sobre este tiempo, no aumenta más la fuerza peak. Permite programar el tiempo de mantención de la contracción isométrica.

1.8.4.6 Torque peak y torque promedio

El EPD entregar información tanto del torque peak como el torque peak promedio. El torque peak promedio con la EPD se obtiene promediando el torque peak de cada una de las series. Los factores que inciden en el registro del peak promedio se presentan en la sección 1.4.3.5

1.8.4.7 Estabilización

Se refiere a la fijación externa para permitir que el movimiento sea lo más analítico posible y no existan compensaciones. Es esencial para medir la fuerza real. Por ejemplo, al evaluar la articulación del hombro se sugiere estabilizar la cintura pélvica, tronco y traslación anterior de la cabeza humeral. El EPD al ser un dinamómetro funcional no cuenta con un sistema propio de estabilización, por lo que para realizar evaluaciones analíticas debe ser incorporado externamente (fig 20)

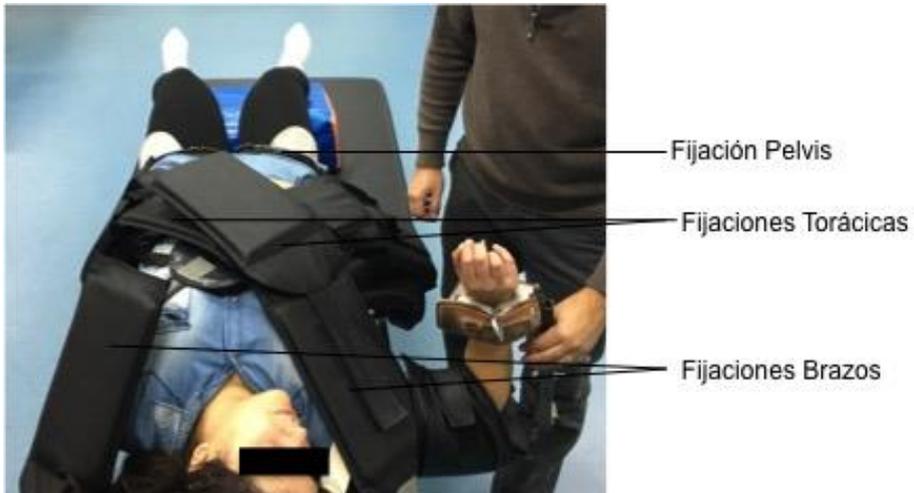


Figura 20: Sistema de estabilización externa en evaluación analítica de fuerza máxima en rotadores mediales de hombro. Incluye estabilización de pelvis, torax, control de la traslación anterior de la cabeza humeral y estabilización de brazo.

1.8.5 Consideraciones en la elaboración de protocolos de evaluación de fuerza máxima dinámica o funcional

Las consideraciones son muy similares a las del protocolo de evaluación estática, sin embargo, dependiendo de la evaluación funcional que se realice puede no ser necesario un sistema externo de estabilización

1.8.5.1 Posición del sujeto

La posición inicial del sujeto debe estar definida previo al inicio del protocolo en la evaluación dinámica. Se debe determinar si el sujeto estará posicionado en supino, prono, sedente o bípedo. A diferencia del estático la posición final del sujeto puede ser diferente a la inicial. Ejemplo partir en sedente y terminar en prono. También es relevante tener claro el ángulo de inicio y fin de todas las articulaciones involucradas en el movimiento funcional. La ubicación en que se encuentre el sujeto debe ser tal que permita el cable de la polea alcanzar su ubicación. Ideal que existan marcadores en el piso para replicar exactamente la posición del sujeto al realizar re- test. (fig 21)



Figura 21: Posición de inicio en movimiento funcional

1.8.5.2 Rango de movimiento (ROM)

Las consideraciones al diseñar el rango de movimiento al realizar el movimiento funcional con el EPD son similares al movimiento estático y está descrita en la sección 1.8.4.2

1.8.5.3 Velocidad del test

En las actividades funcionales como lanzamientos la velocidad de ejecución no siempre es constante. El EPD permite crear programas variando la velocidad del recorrido del inicio y final del test y en la fase concéntrica y excéntrica para asemejarlos lo más posible al gesto real.

1.8.5.4 Estabilización

En los movimientos funcionales no se requiere sistema de estabilización, pero se puede usar algunos sistemas de apoyo.

1.8.5.5 Realce de la fuerza máxima

La fuerza máxima evaluada varía dependiendo si el movimiento es puro o bien es antecedido por una contracción excéntrica. Este concepto no es relevante en la evaluación analítica de la fuerza muscular, pero si cuando se evalúan pruebas o gestos funcionales. Debido a esto, es importante considerar si el movimiento es antecedido por una contracción excéntrica del músculo a evaluar y la velocidad en la ejecución de la contracción excéntrica previa y el tiempo entre el fin de la contracción excéntrica y el inicio de la evaluación de la fuerza máxima ya que son factores que influyen en la máxima fuerza evaluada

1.9 Evaluación de la fuerza muscular en la articulación de hombro.

1.9.1 Introducción

Las características especiales tanto anatómicas como biomecánicas del complejo articular de hombro (articulación glenohumeral, escapulotorácica, acromioclavicular y esternoclavicular) generan un desafío mayor respecto a la evaluación de la fuerza muscular. La evaluación de la fuerza muscular es comúnmente usada por investigadores y clínicos para determinar la relación entre el torque generado por la musculatura agonista y antagonista y la relación entre la contracción concéntrica y excéntrica de los diferentes grupos musculares. [127] Permite objetivar la magnitud de las disfunciones referentes a la fuerza muscular asociadas a patologías como pinzamiento e inestabilidad, objetivar la eficacia de programas de rehabilitación y entrenamiento y evaluar si existen algunos factores de riesgo asociado sobre todo a los deportes de lanzamiento. La articulación glenohumeral es considerada inherentemente inestable ya que sólo un tercio de la cabeza del húmero se encuentra en contacto con la cavidad glenoidea. Los ligamentos glenohumerales restringen el movimiento sólo en los rangos finales de elevación y rotación externa. Muchas publicaciones [85,129,155] incorporan el estudio de la musculatura del manguito rotador ya que es un grupo relevante para mantener coaptada la articulación glenohumeral independiente del movimiento y de la carga externa que se aplique. Desde el punto de vista biomecánico se considera el plano escapular como la posición donde existe

la menor tensión capsulo-ligamentosa de la articulación glenohumeral y donde se genera la menor tensión del manguito rotador frente a una carga determinada. Esto último se debe a la ventaja mecánica producto de la curva longitud tensión que experimenta el manguito rotador. [156,157] Es muy común por ende que los terapeutas seleccionen esta posición para evaluar la fuerza muscular sobre todo en presencia de patologías o cuando por alguna causa no se debe generar tensión en los tejidos blandos. Sin embargo, no está claro que esta sea la posición ideal desde el punto de vista de la confiabilidad para medir la fuerza del manguito rotador. Por otro lado, la evaluación de la fuerza muscular de los rotadores de hombro en posiciones altas (por ejemplo 90° de abducción de hombro) también son relevantes para determinar cómo responde el hombro en posiciones donde la tensión capsulo ligamentosa es mayor, y que asemeja actividades de mayor exigencia para la articulación como son los lanzamientos, pero la confiabilidad de resultados tampoco está clara en esta posición.

1.9.2 Valores normativos de torque isométrico en la articulación de hombro

Para determinar los valores normativos del torque isométrico de los rotadores de hombro, Westrick [158] evaluó 619 sujetos universitarios, 546 hombres y 73 mujeres. Se evaluó en plano escapular en sedente y supino en y 45° de abducción. La fuerza muscular fue normalizada al peso y analizada por género y dominancia. Describe fuerza normalizada de 0.20 (0.04) en hombres y 0.16 (0.04) en mujeres para los RE y 0.27 (0.06) en hombres y

0.21 (0.05) en mujeres para los RI en brazo dominante. Los valores son similares para brazo no dominante. El valor es significativamente mayor para hombres que mujeres

Para determinar los valores normativos en la relación del torque isométrico máximo entre los RL/RM de hombro y determinar los factores que pueden modificar esta relación, Hughes [159] evaluó 120 sujetos (60 hombres y 60 mujeres) en plano escapular y con 90° de abducción de hombro usando un ID Cybex II en posición sedente. Ratifica una relación que varía entre 0.6 y 0.75 entre los RE y RI. Sostiene que la relación entre los rotadores no se ve afectada por la dominancia ni por el género. Sin embargo, la edad está positivamente asociada al quociente entre los RE/RI sólo al ser evaluado en 90° de abducción. El coeficiente de regresión es 0.0068. Los hallazgos se correlacionan con publicaciones de Ivey. [160] Desbalances entre el torque generado por los rotadores mediales y laterales del hombro ha sido considerado como uno de los factores responsables de disfunciones musculoesqueléticas en esta articulación. [129,161,162] Algunos autores sostienen que es relevante mantener la relación entre los RE con los RI entre 0.6 y 0.8. [160,161] .

1.9.3 Evaluación de la fuerza isométrica máxima en los rotadores de hombro

Para evaluar la fuerza isométrica de los rotadores de hombro se han utilizado diferentes posiciones (sedente, supino y bípedo) con diferentes grados de elevación del brazo (principalmente en 40° y 90°), pero no está claro que posición entrega la mayor confiabilidad. La variabilidad en las posiciones en que se ubica al sujeto a evaluar, el rango

de elevación seleccionado para la evaluación y al ser un complejo articular que requiere buena estabilización escapular y glenohumeral lleva a considerar al hombro por algunos autores [19,126] como una articulación en la cual es difícil obtener alta confiabilidad al evaluar la fuerza muscular. Edouard [130] en su revisión sistemática usando dinamometría isokinética publica que existe una gran variabilidad en la ICC del torque isométrico evaluado de los rotadores de hombro independiente de la postura y posición de evaluación. Los ICC publicados entre los diferentes estudios fluctúan entre 0.44 y 0.98 en posición sedente y 40° de abducción [85,156,163]; 0.09 y 0.77 en sedente y 90° de abducción [138]; 0.86 y 0.99 en supino con 90° de abducción [84,164]; 0.82 y 0.84 en supino con 40° de abducción [84,165] y entre 0.75 y 0.94 en posición bípedo [13,166]. Una menor cantidad de estudios publica la confiabilidad absoluta mediante el SEM mostrando también resultados variables. Según Edouard [130] la evaluación en posición sedente y 40° de elevación genera valores más bajos de confiabilidad absoluta. Lamentablemente sólo 2 estudios comparan la confiabilidad en posiciones distintas. Forthomme [84] compara la confiabilidad absoluta mediante el coeficiente de variación entre las posiciones supino con 40° de elevación, supino con 90° de elevación y sedente con 40° de elevación glenohumeral. Reporta confiabilidad más baja en posición sedente. Greenfield [13] reporta confiabilidad más alta en la evaluación isokinética en plano escapular que en plano frontal. Publica además que el ICC es sólo moderado y difiere mucho entre los estudios que evalúan la contracción excéntrica del manguito rotador, no así al evaluar la contracción concéntrica e isométrica. El protocolo de evaluación, incluyendo la posición del sujeto (supino, sedente o bípedo), el grado de abducción o flexión de la articulación glenohumeral y el tipo de estabilización de la cintura escapular y la articulación glenohumeral son factores relevantes a considerar al momento de determinar la confiabilidad en estudios relacionados con la fuerza muscular

del manguito rotador. [138,139]. Debido a esto, existe información variada y difusa respecto a la confiabilidad de los diferentes tipos de dinamómetros al evaluar la fuerza muscular del manguito rotador, [84,161] por lo que resulta relevante definir cuál es la posición que entrega la mayor confiabilidad de resultados en la evaluación de la fuerza isométrica de hombro.

1.10 Planteamiento del problema

El hombro es una articulación con gran movilidad permitiendo la evaluación de la fuerza muscular en diferentes posiciones. El manguito rotador cumple un rol relevante en mantener coaptada la cabeza humeral independiente de la actividad que se realice. Para evaluar la fuerza muscular de los rotadores de hombro se recomiendan dos posiciones. Una es realizarla a 40° de abducción (plano escapular) debido a que la tensión capsulo-ligamentosa es muy baja, siendo relevante en la protección post patologías; la otra es con 90° de abducción donde se puede evaluar el control glenohumeral en actividades más exigentes, siendo uno de los criterios del retorno deportivo. El marco teórico presentado demuestra que los dinamómetros de mano, pese a ser accesibles y fáciles de usar, no muestran una alta confiabilidad absoluta en la medición de la fuerza. Tampoco existe evidencia sobre cuál de las posiciones de medición mencionadas es más confiable. Un nuevo dinamómetro electromecánico

funcional (EPD) pudiese ser una alternativa práctica y abordable tanto en clínica como rehabilitación, sin embargo, no existe registro en la literatura de su confiabilidad ni de su validez concurrente.

1.11 Objetivos

1.11.1 Objetivo general

- Determinar la confiabilidad relativa y absoluta del dinamómetro electromecánico funcional en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro.
- Determinar la validez concurrente entre el dinamómetro electromecánico funcional y la dinamometría isokinética (gold standard) en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro.

Con el propósito de dar cumplimiento a los objetivos generales de la tesis, se desarrollaron 2 estudios. Cada uno presenta objetivos específicos relacionados directamente con el objetivo general y sus propias hipótesis.

Estudio I: Confiabilidad relativa y absoluta de un nuevo dinamómetro electromecánico funcional en la evaluación de la fuerza isométrica de los rotadores de hombro. Influencia de la posición articular de evaluación.

Estudio II: Validez concurrente de un nuevo dinamómetro electromecánico funcional en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro

1.11.2 Objetivos específicos estudio I

- Determinar la confiabilidad relativa del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en posición supina con 40° de abducción glenohumeral.
- Determinar la confiabilidad absoluta del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en posición supina y 40° de abducción glenohumeral
- Determinar la confiabilidad relativa del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en posición supina con 40° de abducción glenohumeral.
- Determinar la confiabilidad absoluta del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en posición supina y 40° de abducción glenohumeral.

- Determinar la confiabilidad relativa del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en posición supina con 90° de abducción glenohumeral.
- Determinar la confiabilidad absoluta del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en posición supina con 90° de abducción glenohumeral.
- Determinar la confiabilidad relativa del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en posición supina y 90° de abducción glenohumeral
- Determinar la confiabilidad absoluta del EPD al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en posición supina y 90° de abducción glenohumeral
- Comparar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 40° de abducción glenohumeral.
- Comparar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 90° de abducción glenohumeral.
- Comparar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral.

- Comparar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral.

1.11.3 Objetivos específicos estudio II

- Determinar la validez concurrente del EPD respecto a la ID en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en 90° de abducción glenohumeral.
- Determinar la validez concurrente del EPD respecto a la ID en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro en 90° de abducción glenohumeral.
- Comparar la validez concurrente del EPD respecto a la ID en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y rotadores laterales de hombro en 90° de abducción glenohumeral.

1.12 Hipótesis

1.12.1 Hipótesis estudio I

H1: La ICC al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro en 40° y 90° de abducción glenohumeral es > 0.8 .

H2: el cambio mínimo detectable expresado en forma porcentual en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro supera el 20% en ambas posiciones.

H3: La confiabilidad absoluta al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales es mayor que al evaluar los rotadores laterales.

H4: La confiabilidad absoluta al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y rotadores laterales es mayor en posición de 40° que en 90°

1.12.2 Hipótesis estudio II

H1: la validez concurrente en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro entre el dinamómetro electromecánico funcional y el dinamómetro isokinético es > 0.8 .

H2: la validez concurrente en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro entre el dinamómetro electromecánico funcional y el dinamómetro isokinético es mayor que para los rotadores laterales.

1.13 Variables

1.13.1 Variables independientes estudio I:

Tipo de rotación: variable nominal. Esta será clasificada en:

- Rotación medial de hombro
- Rotación lateral de hombro

Posición articular: variable nominal. Esta será clasificada en:

- Posición 40° sujeto supino con hombro en 40° de abducción, codo en 90° de flexión y antebrazo en posición neutra.
- Posición 90° sujeto supino con hombro en 90° de abducción, codo en 90° de flexión y antebrazo en posición neutra.

1.13.2 Variables dependientes estudio I:

- Torque isométrico máximo de los rotadores mediales en 40° de abducción de hombro en el test y re- test
- Torque isométrico máximo de los rotadores laterales en 40° de abducción de hombro en el test y re- test

- Torque isométrico máximo de los rotadores mediales en 90° de abducción de hombro en el test y re- test
- Torque isométrico máximo de los rotadores laterales en 90° de abducción de hombro en el test y re- test

Torque isométrico máximo: es una variable cuantitativa continua y corresponde al máximo registro de torque de todas las repeticiones en cada una de las posiciones descritas tanto en el test como en el re- test.

1.13.3 Variables independientes estudio II:

Tipo de rotación: variable nominal. Esta será clasificada en:

- Rotación medial de hombro
- Rotación lateral de hombro

Tipo de dinamómetro: variable nominal. Esta será clasificada en:

- Dinamómetro electromecánico funcional (EPD)
- Dinamómetro isokinético (ID)

1.13.4 Variables dependientes estudio II:

- Torque isométrico máximo de los rotadores mediales en 90° de abducción de hombro evaluados mediante el EPD
- Torque isométrico máximo de los rotadores mediales en 90° de abducción de hombro evaluados mediante la ID
- Torque isométrico máximo de los rotadores laterales en 90° de abducción de hombro evaluados mediante el EPD
- Torque isométrico máximo de los rotadores laterales en 90° de abducción de hombro evaluados mediante la ID

El torque isométrico máximo es una variable cuantitativa continua y corresponde al máximo registro de torque de todas las repeticiones en cada una de las posiciones evaluadas tanto en con el EPD como el ID.

2 METODOLOGIA

2.1 Diseño experimental

Se realizó un primer estudio para determinar la confiabilidad relativa y absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y rotadores laterales de hombro en 40° y 90° de abducción glenohumeral y un segundo estudio para determinar la validez concurrente del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro en 90° de abducción glenohumeral en sujetos sanos. El diseño experimental de cada uno se describe a continuación.

2.1.1 Diseño experimental estudio I

El estudio corresponde a un diseño test re- test observacional analítico. Este se realizó entre Junio y Julio de 2016 en el Laboratorio de Análisis de Movimiento de la Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago de Chile. La confiabilidad relativa y absoluta del EPD Haefni Health ® (Ivolution R&D, Granada, España) fue determinada mediante el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro en sujetos universitarios sanos (fig 22). Se realizó una medición test re-test con 14 días de diferencia bajo condiciones similares de evaluación. Las evaluaciones fueron realizadas por

el mismo terapeuta entrenado en el método de evaluación. El intervalo de tiempo permite que las mediciones sean independientes entre sí. Los participantes fueron evaluados en posición supina en 40° y 90° de abducción de hombro, 90° de flexión de codo y antebrazo en posición neutra. El orden de los test ya sea si comienza las evaluaciones en 40° o 90° de elevación o bien si comienza con RM o RL de hombro fueron determinados aleatoriamente mediante un programa computacional.

2.1.2 Diseño experimental estudio II

El estudio corresponde a un diseño transversal observacional analítico. Este se realizó entre Septiembre y Octubre de 2016. El EPD Haefni Health ® (Ivolution R&D, Granada, España) y el ID REV 7000 (TechnoGym SpA, Gambetola, Forli, Italia) utilizados para el estudio. Las evaluaciones de fuerza muscular de los rotadores de hombro mediante el EPD se realizaron en el Laboratorio de Análisis de Movimiento de la Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago Chile mientras que las evaluaciones con el ID se realizaron en el servicio de kinesiología de la Clínica Las Condes, Santiago Chile

Las evaluaciones de la fuerza isométrica máxima en los rotadores de hombro se realizaron con 14 días de diferencia. Las evaluaciones fueron realizadas por terapeutas independientes y entrenados en el uso de los dinamómetros mencionados. Cada evaluador fue ciego respecto a los resultados obtenidos mediante el otro dispositivo. Los participantes fueron evaluados en posición supina con 90° de abducción de hombro, 90° de flexión de codo y antebrazo en posición neutra. El orden de los test ya sea si comienza las evaluaciones con el

ID o EPD o bien si comienza con RM o RL de hombro fueron determinados aleatoriamente mediante un programa computacional.



Figura 22: dispositivo Haefni Health 1.0

2.2 Metodología estudio I

2.2.1 Cálculo del tamaño muestral

Para evaluaciones test- retest sin grupo control, la teoría estadística predice intervalos de confianza $(d) = \pm t_{0.975, n-1} \cdot s \cdot \sqrt{2}/\sqrt{n}$ para los cambios en la media, donde n es el tamaño muestral, s el error standard de medición y el estadístico. [79] Igualando la expresión:

$$n = 2(t^*s/d)^2 = 8s^2/d^2$$

El tamaño muestral es proporcional al cuadrado del SEM. Estudios previos [84,85,129] han mostrado valores del SEM cercanos al 25% usando ID en el registro de la fuerza muscular de los rotadores de hombro. Asumiendo que el mínimo cambio clínicamente relevante (d) sea 10%, entonces el tamaño muestral sería de 50 sujetos.

2.2.2 Participantes

Cincuenta y dos sujetos sanos universitarios (40 mujeres y 12 hombres; edad 23.3 ± 2.6 años; índice de masa corporal 23.2 ± 2.6 kg/m²; puntaje en el índice de dolor y discapacidad en el hombro (SPADI) de 4.1 ± 5.7 y todos con extremidad derecha dominante fueron reclutados mediante afiches locales dentro de la universidad (tabla 13). Sin embargo, solo cincuenta sujetos fueron analizados (39 mujeres y 11 hombres). El estudio tuvo dos deserciones; una mujer fue excluida debido a la pérdida de sus datos y un hombre por no asistir a la segunda evaluación. Los criterios de inclusión son: i) hombres y mujeres entre 18 y 35 años; ii) estudiantes de fisioterapia; iii) SPADI ≤ 18 [167]; y iv) consentimiento informado firmado. Los criterios de exclusión incluyeron los siguientes: i) dolor de hombro y (o) cuello en los últimos 6 meses; ii) dolor de hombro y (o) cuello al

momento de la evaluación; iii) antecedentes de traumatismos en hombro o cuello; iv) cirugías de hombro o cuello; v) cualquier alteración extra que pudiese afectar la realización de la prueba. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado previo al inicio del test y podían desertar del estudio cuando lo estimasen conveniente sin consecuencias. El estudio fue aprobado en base a los principios establecidos por la Declaración de Helsinki y por el Comité de Ética Científica de la Escuela de Medicina de la Universidad Católica de Chile; Proyecto no. 16-057, aprobado el 21 de abril de 2016).

Tabla 13: Características de los sujetos participantes en el estudio de confiabilidad absoluta y validez concurrente del dinamómetro electromecánico funcional						
	Estudio de confiabilidad relativa y absoluta			Estudio de validez concurrente		
	Todos los sujetos (n=52)	Hombres (n=12)	Mujeres (n=40)	Todos los sujetos (n=24)	Hombres (n=3)	Mujeres (n=21)
Edad (años)	23.3 ± 2.6	23.9 ± 3.5	23.1 ± 2.0	23.1 ± 2.2	22.3 ± 1.2	23.1 ± 2.3
Peso (kgs)	62.8 ± 10.2	75.6 ± 6.6	58.9 ± 7.4	61.3 ± 9.4	79.3 ± 1.2	58.7 ± 6.8
Talla (mts)	1.65 ± 0.06	1.75 ± 0.05	1.6 ± 0.05	1.64 ± 0.07	1.76 ± 0.04	1.62 ± 0.06
IMC (kgs/mts²)	23.2 ± 2.6	24.7 ± 3.4	22.1 ± 2.0	23.6 ± 2.13	25.5 ± 1.3	22.1 ± 1.8
Long anteb (mts)	0.26 ± 0.15	0.27 ± 0.12	0.25 ± 0.01	0.25 ± 0.02	0.27 ± 0	0.25 ± 0.01
SPADI (puntos)	4.1 ± 5.7	5 ± 6.2	5.3 ± 5.3	3.9 ± 2.4	5.6 ± 9.8	3.6 ± 6.1

Abreviatura: Kgs= kilogramos; mts= metros; IMC= índice de masa corporal; long anteb= longitud antebrazo; SPADI= shoulder pain and disability index

2.2.3 Descripción EPD

El Haefni Health® (fig 22) es un dinamómetro electromecánico consistente de 3 aspectos principales: mecánico, electrónico y de informática. Mecánicamente el sistema consiste en una columna a la cual se fija un sistema de poleas con altura ajustable. Permite con esto

realizar múltiples tipos de ejercicios en diferentes posiciones y con diferentes instrumentos anclados al sistema de poleas (Fig 23). Electrónicamente el sistema está equipado con elementos de transmisión de potencia con el fin de transmitir la energía de un motor a través de un cable por un sistema de poleas. Al cable está fijado un sensor de fuerza que detecta la fuerza, controla la tensión y envía las señales correspondientes al monitor de control. Desde el punto de vista informático el Haefni Health está completamente integrado para controlar y monitorizar los aspectos mecánicos y electrónicos. [168] Permite evaluar la fuerza muscular tanto en movimientos analíticos ya sea isométricos como anisométricos como funcionales.



Figura 23: Utilización del EPD Haefni Health 1.0 para evaluar la rotación lateral de hombro. La cuerda del EPD forma un ángulo de 90° con su brazo de palanca.

2.2.4 Sistema de estabilización EPD

La camilla fue elaborada en el laboratorio de análisis del movimiento de la Pontificia Universidad Católica de Chile (fig 23). Cuenta con un sistema mecánico bilateral a 20 cm de distancia del borde superior que permitirá generar rotación cada 15° en el plano horizontal de la camilla y desplazamiento mediolateral que permitirá ajustar el centro de rotación del mecanismo al centro de rotación glenohumeral (fig 24). El sistema cuenta con una extensión rígida de longitud variable a la longitud del brazo de cada sujeto, acolchado con espuma de alta densidad para permitir la fijación del brazo en su tercio medio y distal por medio de fijaciones rígidas (fig 25A). Una segunda extensión con una articulación rígida en 90° de longitud variable por medio de un sistema mecánico telescópico acorde a la longitud del antebrazo-muñeca de cada sujeto será empleado, permitiendo la posición del brazo en pronación por medio de fijación en el tercio distal. (Fig 25B). La muñeca permanece en posición neutra por medio de fijaciones rígidas sobre la mano (Fig 25C). La camilla articulará a nivel del centro esferoideo del puño, permitiendo obtener el torque isométrico por medio de descomposición vectorial tras la obtención de los datos del sistema de fuerza electromecánico. La pelvis y el tórax son estabilizados mediante correas de velcros. Otra correa controla la traslación anterior de la cabeza humeral. El brazo también es fijado mediante una cuarta correa. (Fig 26).



Figura 24: Sistema mecánico que permite modificar el ángulo de abducción de la articulación glenohumeral.

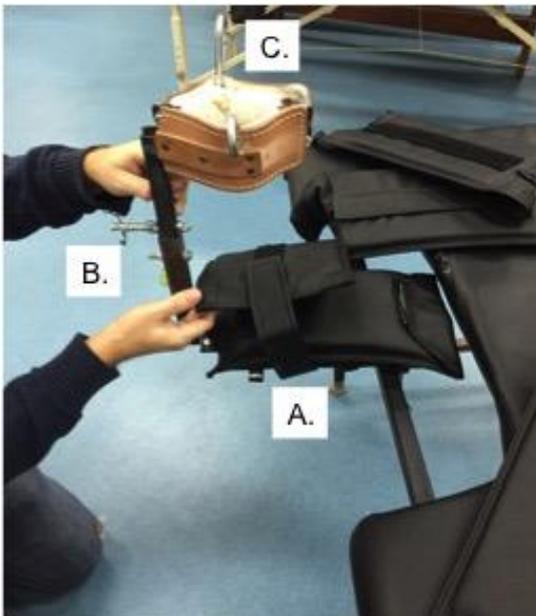


Figura 25: A. Extensión rígida variable a la longitud de brazo de cada sujeto, B. Extensión rígida variable a la longitud de antebrazo de cada sujeto, C. Sistema de fijación de muñeca

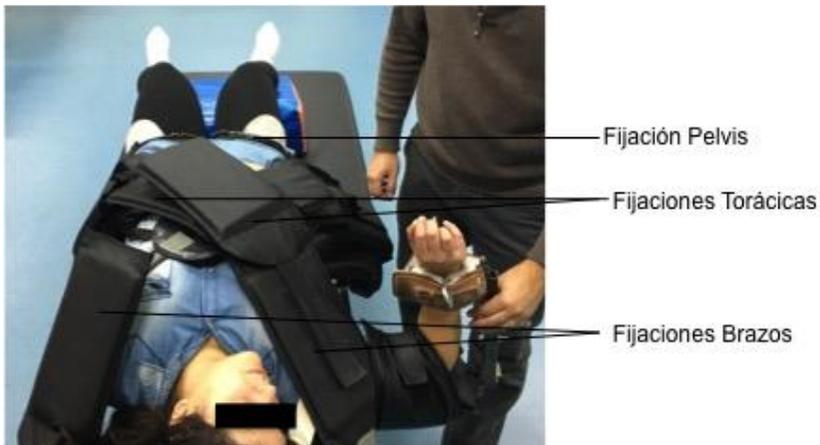


Figura 26: Sistema de estabilización para evaluar los rotadores de hombro

2.2.5 Procedimiento

Cada sujeto participa en la evaluación de la fuerza isométrica de rotadores de hombro medida en cuatro posiciones diferentes; rotación medial con 40° de abducción glenohumeral (fig 27A); rotación medial con 90° de abducción glenohumeral (fig 27B); rotación lateral con 40° de abducción glenohumeral (fig 27C) y rotación lateral con 90° de abducción glenohumeral (fig 27D). En las cuatro pruebas el sujeto se encuentra en posición supina codo en 90° de flexión y antebrazo en pronación. Todas las pruebas se repiten con un intervalo de catorce días (re-test). El orden de estas es determinado en forma aleatoria mediante un programa computacional. Se registran algunas características del sujeto incluyendo edad, altura, peso, índice de masa corporal, longitud de antebrazo (distancia

entre el olecranon hasta la estiloides ulnar) y la dominancia determinada por el brazo en que realiza un lanzamiento. (tabla 13)

Cada test comienza con dos contracciones isométricas submaximales durante seis segundos de los rotadores de hombro para familiarizarse con el instrumento y el movimiento requerido. [85] Los participantes luego realizaron tres contracciones isométricas maximales con seis segundos de mantención. El tiempo de descanso entre las repeticiones fue de 15 segundos y el tiempo de descanso entre cada prueba fue de un minuto. Los participantes recibieron estímulo verbal constante. El protocolo es exactamente igual para los cuatro test. Para asegurar la correcta posición de la articulación glenohumeral dos terapeutas colaboran con la medición articular mediante el goniómetro (Saehan Corp., South Korea) de acuerdo al protocolo de Norkin. (fig 28) [169] Para asegurar un ángulo de 90° entre el dinamómetro y el antebrazo del paciente un tercer terapeuta asegura la medición mediante un inclinómetro de barra (fig 29).

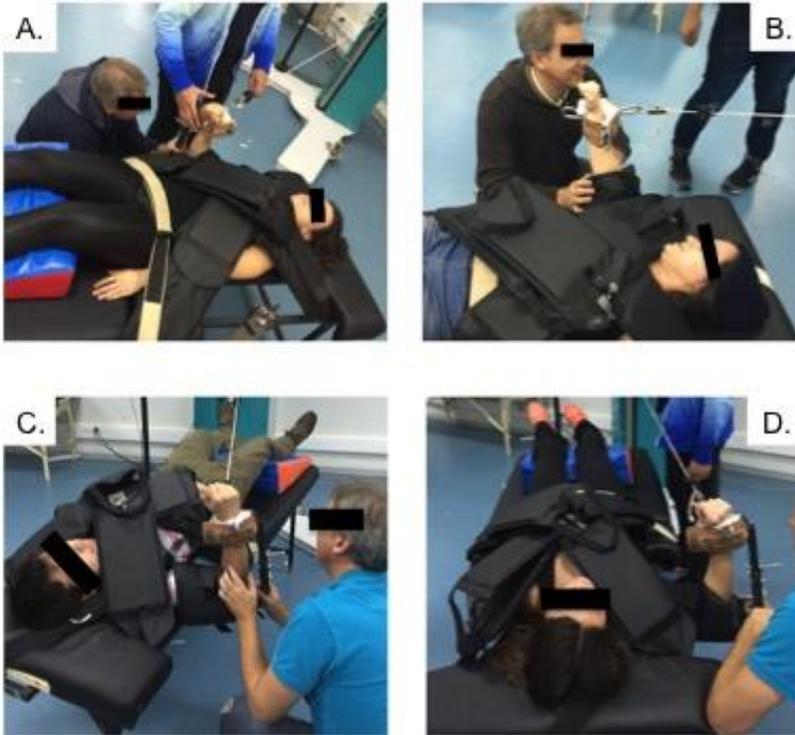


Figura 27: A. Rotación medial con 40° de abducción de hombro, B. Rotación medial en 90° de abducción de hombro. C. Rotación lateral con 40° de abducción de hombro, D. Rotación lateral con 90° de abducción de hombro



Figura 28: Medición del ángulo de abducción glenohumeral mediante goniometría



Figura 29: Medición de la verticalidad del brazo de carga mediante un inclinómetro. Permite asegurar el ángulo recto entre el brazo de carga y el cable del EPD

2.2.6 Outcome

Torque peak (PT): el máximo registro de torque de todas las repeticiones fue calculado para registrar la fuerza isométrica máxima de los RM y RL a 40° y 90° de abducción de hombro. El torque es calculado como el producto entre el brazo de palanca del antebrazo y la fuerza del dinamómetro. El dinamómetro registra la fuerza a una frecuencia de muestreo de 20 Hz siendo expresado en Newtons*metro (Nm). El torque es calculado usando el software Matlab 2014b (MathWorks, Inc., USA). El algoritmo considera la contracción como isométrica si no hay modificación en la longitud del cable. (fig 30)

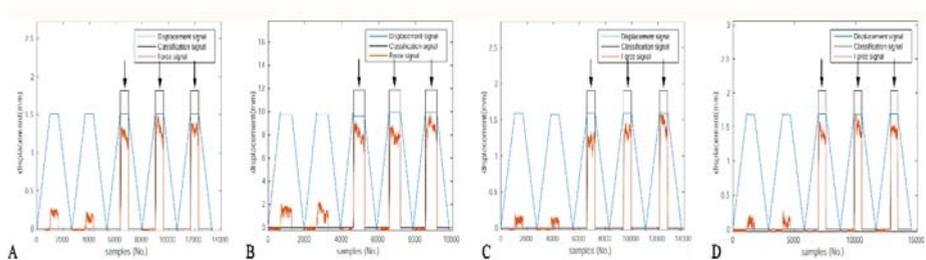


Figura 30: Registro de la señal isométrica máxima del paciente #5. En negro se observa los tres registros con mayor fuerza isométrica, la figura trapezoidal muestra la longitud del cable del EPD, y la señal baja la figura trapezoidal identifica el torque generado en cada repetición. (A) RM a 40°. (B) RL a 40°. (C) RM a 90°. (D) RL a 90°.

2.2.7 Análisis estadístico

El torque peak fue determinado para los RM y RL a los 40° y 90° de abducción de hombro para el análisis de la confiabilidad relativa y absoluta. Los valores se expresan como media \pm desviación standard. La distribución normal de los datos es confirmada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. La prueba T pareada es utilizada para determinar si existen diferencias significativas en la media de las mediciones del torque peak de los RM y RL entre el test y el re- test tanto a 40° como 90° de abducción de hombro. La confiabilidad relativa fue evaluada para determinar la consistencia en la medición entre el test re- test para los RM 40°, RM 90°, RL 40° y RL 90° de abducción glenohumeral mediante el ICC_{2,1} con un CI de 95%. [2,79] El ICC fue determinado en base a un modelo de análisis de varianza de mediciones repetidas de doble vía con efectos aleatorios. El ICC se clasifica de acuerdo a Munro, [77] donde un ICC entre 0.0-0.25 muestra mínima correlación, entre 0.26-0.49 baja correlación, entre 0.50-0.69 moderada correlación, entre 0.70-0.89 alta correlación y entre 0.90-1.0 muestra muy alta correlación. El grado de variación de la media entre el test y re- test de todas las pruebas se presenta mediante la gráfica de Bland Altman. La confiabilidad relativa fue determinada en base al SEM obtenido mediante la fórmula $SEM = SD/\sqrt{2}$, donde SD es la desviación estándar de las diferencias entre el test y re- test. [127] Para que sea comparable en las 4 pruebas (RM 40°, RM 90°, RL 40° y RL 90°) el SEM también es expresado como porcentaje SEM (%) siendo calculado como $SE*(media\ de\ la\ fuerza\ isométrica\ máxima\ encontrada\ en\ el\ test\ y\ el\ re- test)/100$. Finalmente se determina el cambio mínimo que es capaz de detectar el EPD en las cuatro pruebas mencionadas. Este cambio mínimamente detectable (MDC) se calcula con un CI del 95% de acuerdo a la fórmula $MDC = 1.96*SD$. También para que sea comparable entre las pruebas se expresa en porcentaje MDC%. [79] El análisis estadístico emplea una

probabilidad de error tipo I igual a 0.05 y fue realizado usando el software estadístico SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

2.3 Metodología estudio II

2.3.1 Muestra

El tamaño muestral fue calculado de acuerdo a Portney y Watkins [170] asumiendo un coeficiente de correlación inter-clase (ICC) de 0.5, basado en que correlaciones menores a este valor son clínicamente inaceptables. Considerando una potencia del estudio del 80%, dos mediciones replicadas (una en cada dinamómetro) y un nivel de significancia del 95%, para detectar un ICC de 0,6 se requiere un mínimo de 15 participantes. Se reclutaron 24 sujetos considerando la posibilidad de deserción.

2.3.2 Participantes

El reclutamiento de sujetos fue mediante afiches ubicados en la universidad y mails masivos de invitación. El estudio incluyó 24 participantes sanos (21 mujeres y 3 hombres; edad 23.1 ± 2.2 años; índice de masa corporal $23.6 \pm 2.13 \text{ kg/m}^2$; puntaje prueba de evaluación subjetiva de dolor y discapacidad (SPADI) 3.9 ± 6.4 ; longitud antebrazo $0.25 \pm 0.02 \text{ m}$; todos los sujetos eran diestros. (tabla 13) La dominancia se determinó según el

brazo que usan para lanzar un balón. No hubo deserciones. Los criterios de inclusión fueron los siguientes: i) hombres y mujeres entre 18 y 35 años; ii) estudiantes de fisioterapia; iii) $SPADI \leq 18$ [167]; y iv) consentimiento informado firmado. Los criterios de exclusión incluyeron los siguientes: i) dolor de hombro y (o) cuello en los últimos 6 meses; ii) dolor de hombro y (o) cuello al momento de la evaluación; iii) antecedentes de traumatismos en hombro o cuello; iv) cirugías de hombro o cuello; v) cualquier alteración extra que pudiese afectar la realización de la prueba. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado previo al inicio del test y podían desertar del estudio cuando lo estimasen conveniente sin consecuencias. El estudio fue aprobado en base a los principios establecidos por la Declaración de Helsinki y por el Comité de Ética Científica de la Escuela de Medicina de la Universidad Católica de Chile; Proyecto no. 16-058, aprobado el 21 de abril de 2016).

2.3.3 Descripción EPD

La descripción del EPD Haefni Health ® se encuentra en el punto 2.2.4 de la tesis

2.3.4 Procedimientos

La evaluación de la fuerza isométrica máxima mediante el EPD como con el ID se realizó con la extremidad dominante en la siguiente posición. Sujeto en posición supina con rodillas en flexión. La articulación glenohumeral en 90° de abducción, codo en 90° de flexión y antebrazo en pronación. Cada test comienza con dos contracciones isométricas submaximales durante seis segundos de los rotadores de hombro para familiarizarse con el

instrumento y el movimiento requerido. [85] Los participantes luego realizaron tres contracciones isométricas maximales de los rotadores de hombro con seis segundos de mantención. El tiempo de descanso entre las repeticiones fue de 15 segundos y el tiempo de descanso entre la evaluación de los rotadores mediales y laterales fue de un minuto. Los participantes recibieron estímulo verbal constante. El protocolo es exactamente igual para los rotadores mediales y laterales.

2.3.5 Test mediante ID

El dinamómetro se lleva a la altura de los hombros y se instala el dispositivo de rotación de hombro. El brazo del sujeto descansa sobre un cojinete con el olecranon coincidiendo con el eje del dinamómetro con su mano empuñando el agarra mano del dispositivo. Así el brazo del sujeto coincide con el brazo de palanca del ID. [171] La pelvis y el tórax son estabilizados mediante correas de velcros. Otra correa controla la traslación anterior de la cabeza humeral. El brazo también es fijado mediante una cuarta correa. (fig 31). La magnitud de la fuerza se expresa en torque siendo la unidad de medida el Newton: metro (Nm)



Figura 31 Prueba de torque máximo isométrico de los rotadores de hombro mediante el dinamómetro isokinético.



Figura 32: Evaluación mediante el dinamómetro electromecánico funcional.

2.3.6 Test mediante EPD

Cada sujeto fue posicionado en decúbito supino sobre una camilla plana de diseño propio. El sistema cuenta con una extensión rígida de longitud variable a la longitud del brazo de cada sujeto, acolchado con espuma de alta densidad para permitir la fijación del brazo en su tercio medio y distal por medio de fijaciones rígidas (fig 25A). Una segunda extensión con una articulación rígida en 90° de longitud variable por medio de un sistema mecánico telescópico acorde a la longitud del antebrazo-muñeca de cada sujeto será empleado, permitiendo la posición del brazo en pronación por medio de fijación en el tercio distal. (Fig 25B). La muñeca permanece en posición neutra por medio de fijaciones rígidas sobre la mano (Fig 25C). La camilla articulará a nivel del centro esferoideo del puño, permitiendo obtener el torque isométrico por medio de descomposición vectorial tras la obtención de los datos del sistema de fuerza electromecánico. La pelvis y el tórax son estabilizados mediante correas de velcros (fig 26). Otra correa controla la traslación anterior de la cabeza humeral. El brazo también es fijado mediante una cuarta correa. La magnitud del torque es calculada mediante el producto calculado entre el brazo de palanca del antebrazo del sujeto y la fuerza ejercida por el dinamómetro a través del cable conectado a la empuñadura siendo la unidad de medida el Nm (fig 32). El torque máximo fue calculado mediante un algoritmo automatizado escrito en el software Matlab 2014b (MathWorks, Inc., Natick, MA, USA fig 33).

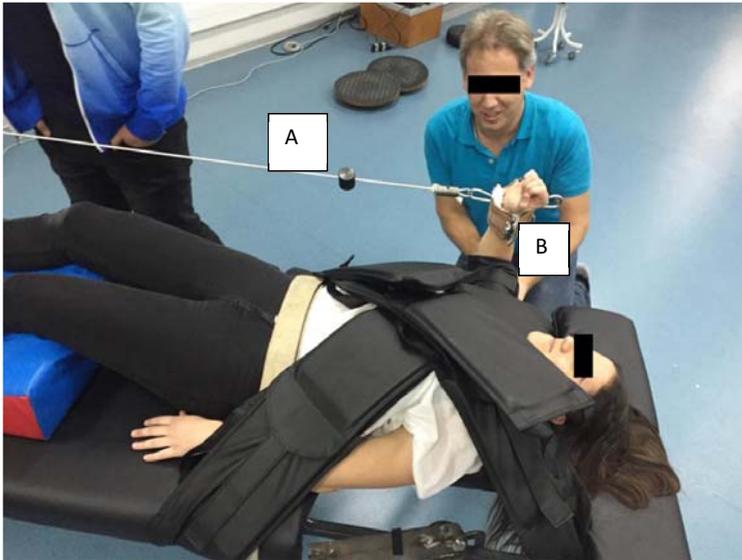


Figura 33: Cálculo de torque mediante el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) (A) Registro de la fuerza máxima mediante el EPD (N). (B) Brazo de palanca determinado por la longitud del antebrazo de cada sujeto (m).

2.3.7 Outcome

Torque peak (PT): el máximo registro de torque de todas las repeticiones en las pruebas de RM y RL mediante el EPD e ID fue utilizada para el análisis estadístico. El PT es expresado en Nm.

2.3.8 Análisis estadístico

El torque peak determinado para los RM y RL fue utilizado para el análisis de la validez concurrente. Los valores se expresan como media \pm desviación standard. La distribución

normal de los datos es confirmada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. La prueba T pareada es utilizada para determinar si existen diferencias significativas en la media de las mediciones entre ambos tipos de dinamómetros en el torque peak de los RM y RL. La validez concurrente fue evaluada para determinar la consistencia en la medición entre ambos dispositivos mediante el ICC_{2,1} con un CI de 95%. [2,79] El ICC fue determinado en base a un modelo de análisis de varianza de mediciones repetidas de doble vía con efectos aleatorios. El ICC se clasifica de acuerdo a Munro, [77] donde un ICC entre 0.0-0.25 muestra mínima correlación, entre 0.26-0.49 baja correlación, entre 0.50-0.69 muestra moderada correlación, entre 0.70-0.89 alta correlación y entre 0.90-1.0 muestra muy alta correlación. El grado de variación de la media entre los dispositivos se presenta mediante la gráfica de Bland Altman. El análisis estadístico emplea una probabilidad de error tipo I igual a 0.05 y fue realizado usando el software estadístico SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3 RESULTADOS

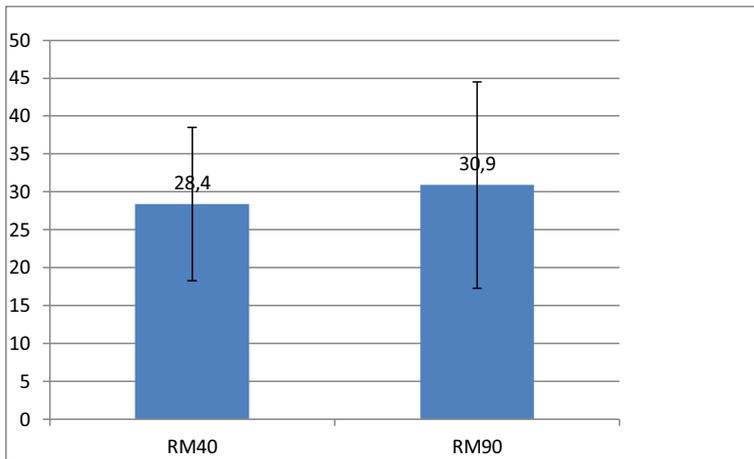
3.1 Consideraciones generales

Los resultados que se presentan a continuación se han estructurado en base a los dos estudios realizados.

3.2 Estudio I

3.2.1 Resultados generales

3.2.1.1 Comparación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluada en 40° y 90° de abducción glenohumeral

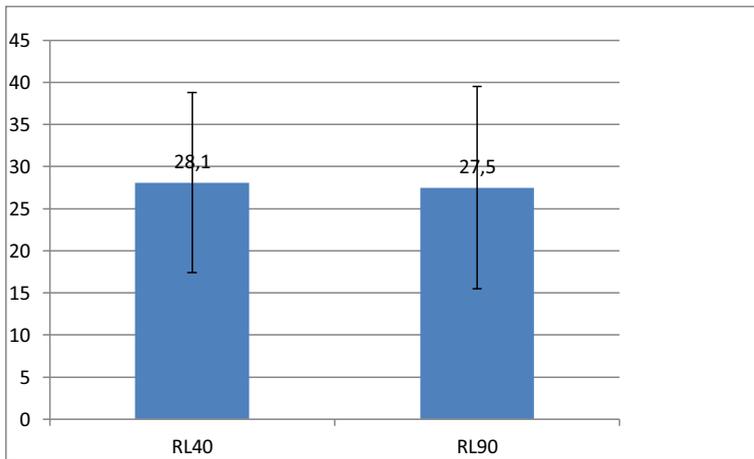


Abreviatura: RM 40: rotadores mediales de hombro evaluados en 40°; RM 90 rotadores mediales de hombro evaluados en 90°

Figura 34: Fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados en 40° de abducción glenohumeral (Nm)

La figura 34 muestra que no existe diferencia significativa en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales evaluados a los 40° o 90° de abducción de hombro.

3.2.1.2 Comparación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluada en 40° y 90° de abducción glenohumeral.



Abreviatura: RL 40: rotadores laterales de hombro evaluados en 40°; RL 90 rotadores laterales de hombro evaluados en 90°

Figura 35: Fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral

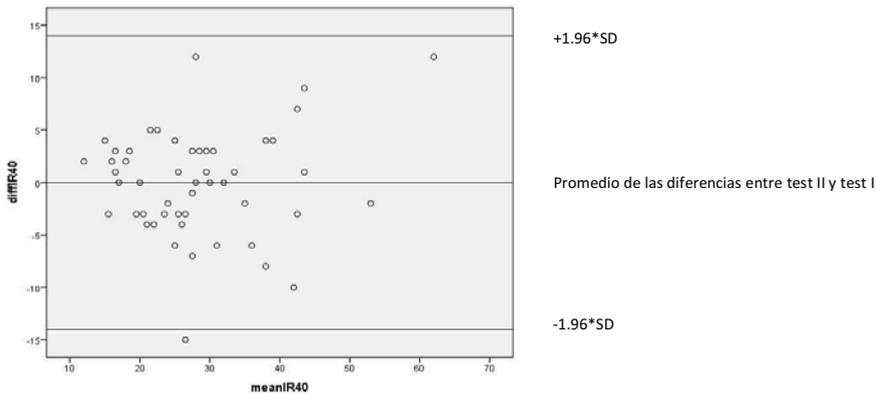
La figura 35 muestra que no existe diferencia significativa en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales evaluados a los 40° o 90° de abducción de hombro.

3.2.1.3 Comparación test- retest del registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral

Tabla 14: Pruebas de fuerza isométrica máxima de rotadores mediales y laterales de hombro en 40° y 90° de abducción glenohumeral. Test- retest				
	Rotación medial 40° abducción	Rotación lateral 40° abducción	Rotación medial 90° abducción	Rotación lateral 90° abducción
Mediciones de torque peak				
Test 1, media ± sd, Nm	28.4 ± 10.1	28.1 ± 10.7	30.9 ± 13.6	27.5 ± 12.0
Test 2, media ± sd, Nm	28.3 ± 10.8	29.1 ± 12.5	32.1 ± 15.2	28.5 ± 12.3

Abreviatura: sd = desviación estándar. Nm newton*metro. Sin diferencias significativas entre el test y re-test ($p < 0.05$).

Los datos mostraron igualdad de varianza ($p = 0.06$) para la diferencia en el torque isométrico peak de los RM a 40° ($p = 0.13$); RM a 90° ($p = 0.07$); RL a 40° ($p = 0.91$) y RL a 90° ($p = 0.36$). La prueba de T pareada no muestra diferencias significativas en el torque peak entre el test y re- test de los RM a 40° ($t = -0.8$, $p = 0.9$); RM a 90° ($t = 1.6$, $p = 0.1$); RL a 40° ($t = 0.9$, $p = 0.3$) y RL a 90° $t = 2.8$, $p = 0.07$ (tabla 14).

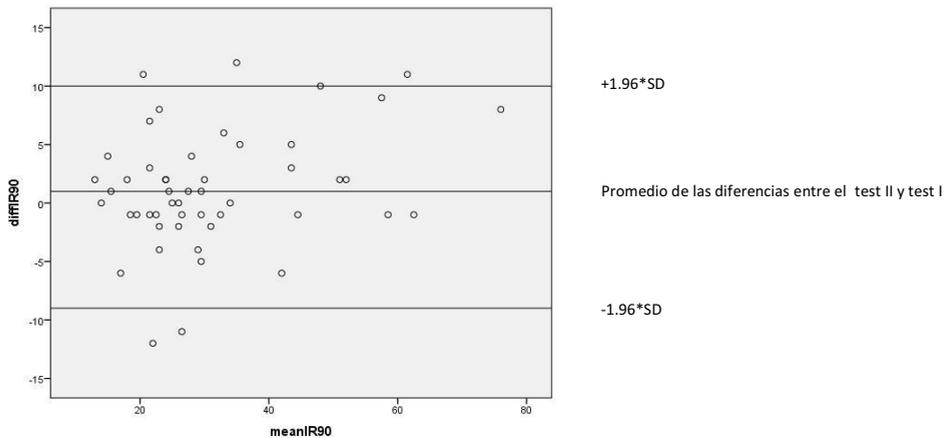


Abreviatura: diffIR40 = diferencia en el torque peak de los rotadores mediales a 40°, meanIR40 = media del torque máximo de los rotadores mediales a 40°, SD= error estándar de las diferencias entre el test I y test II

Figura 36: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 40°.

Resultados

La gráfica muestra que la diferencia entre el test I y test II es independiente de la fuerza generada por los sujetos. Es decir, existe homocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido en el test I y test II

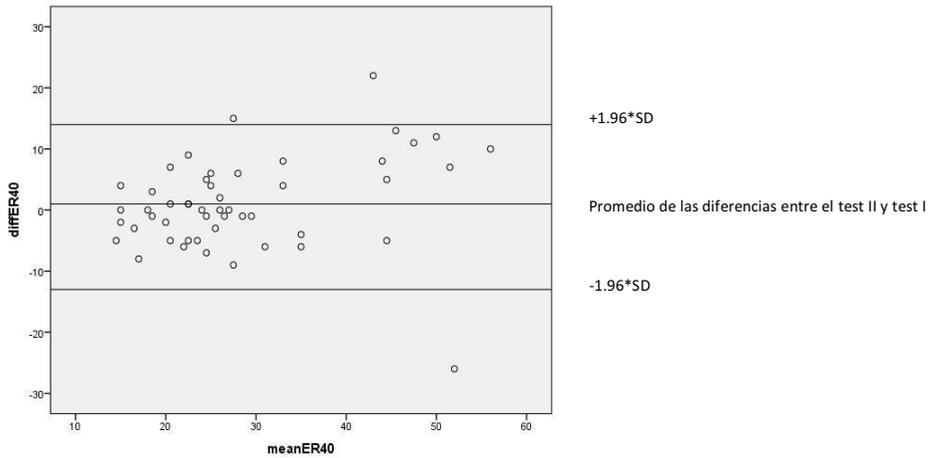


Abreviatura: diffIR90 = diferencia en el torque peak de los rotadores mediales a 90°, meanIR90 = media del torque máximo de los rotadores mediales a 90°, SD= error estándar de las diferencias entre el test I y test II

Figura 37: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 90°.

La gráfica muestra que la diferencia entre el test I y test II es independiente de la fuerza generada por los sujetos. Es decir existe homocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido en el test I y test II

Resultados

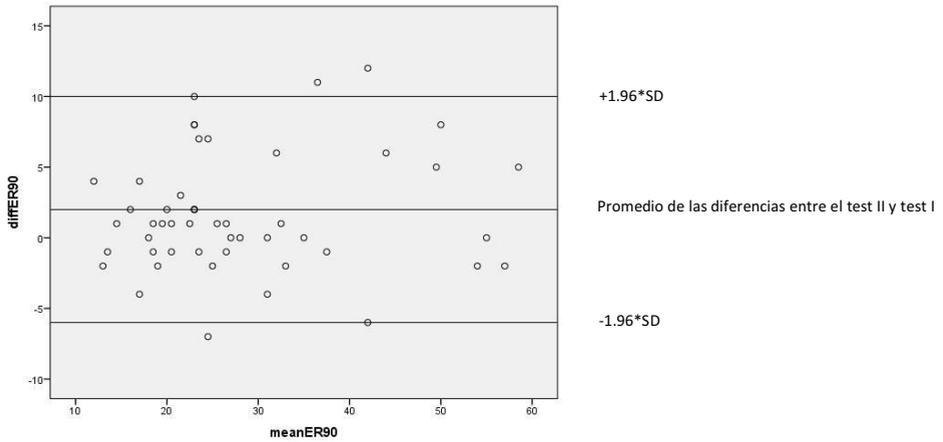


Abreviatura: diffER40 = diferencia en el torque peak de los rotadores laterales a 40°, meanER40 = media del torque máximo de los rotadores laterales a 40°, SD= error estándar de las diferencias entre el test I y test II

Figura 38: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores laterales a 40°.

La gráfica muestra que la diferencia entre el test I y test II es independiente de la fuerza generada por los sujetos. Es decir existe homocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido en el test I y test II, pero los resultados son más heterogéneos que en las otras mediciones.

Resultados



Abreviatura: diffER90 = diferencia en el torque peak de los rotadores laterales a 90°, meanER90 = media del torque máximo de los rotadores laterales a 90°, SD= error estándar de las diferencias entre el test I y test II

Figura 39: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores laterales a 90

La gráfica muestra que la diferencia entre el test I y test II es independiente de la fuerza generada por los sujetos. Es decir, existe homocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido en el test I y test II

3.2.2 Confiabilidad relativa del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 40° y 90° de abducción glenohumeral.

Tabla 15: Confiabilidad relativa de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral				
Confiabilidad relative	Rotación medial 40° abducción	Rotación lateral 40° abducción	Rotación medial 90° abducción	Rotación lateral 90° abducción
ICC	0.94	0.89	0.97	0.96
95%ICC	0.90 to 0.96	0.80 to 0.94	0.94 to 0.98	0.94 to 0.98

Abreviatura: ICC = coeficiente de correlación intra-evaluador

La tabla muestra que la confiabilidad relativa es alta para los RL en 40° de abducción y muy alta en la RM a 40°, RM a 90° y RL a 90° de abducción de hombro. El intervalo de confianza sólo es amplio en los RL a 40° de abducción. Según el ICC, la confiabilidad en la medición de los RM es independiente del ángulo de elevación del brazo. Sin embargo, el ICC es dependiente del ángulo de abducción de hombro en la evaluación de los RL.

3.2.3 Comparación de la confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 40° de abducción glenohumeral

Tabla 16: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 40° de abducción glenohumeral

Confiabilidad absoluta	Rotadores mediales 40° abducción	Rotadores laterales 40° abducción
SEM, Nm	3.6	5.2
SEM%, %	12.6	18.1
MDC, Nm	9.9	14
MDC%, %	35.1	50.3

Abreviatura: SEM = error estándar de las diferencias de mediciones; SEM% = porcentaje del error estándar de medición; MDC = cambio mínimo detectable; MDC% = porcentaje del cambio mínimo detectable.

Al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y rotadores laterales en 40° de abducción el valor del SEM% es de 12.6% para los RM y 18.1% para los RL. Por su parte el valor del MDC% es de 35.1% para los RM y 50.3% para los RL. El resultado del SEM% y MDC% muestra un aumento en el error de medición de un 5.5% y 15.2% respectivamente en la evaluación de los RL sobre los RM en 40° de abducción de hombro. (tabla 16)

3.2.4 Comparación confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima entre los rotadores mediales y laterales de hombro en posición de 90° de abducción de glenohumeral.

Tabla 17: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y laterales de hombro evaluados en 90° de abducción glenohumeral

Confiabilidad absoluta	Rotadores mediales 90° abducción	Rotadores laterales 90° abducción
SEM, Nm	2.8	3.2
SEM%, %	8.8	10.1
MDC, Nm	7.7	8.8
MDC%, %	24.3	27.9

Abreviatura: SEM = error estándar de las diferencias de mediciones; SEM% = porcentaje del error estándar de medición; MDC = cambio mínimo detectable; MDC% = porcentaje del cambio mínimo detectable.

Al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales y rotadores laterales en 90° de abducción el valor del SEM% es de 8.8% para los RM y 10.1% para los RL. Por su parte el valor del MDC% es de 24.3% para los RM y 27.9% para los RL. El resultado del SEM% y MDC% muestra un aumento en el error de medición de un 1.3% y 3.6% respectivamente en la evaluación de los RL sobre los RM en 90° de abducción de hombro (tabla 17).

3.2.5 Comparación confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción de glenohumeral.

Tabla 18: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral

Confiabilidad absoluta	Rotadores mediales 40° abducción	Rotadores mediales 90° abducción
SEM, Nm	3.6	2.8
SEM%, %	12.6	8.8
MDC, Nm	9.9	7.7
MDC%, %	35.1	24.3

Abreviatura: SEM = error estándar de las diferencias de mediciones; SEM% = porcentaje del error estándar de medición; MDC = cambio mínimo detectable; MDC% = porcentaje del cambio mínimo detectable.

Al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales en 40° y 90° de abducción el valor del SEM% es de 12.6% para los RM en 40° y 8.8% para los RM en 90°. Por su parte el valor del MDC% es de 35.1% para los RM en 40° y 24.3.3% para los RM en 90°. El resultado del SEM% y MDC% muestra un aumento en el error de medición de un 3.8% y 10,8% respectivamente cuando los RM son evaluados en 40° de abducción de hombro. (tabla 18)

3.2.6 Comparación confiabilidad absoluta del EPD en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro al ser evaluados en 40° y 90° de abducción de glenohumeral.

Tabla 19: Confiabilidad absoluta de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluados en 40° y 90° de abducción glenohumeral

Confiabilidad absoluta	Rotadores laterales 40° abducción	Rotadores laterales 90° abducción
SEM, Nm	5.2	3.2
SEM%, %	18.1	10.1
MDC, Nm	14	8.8
MDC%, %	50.3	27.9

Abreviatura: SEM = error estándar de las diferencias de mediciones; SEM% = porcentaje del error estándar de medición; MDC = cambio mínimo detectable; MDC% = porcentaje del cambio mínimo detectable.

Al evaluar la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales en 40° y en 90° de abducción, el valor del SEM% es de 18.1% para los RL en 40° y 10.1% para los RL en 90°. Por su parte el valor del MDC% es de 50.3% para los RL en 40° y 27.9% para los RL en 90°. El resultado del SEM% y MDC% muestra un aumento en el error de medición de un 8% y 22.4% respectivamente cuando los RL son evaluados en 40° de abducción de hombro. (tabla 19)

3.3 Estudio 2

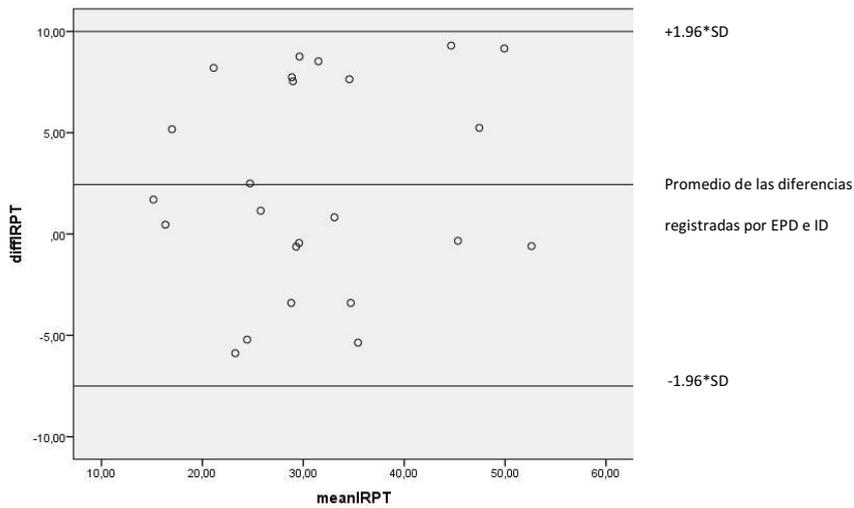
3.3.1 Resultados generales

Tabla 20: Pruebas de fuerza isométrica máxima entre el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) y el dinamómetro isokinético (ID) en los rotadores de hombro		
Torque máximo	Rotadores mediales	Rotadores laterales
Haefni Health EPD, media ± sd, Nm	30.9 ± 13.6	27.5 ± 12.0
Technogym ID, media ± sd, Nm	32.5 ± 11.1	23.5 ± 5.9

Abreviatura: EPD= dinamómetro electromecánico funcional; ID= dinamómetro isokinético; Nm= newton * metro; sd = desviación estándar. No hay diferencias estadísticamente significativas entre el torque registrado por ambos dinamómetros ($p < 0.05$).

Los datos mostraron igualdad de varianza ($p = 0.49$) y se encontraban normalmente distribuidos para el torque peak de los rotadores mediales ($p = 0.06$) y de los rotadores laterales ($p = 0.56$). La prueba de T pareada no muestra diferencias significativas entre el torque peak de los RM medidos por ambos tipos de dinamómetros ($t = -0.6$, $p = 0.52$) y para el torque peak de los RL ($t = 0.8$, $p = 0.39$). Tabla 20 muestra el valor promedio y desviación estándar de la fuerza isométrica máxima de los RM y RL en los sujetos evaluados.

Resultados

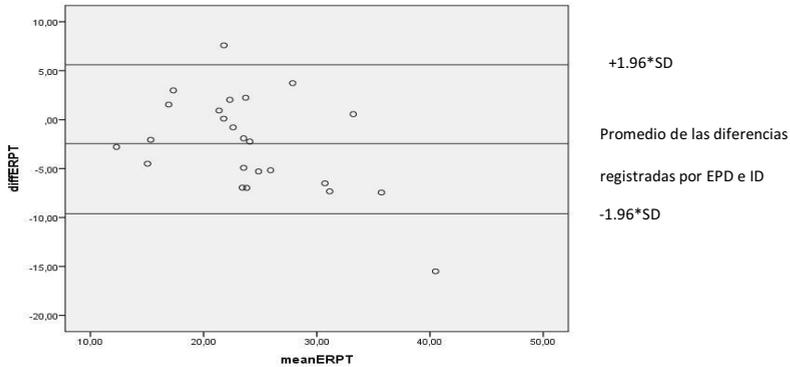


Abreviatura: diffIRPT = diferencia en el torque peak de los rotadores mediales entre ambos dinamómetros; meanIRPT = media del torque máximo de los rotadores mediales entre ambos dinamómetros; SD= error estándar de las diferencias en el registro de la fuerza máxima entre los dinamómetros; EPD= dinamómetro electromecánico funcional; ID= dinamómetro isokinético.

Figura 40: Gráfica de Bland-Altman: Torque rotadores mediales a 90° de elevación

La gráfica muestra que la diferencia entre el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro evaluados por el EPD e ID es independiente de la fuerza generada por los sujetos. Es decir, existe homocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido entre ambos dinamómetros

Resultados



Abreviatura: diffERPT = diferencia en el torque peak de los rotadores laterales entre ambos dinamómetros; meanERPT = media del torque máximo de los rotadores laterales entre ambos dinamómetros; SD= error estándar de las diferencias en el registro de la fuerza máxima entre los dinamómetros; EPD= dinamómetro electromecánico funcional; ID= dinamómetro isokinético

Figura 41: Gráfica de Bland-Altman Torque rotadores mediales a 90° de elevación

La gráfica muestra que la diferencia entre el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores laterales de hombro evaluados por el EPD e ID aumenta a medida que aumenta la fuerza generada por el sujeto evaluado. Es decir, existe heterocedasticidad en las mediciones. No existe diferencias significativas entre el torque medido entre ambos dinamómetros.

3.3.2 Validez concurrente entre el EPD y el ID en el registro de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro

Tabla 21: Validez concurrente entre el dinamómetro electromecánico funcional (EPD) y el dinamómetro isokinético (ID) en el registro de la fuerza máxima de los rotadores de hombro		
Validez concurrente	Rotación medial 90° abducción	Rotación lateral 90° abducción
ICC	0.95	0.84
95% ICC	0.88 - 0.98	0.60 - 0.93

Abreviatura: ICC = coeficiente de correlación intra-evaluador

Resultados

La tabla muestra que la validez concurrente es alta para los RL en 90° de abducción y amplio intervalo de confianza. La validez concurrente es muy alta en la RM a 90° con estrecho intervalo de confianza.

4 DISCUSSION

4.1 Estudio 1

4.1.1 Hallazgos relevantes

No existe diferencia significativa en el registro de la fuerza isométrica máxima de los RM y RL de hombro evaluada a los 40° o 90° de abducción glenohumeral mediante el EPD. Por ende, si el objetivo es la evaluación de la fuerza peak, esta puede ser evaluada en forma indiferente en ambas posiciones. La confiabilidad relativa en el registro de la fuerza isométrica peak es alta para los RL en 40° y muy alta en el registro de los RM en 40°, RL en 40° y RL en 90° de abducción glenohumeral. Al analizar el intervalo de confianza del ICC se aprecia que el margen sólo es amplio en el registro de la fuerza isométrica de los RL en 40°, por lo que desde este punto de vista, de las cuatro pruebas evaluadas es la de menor confiabilidad. La evaluación de la fuerza muscular de los RM puede ser evaluada con la misma confiabilidad tanto en 40° como 90° de abducción. Se recomienda por ende que al evaluar la fuerza muscular en etapas agudas post lesión se utilice los 40° de abducción ya que genera menor stress capsuloligamentoso, menor tensión en el manguito rotador y no favorece el pinzamiento subacromial. Por el contrario, si el objetivo es evaluar el retorno al deporte y evaluar cómo se comporta la articulación del hombro en posiciones que le generen mayor stress y asemejen actividades de lanzamiento, se sugiere la evaluación de este grupo muscular en 90° de abducción. En el caso de los RL la confiabilidad relativa está influenciada por el ángulo de abducción, siendo más confiable el registro de la fuerza isométrica máxima en 90°. Esto no significa que se deba evaluar este grupo muscular en

etapas iniciales post lesión en 90° por las razones antes mencionadas, pero hay que considerar que la variabilidad de resultados es mayor en 40° lo que dificulta la interpretación de resultados.

Respecto a la confiabilidad absoluta destaca i) el EPD muestra una confiabilidad absoluta mayor cuando el torque peak de los RM y RL es evaluado a los 90° de abducción; ii) el torque peak de los RM presenta mayor confiabilidad absoluta que el de los RL al ser evaluados a los 40° de abducción de hombro; iii) el torque peak de los RM presenta similar confiabilidad absoluta que el de los RL al ser evaluados a los 90° de abducción de hombro.

Al realizar el análisis mediante el MDC%, se aprecia que la evaluación de la fuerza máxima isométrica de los RM de hombro en 90° es la más confiable de las cuatro pruebas realizadas con 24.3% y la que presenta menor confiabilidad es la de los RL en 40° de abducción glenohumeral con 50.3%. Esto significa que si a un sujeto determinado se le realiza una evaluación muscular de los RM en 90° y luego se le incorpora a un programa de rehabilitación basado en el fortalecimiento muscular por un periodo determinado, el incremento en el registro de la fuerza isométrica máxima de este grupo muscular debiese ser de al menos 24.3% para considerar que el incremento se debe al programa de entrenamiento y no a los errores aleatorios de medición. Por otra parte, si se evalúan los RL en 40° de abducción y se envía al sujeto al programa de fortalecimiento de los rotadores laterales, el incremento de la fuerza debiese ser de al menos 50,3% para que esté fuera del margen de error del EPD. Desde el punto de vista de la confiabilidad absoluta, se recomienda que tanto los RM como RL sean evaluados en 90° de abducción glenohumeral. En el registro de la fuerza máxima al igual que con muchas otras variables, el MDC debe ser contrastado con el MRC (cambio mínimo relevante). El MRC se refiere al cambio

mínimo que es considerado como clínicamente relevante. En el caso de la fuerza máxima este se encuentra cercano al 10% y difiere parcialmente entre autores. De hecho, una de las consideraciones para el retorno deportivo es que la diferencia en la fuerza máxima entre la musculatura comprometida y la contralateral no supere el 10%. Así también se sugiere que los desbalances entre la musculatura agonista y antagonista tampoco supere el 10%. El EPD si bien presenta una alta confiabilidad relativa, no es capaz de detectar cambios pequeños que sean clínicamente relevantes en ninguna de las cuatro pruebas realizadas. Sin embargo, su confiabilidad absoluta es superior a otros dinamómetros de fuerza como la dinamometría de mano y similar a la del gold standard en la medición de la fuerza muscular. Esto hace al EPD una gran alternativa para el registro de la fuerza isométrica máxima en la articulación de hombro ya que como se ha mencionado es de menor costo que la ID y presenta mayor portabilidad pudiendo ser de uso más masivo.

4.1.2 Confiabilidad relativa del EPD al evaluar el torque peak de los RM y RL de hombro a los 40° y 90° de abducción de hombro. Comparación con ID

Según Munro [77], la correlación determinada por el ICC fue calificada como muy alta para los RM a 40°, RM a 90°, y RL a 90° y como alta para los RL a 40°. Resultados similares en el ICC evaluado para los RL de hombro a 40° fueron publicados por Anderson [85] (ICC = 0.75) usando un ID Kin-Com (Chattecx Corp., USA); por van Meeteren [163] (ICC = 0.87) mediante ID Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., USA); por Kuhlman [165] (ICC = 0.83) utilizando ID LIDO (Cybex, Inc., USA), y por Malerba [157] (ICC =

0.81) con el ID Biodex. Sólo Kramer [156] publica muy alto ICC (0.94) evaluando con ID Kin-Com. Para el torque peak de los RL evaluados en 90°, Hadzic [172] publica muy alto ICC (0.93) mediante el ID REV 9000 (Technogym, Italy) y Plotnikoff [19] (ICC = 0.90) con ID Kin-Com, pero este estudio registró el torque promedio en vez del torque peak. Sólo Kulhman realiza las evaluaciones en posición supina, el resto de los autores en posición sedente. Al comparar los estudios da la impresión que la confiabilidad relativa en el registro de la fuerza isométrica máxima al evaluar los RL mediante la ID y el EPD son similares. Sin embargo, no es recomendable comparar la ICC entre estudios con poblaciones diferentes ya que la ICC es sensible a la heterogeneidad de los sujetos. Por ende, se recomendaría un estudio en que los mismos sujetos fuesen medidos y remedidos con ambos instrumentos.

Respecto al torque peak de los RM evaluado a 40° de abducción, muy alta correlación es publicada por Dauty [129] (ICC = 0.94) con el ID Cybex Norm (Cybex, Inc., USA) y por Kramer [156] (ICC = 0.94). En cambio, alta correlación es reportada por Anderson [85] (ICC = 0.86) mediante el ID Kin-Com, mientras que sólo moderada correlación publica van Meeteren [163] (ICC = 0.74) evaluando con el ID Biodex. Finalmente para la RM evaluada a 90°, los resultados de este estudio concuerdan con Forthomme [84], quien utilizó el ID Cybex Norm y Hadzic [172], con ID REV 9000. Basado en la confiabilidad relativa encontrada en el presente estudio, la evaluación del torque peak puede ser registrada tanto en 40° como 90° de abducción glenohumeral, sin embargo, se sugiere que para registrar la RL se utilice la posición de 90°. Llama la atención que al igual que en este estudio la confiabilidad relativa es superior para los RM que los RL y con menor intervalo de confianza lo que genera mayor precisión en los resultados de los RM. La gran mayoría

de los autores evalúan en posición sedente en vez de supino, pero no existe claridad de que posición es más confiable para realizar las mediciones

4.1.3 Confiabilidad absoluta del EPD al evaluar el torque peak de los RM de hombro a los 40° y 90° de abducción glenohumeral. Comparación con ID

El MDC% reportado para los RM en la literatura fluctúa entre 25% [127] y 37% [163]. La gran mayoría de los estudios reporta evaluaciones en posición sedente y plano escapular con menor confiabilidad absoluta que la de este estudio. [19,85,127,129,156,163] Es posible que esto esté asociado a que es más difícil estabilizar la escápula y la articulación glenohumeral en posición sedente que en supino, pero para resolver esta interrogante se requiere otro modelo de estudio. El único estudio que realiza un protocolo similar al actual es publicado por Hadzic [172] donde el MDC% reportado es similar con un 21,8% pero utilizando un ID Technogym Rev 9000.

4.1.4 Confiabilidad absoluta del EPD al evaluar el torque peak de los RL de hombro a los 40° y 90° de abducción glenohumeral. Comparación con ID

El MDC% reportado para los RL en la literatura fluctúa entre 24% [163] usando un Biodex ID y 55% [85] mediante Kin Com ID, ambos utilizando como protocolo de evaluación la posición sedente en plano escapular. Hadzic [172] publica un MDC% de 25% en posición

sedente y 90° de abducción glenohumeral. El protocolo de evaluación en la mayoría de los estudios es en posición sedente y plano escapular. Da la impresión, pero no es concluyente que la confiabilidad absoluta que reportan los autores que evalúan los RL en posición de 90° es menor que los que la evalúan en 40°, lo que concuerda con este estudio, sin embargo no hay autores que evalúen a los mismos sujetos en ambas posiciones salvo por Forthomme [84], pero el reporta la confiabilidad absoluta como coeficiente de variación y no como MDC%.

4.1.5 Comparación entre la confiabilidad absoluta en el registro de la fuerza máxima de los RM y RL al ser evaluados con ID

La gran mayoría de los autores que estudian la confiabilidad absoluta de la fuerza máxima de los RM y RL de hombro ya sea en 40° o 90° publican valores mayores en el MDC% cuando se evalúan los RL en vez de los RM [85,129,157,163] lo que concuerda con los hallazgos del actual estudio. Sólo Hadzic [172] publica MDC% similares entre los RM y RL. Escamilla, [173] mediante estudios electromiográficos publica que la activación de los estabilizadores escapulares es significativamente mayor cuando los RL son sometidos a carga externa en comparación a los RM. Por otra parte, Basset [174] reporta que la estabilización glenohumeral es más difícil de mantener al aplicar resistencia externa a los RL que a los RM. Ambas suposiciones pueden ser la causa del por qué la confiabilidad absoluta es menor para los RL, pero futuros estudios se requieren para corroborar esta hipótesis. Sin embargo, los registros de confiabilidad absoluta de los RM y RL mediante el

EPD y su comportamiento al modificar el ángulo de medición es similar a lo que reporta la mayoría de los estudios que utiliza a la ID como instrumento de medición

4.2 Estudio 2

No existen estudios que analicen la validez concurrente del EPD en la medición de la fuerza isométrica máxima. Este estudio comparó el EPD Haefni Health® con ID tradicional, apoyando los resultados la validez concurrente de este dinamómetro al ser contrastado con el ID en la medición de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro en posición supina y con 90° de abducción glenohumeral. Muy alta correlación se encontró para el torque peak de los RM entre los dispositivos mientras que alta correlación se encontró para los RL. Más aún el intervalo de confianza es más estrecho para los RM que RL aumentando la precisión del análisis estadístico. De acuerdo a la revisión sistemática de Stark, [141] dos estudios [175,176] analizaron la validez concurrente de los HHD con los ID en los rotadores de hombro, siendo el ICC encontrado menor que en el presente estudio, sin embargo para comparar la validez concurrente de los HHD y EPD con la ID se debiese utilizar los tres tipos de dinamómetros en la misma muestra ya que el ICC tiende a ser sensible a la heterogeneidad de la población en estudio. Estudios cadavéricos previos mostraron que la rotación externa realizada a 90° de abducción favorece la inestabilidad debido a la falta de activación del biceps braquialis, coracobrachialis,

deltoides anterior, pectoral mayor, y subscapularis, todos grupos musculares que favorecen la estabilización del complejo articular del hombro [174]. Más aún los RL son más susceptibles a la fatiga muscular, lo que puede favorecer la variabilidad en las pruebas de fuerza muscular. Los sistemas de estabilización aumentan la confiabilidad en los estudios relacionados con fuerza muscular [49,177]. El EPD no tiene su propio sistema de estabilización. Para disminuir el sesgo en la medición determinado por influencias relacionadas con la estabilidad articular y no la precisión del instrumento es que se agregaron en ambos dispositivos un sistema de estabilización externo con fajas de velcro en el brazo, cabeza humeral, tórax y cintura pélvica. Aún con el sistema de estabilización llama la atención que la validez concurrente es menor en los RL que RM. A diferencia de los ID el EPD es capaz de medir la fuerza muscular en actividades funcionales como lanzamientos, remates y actividades de la vida diaria.

4.3 Factores que inciden en la confiabilidad y validez de los resultados en la medición de fuerza muscular

Existen diversos factores que inciden en la confiabilidad absoluta de los resultados que entrega cualquier instrumento que evalúa la fuerza muscular.

4.3.1 Posición del sujeto a evaluar y posición articular

La posición supina, prona, sedente o bípeda genera variaciones tanto en la estabilización que entrega al grupo muscular a evaluar. Edouard [127] reporta que la confiabilidad absoluta en la evaluación de la fuerza muscular del manguito rotador es mayor en plano escapular que en 90° de elevación. Forthomme [84] publica confiabilidad absoluta medida mediante el coeficiente de variación similares al ser evaluados los rotadores de hombro en posición supina en plano escapular y en 90° de abducción. Además, reporta que la confiabilidad absoluta es superior en posición supina que sedente. La posición supina permite que la escápula se encuentre más estable, pero no existe claridad que sea lo suficientemente relevante como para sugerir la posición supina sobre la sedente

4.3.2 Sistemas de fijación

El sistema de fijación que se emplea a la articulación a evaluar, articulaciones vecinas y confort del paciente es relevante en la confiabilidad de la medición. Burnham [150] publica que si no hay correcta estabilización durante las evaluaciones con HHD, otros grupos musculares generarán compensaciones afectando la confiabilidad de resultados. El sistema de fijación fue muy estricto con fijaciones a nivel de cintura pélvica, torax, brazo y cabeza humeral para disminuir al máximo la influencia del sistema de estabilización.

4.3.3 Balance entre la fuerza del evaluador y la fuerza del grupo muscular a evaluar

La confiabilidad aumenta cuando la fuerza muscular del sujeto evaluador supera a la fuerza que es capaz de generar un determinado grupo muscular en el sujeto evaluado. Este no es un factor determinante con el EPD ya que al igual que en la ID, la medición de la fuerza no está determinada por la fuerza muscular del sujeto o por la fuerza que es capaz de generar el grupo muscular evaluado. Las gráficas de Bland Altman muestran que la variabilidad no es dependiente de la fuerza que es capaz de generar el sujeto en la medición de la fuerza de los rotadores de hombro mediante el EPD.

4.3.4 Factores biológicos y ambientales

Aunque uno pudiese controlar todos los factores externos, diferencias en la temperatura o humedad al momento de la medición, motivación del sujeto, horas de sueño previa etc pueden aumentar el margen de error. Las condiciones de evaluación fueron lo más similar posible tanto en el estudio de confiabilidad absoluta como el de validez concurrente.

4.4 Limitaciones del estudio

Las principales limitaciones son que la muestra ha sido extraída en forma no aleatoria y que la población evaluada corresponde a jóvenes estudiantes, principalmente de género femenino.

4.5 Relevancia clínica

Para realizar la evaluación de la fuerza muscular de los rotadores de hombro en etapas iniciales post quirúrgicas o en fases agudas post patologías de inestabilidad, rotura manguito rotador y (o) pinzamiento de hombro, es común ver que los terapeutas seleccionan el plano escapular (40° abducción glenohumeral) debido a que la tensión capsuloligamentosa es menor. Sin embargo, el estudio demuestra que debe tenerse en consideración que la confiabilidad de los resultados es menor que al realizar la evaluación a los 90° de abducción. Esta posición por ende presenta un mayor cambio minimamente detectable por parte del mismo instrumento de medición lo que dificulta aseverar la real eficacia de un programa de rehabilitación determinado o el real deterioro que generó la patología en cuestión en la fuerza muscular. La variación de la posición de evaluación afecta más a los rotadores laterales que mediales de hombro debido a que es más difícil de generar un sistema adecuado de estabilización. Todas las evaluaciones realizadas no permiten detectar los cambios mínimos relevantes en la variación de la fuerza muscular ya

que el MDC supera el MRC. El EPD es un instrumento válido y de confiabilidad similar a lo que muestran los ID por lo que pueden ser utilizado como opción de evaluación de fuerza muscular en el hombro.

Propuestas futuras

Ya que se ha demostrado la confiabilidad relativa y absoluta del dinamómetro electromecánico funcional además de su validez concurrente en la valoración de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro, se recomiendan futuros estudios que analicen la confiabilidad del dinamómetro en actividades funcionales, que es una de las limitaciones que presenta la dinamometría isokinética. Se sugiere que se realicen más estudios que comparen las diferentes posiciones del sujeto al ser evaluado y modificando el sistema de estabilización para poder determinar su rol de confundentes en el registro de la fuerza máxima de los rotadores de hombro.

5 CONCLUSION

Conclusión

1. El EPD entrega muy alta confiabilidad relativa (medida con el ICC) en la medición de la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales de hombro en 40° y 90° de abducción glenohumeral.
2. El EPD entrega alta confiabilidad relativa (medida con el ICC) en la medición de la fuerza isométrica de los rotadores laterales de hombro en 40° y muy alta máxima confiabilidad relativa al ser evaluados en 90° de abducción glenohumeral.
3. Los puntos 1 y 2 de las conclusiones apoyan la hipótesis 1 del estudio ya que independiente de la posición evaluada tanto la fuerza isométrica máxima de los rotadores mediales como los rotadores laterales presentan un $ICC > 0.8$
4. La posición en que se realiza la evaluación de fuerza máxima de los rotadores mediales no altera la confiabilidad relativa, sin embargo, la confiabilidad relativa es menor al evaluar la fuerza máxima de los rotadores laterales con 40° de abducción
5. La confiabilidad absoluta determinada mediante el MDC (%) supera el 20% en las 4 pruebas de fuerza muscular, por lo que se apoya la hipótesis 2.
6. El MDC (%) encontrado al evaluar los rotadores laterales de hombro en 40° de abducción es mayor que para los rotadores mediales en la misma posición. Al ser expresado en forma porcentual, el valor del MDC no es dependiente de la magnitud del torque generado por los rotadores mediales y laterales.
7. El MDC (%) encontrado al evaluar los rotadores laterales de hombro en 90° de abducción es similar para los rotadores mediales en la misma posición.
8. Los puntos 4 y 5 de la conclusión rechazan la hipótesis 3 ya que sólo en 40° el MDC (%) es superior para los rotadores mediales que laterales. En 90° la confiabilidad absoluta es similar.

Conclusión

9. El MDC (%) encontrado al evaluar tanto los rotadores mediales como laterales en 40° de abducción es mayor que en 90° por lo que se rechaza la hipótesis 4 del estudio
10. La validez concurrente entre el EPD y el gold standard es alta para los rotadores laterales y muy alta para los rotadores mediales, sin embargo, el intervalo de confianza es más amplio para los rotadores laterales lo que le quita precisión a la evaluación.
11. El punto 10 acepta la hipótesis 5 y 6 del estudio.
12. El EPD es un instrumento confiable y válido para registrar la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro. Sus propiedades psicométricas son similares a la del gold standard en la medición de esta variable.

6 REFERENCIAS

1. Gadotti I, Vieira E, Magee D (2006) Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 10: 137-146. DOI: 10.1590/S1413-35552006000200002
2. Atkinson G, Nevill AM (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine* 26: 217-238.
3. Hopkins WG, Hawley JA, Burke LM (1999) Design and analysis of research on sport performance enhancement. *Medicine and science in sports and exercise* 31: 472-485. DOI: 10.1097/00005768-199903000-00018
4. Bohannon RW (2012) Hand-held dynamometry: A practicable alternative for obtaining objective measures of muscle strength. *Isokinetics & Exercise Science* 20: 301-315. DOI: 4.10.3233/IES-2012-0476
5. Baumgartner TA (1989) Norm-referenced measurement: reliability. *Measurement concepts in physical education and exercise science* 20: 45-47. DOI: 5.10.1519/JSC.0b013e3181aa36b8
6. Arnold CM, Warkentin KD, Chilibeck PD, Magnus CR (2010) The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *Journal of Strength & Conditioning Research* 24: 815-824. DOI: 6.10.1371/journal.pone.0140822
7. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua Y-H, et al. (2015) Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PloS one* 10: e0140822. DOI: 7.10.1123/jsr.17.2.160
8. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J (2008) Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *Journal of Sport Rehabilitation* 17: 160-170. DOI: 8.10.3928/19425864-20101221-04

9. Kawaguchi JK, Babcock G (2010) Validity and reliability of handheld dynamometric strength assessment of hip extensor and abductor muscles. *Athletic Training and Sports Health Care* 2: 11-17. DOI: 9.10.1519/JSC.0b013e31823db080
10. Lu TW, Chien HL, Chang LY, Hsu HC (2012) Enhancing the examiner's resisting force improves the validity of manual muscle strength measurements: application to knee extensors and flexors. *Journal of Strength & Conditioning Research* 26: 2364-2371. DOI: 10.10.5535/arm.2014.38.1.84
11. Kim WK, Kim D-K, Seo KM, Kang SH (2014) Reliability and validity of isometric knee extensor strength test with hand-held dynamometer depending on its fixation: a pilot study. *Annals of rehabilitation medicine* 38: 84-93.
12. Campos Jara CA (2014) Validez y fiabilidad de un dispositivo Haefni Health (HH 1) como sistema integral de evaluación y control en la rehabilitación funcional: Universidad de Granada.
13. Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J (1990) Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *The American journal of sports medicine* 18: 124-128.
14. Hageman PA, Mason DK, Rydlund KW, Humpal SA (1989) Effects of position and speed on eccentric and concentric isokinetic testing of the shoulder rotators. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 11: 64-69. DOI: 10.2519/jospt.1989.11.2.64
15. Knuttgen HG, Kraemer WJ (1987) Terminology and measurement in exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 1: 1-10.
16. Harman E (1993) EXERCISE PHYSIOLOGY: Strength and Power: A Definition of Terms. *Strength & Conditioning Journal* 15: 18-21.

17. Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, Harrold J, Nielsen DH (1987) Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric muscle testing. *Physical therapy* 67: 1342-1347. DOI: 10.1093/ptj/67.9.1342
18. García PR (2007) Fuerza, su clasificación y pruebas de valoración. *Revista de la Facultad de Educación, Universidad de Murcia*: 2-10.
19. Plotnikoff NA, MacIntyre DL (2002) Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clinical Journal of Sport Medicine* 12: 367-372.
20. Perrin DH, Tis LL, Hellwig EV, Shenk B (1993) Relationship between isokinetic average force, peak force, average torque, and peak torque of the shoulder internal and external rotator muscle groups. *Isokinetics and Exercise Science* 3: 85-87. DOI: 20.10.3233/IES-1993-3203
21. Herzog W (1996) Muscle function in movement and sports. *The American journal of sports medicine* 24: S14.
22. Foss ML, Keteyian SJ (1998) Fox's physiological basis for exercise and sport: William C. Brown.
23. Weineck J (2005) Entrenamiento total: Editorial Paidotribo.
24. Garcia PA, Dias JM, Dias RC, Santos P, Zampa CC (2011) A study on the relationship between muscle function, functional mobility and level of physical activity in community-dwelling elderly. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 15: 15-22. DOI: 10.1590/S1413-35552011000100005
25. Requena B, González-Badillo JJ, de Villareal ESS, Erelina J, García I, et al. (2009) Functional performance, maximal strength, and power characteristics in isometric and dynamic actions of lower extremities in soccer players. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Lippincott Williams & Wilkins) 23: 1391-1401. DOI: 25.10.1519/JSC.0b013e3181a4e88e
26. Hinson MN, Smith WC, Funk S (1979) Isokinetics: a clarification. *Research Quarterly American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance* 50: 30-35.

27. Dvir Z (2004) *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications*: Elsevier Health Sciences.
28. Gleim GW, Nicholas JA, Webb JN (1978) Isokinetic evaluation following leg injuries. *The Physician and sportsmedicine* 6: 75-82. DOI: 10.1080/00913847.1978.11710743
29. Morris A (1973) Myotatic reflex effects on bilateral reciprocal leg strength. *American corrective therapy journal* 28: 24-29.
30. Grimby G, Saltin B (1983) The ageing muscle. *Clinical Physiology* 3: 209-218.
31. Ellenbecker TS, Davies GJ (2000) The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *Journal of Athletic Training* 35: 338-350.
32. Renström P, Arms S, Stanwyck T, Johnson R, Pope M (1986) Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American journal of sports medicine* 14: 83-87.
33. Wenger HA, Green HJ (2005) *Evaluación fisiológica del deportista*: Editorial Paidotribo.
34. Carrere MTA (2010) *Biomecánica clínica. Fuerza, trabajo y potencia muscular*. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología) 2.
35. Haff GG, Triplett NT (2015) *Essentials of Strength Training and Conditioning 4th Edition*: Human kinetics.
36. Farina D, Negro F (2015) Common synaptic input to motor neurons, motor unit synchronization, and force control. *Exercise and sport sciences reviews* 43: 23-33. DOI: 10.1249/JES.0000000000000032
37. Badillo JJG, Serna JR (2002) *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza*: Inde.
38. Mirella R (2006) *Las nuevas metodologías del entrenamiento de la fuerza, la resistencia, la velocidad y la flexibilidad*: Editorial Paidotribo.

39. Baechle TR (2007) Principios del entrenamiento de la fuerza y del acondicionamiento físico: Ed. Médica Panamericana.
40. Worrell TW, Perrin DH (1992) Hamstring muscle injury: the influence of strength, flexibility, warm-up, and fatigue. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 16: 12-18. DOI: 10.2519/jospt.1992.16.1.12
41. Klitgaard H, Zhou M, Schiaffino S, Betto R, Salviati G, et al. (1990) Ageing alters the myosin heavy chain composition of single fibres from human skeletal muscle. *Acta physiologica* 140: 55-62. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1990.tb08975.x
42. Javier Diaz-Lara F, Garcia Garcia JM, Monteiro LF, Abian-Vicen J (2014) Body composition, isometric hand grip and explosive strength leg - similarities and differences between novices and experts in an international competition of Brazilian jiu jitsu. *Archives of Budo* 10: 211-217.
43. Sapega A (1990) Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *JBJS* 72: 1562-1574.
44. Hislop H, Avers D, Brown M (2013) Daniels and Worthingham's muscle testing: Techniques of manual examination and performance testing: Elsevier Health Sciences.
45. Kendall HO, Kendall FP (1949) Muscles: testing and functions: The Williams And Wilkins Comp.; USA.
46. BEASLEY W (1956) Influence of method on estimates of normal knee extensor force among normal and postpolio children. *The Physical therapy review* 36: 21.
47. Bohannon R (1990) Testing isometric limb muscle strength with dynamometers. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 2: 75-86.
48. Ploeg R, Oosterhuis H, Reuvekamp J (1984) Measuring muscle strength. *Journal of neurology* 231: 200-203.

49. Bohannon RW (1987) Hand-held dynamometry; stability of muscle strength over multiple measurements. *Clinical Biomechanics* 2: 74-77. DOI: 10.1016/0268-0033(87)90131-8
50. Phillips BA, Lo SK, Mastaglia FL (2000) Muscle force measured using "break" testing with a hand-held myometer in normal subjects aged 20 to 69 years. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 81: 653-661. DOI: 10.1016/S0003-9993(00)90050-9
51. Hills M, Bohannon RW (1992) Shoulder extension strength is influenced by elbow position. *Isokinetics and Exercise Science* 2: 129-132. DOI: 10.3233/IES-1992-2305
52. Bohannon RW (1995) Internal consistency of dynamometer measurements in healthy subjects and stroke patients. *Perceptual & Motor Skills* 81: 1113-1114.
53. Bohannon RW (1988) Make tests and break tests of elbow flexor muscle strength. *Physical Therapy* 68: 193-194. DOI: 10.1093/ptj/68.2.193
54. Bohannon RW (2012) Are hand-grip and knee extension strength reflective of a common construct? *Perceptual & Motor Skills* 114: 514-518.
55. Bohannon RW, Bubela DJ, Wang Y-C, Magasi SR, Gershon RC (2011) Adequacy of belt-stabilized testing of knee extension strength. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)* 25: 1963-1967. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181e4f5ce
56. Katoh M, Isozaki K (2014) Reliability of Isometric Knee Extension Muscle Strength Measurements of Healthy Elderly Subjects Made with a Hand-held Dynamometer and a Belt. *Journal of Physical Therapy Science* 26: 1855-1859.
57. Wang Y-C, Bohannon RW, Magasi SR, Hryniewicz B, Morales A, et al. (2011) Testing of knee extension muscle strength: A comparison of two portable alternatives for the NIH toolbox study. *Isokinetics and Exercise Science* 19: 163-168. DOI: 10.3233/IES-2011-0410

58. Dvir Z, Prushansky T (2008) Cervical muscles strength testing: methods and clinical implications. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics* 31: 518-524. DOI: 110.1016/j.jmpt.2008.08.008
59. Martin H, Yule V, Syddall H, Dennison E, Cooper C, et al. (2006) Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard Biodex dynamometry. *Gerontology* 52: 154-159. DOI: 10.1159/000091824
60. Greenberg EM, Greenberg ET, Ganley TJ, Lawrence JTR (2014) Strength and functional performance recovery after anterior cruciate ligament reconstruction in preadolescent athletes. *Sports health* 6: 309-312.
61. Bardis C, Kalamara E, Loucaides G, Michaelides M, Tsaklis P (2004) Intramachine and intermachine reproducibility of concentric performance: A study of the Con-Trex MJ and the Cybex Norm dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science* 12: 91-97.
62. de Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, de Azevedo Franke R, da Silva BG, Pinto RS, et al. (2015) Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport* 16: 59-65. DOI: 10.1016/j.ptsp.2014.04.004
63. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH (2004) Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology* 91: 22-29.
64. Chomiki R, Boisseau P, Dessaint E, Parent A, Souchon G, et al. *Dynamométrie isocinétique (2): applications à l'évaluation et à la rééducation*; 1998. *Annales Médicales*. pp. 103-118.
65. Harre D (1987) *Teoría del entrenamiento deportivo*: Editorial Stadium SRL.

66. Almosnino S, Brandon SC, Day AG, Stevenson JM, Dvir Z, et al. (2014) Principal component modeling of isokinetic moment curves for discriminating between the injured and healthy knees of unilateral ACL deficient patients. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 24: 134-143. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.10.012
67. Jonhagen S, Nemeth G, Eriksson E (1994) Hamstring injuries in sprinters the role of concentric and eccentric hamstring muscle strength and flexibility. *The American Journal of Sports Medicine* 22: 262-266.
68. Dvir Z (2000) Isokinetic muscle testing: reflections of future venues. *Hong Kong Physiotherapy Journal* 18: 41-46. DOI: 10.1016/S1013-7025(00)18002-9
69. Dvir Z (1997) The measurement of isokinetic fingers flexion strength. *Clinical Biomechanics* 12: 473-481. DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00062-4
70. Aggen P, Swetkovich R, Gundrum J, Straker S (2009) Determining the reliability of isokinetic (concentric/eccentric) and isometric hip strength testing. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 39: A119-120. DOI: 10001218-200901000-00275
71. Almosnino S, Stevenson JM, Bardana DD, Diaconescu ED, Dvir Z (2012) Reproducibility of isokinetic knee eccentric and concentric strength indices in asymptomatic young adults. *Physical Therapy in Sport* 13: 156-162. DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.09.002
72. Hopkins JT, Adolph J (2003) Intersession reliability of the omnikinetic closed-chain dynamometer. *Journal of Sport Rehabilitation* 12: 351-363. DOI: 10.1123/jsr.12.4.351
73. Streiner DL, Norman GR, Cairney J (2014) *Health measurement scales: a practical guide to their development and use*: Oxford University Press, USA.
74. Bootvong K, Liu Z, McGrath C, Hägg U, Wong RW, et al. (2010) Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *The European Journal of Orthodontics* 32: 589-595. DOI: 10.1093/ejo/cjp159

75. Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *biometrics*: 159-174. DOI: 10.2307/2529310
76. Portney LG, Watkins MP (2015) *Foundations of clinical research: applications to practice*: FA Davis.
77. Munro BH (2005) *Statistical methods for health care research*: Lippincott Williams & Wilkins.
78. Altman DG, Bland JM (1983) Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *The statistician*: 307-317. DOI: 10.2307/2987937
79. Hopkins WG (2000) Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine* 30: 1-15.
80. Bland JM, Altman D (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet* 327: 307-310. DOI: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8
81. Currell K, Jeukendrup AE (2008) Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports medicine* 38: 297-316.
82. Bohannon RW (2001) Measuring knee extensor muscle strength. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 80: 13-18.
83. Thorborg K, Bandholm T, Holmich P (2013) Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 21: 550-555.
84. Forthomme B, Dvir Z, Crielaard JM, Croisier JL (2011) Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position. *Clinical Physiology & Functional Imaging* 31: 227-232. DOI: 10.1111/j.1475-097X.2010.01005.x
85. Anderson VB, Bialocerkowski AE, Bennell KL (2006) Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotation strength in chronic rotator cuff pathology. *Physical Therapy in Sport* 7: 115-121. DOI: 10.1016/j.ptsp.2006.04.002

86. Verkhoshansky Y (2001) Teoría y metodología del entrenamiento deportivo: Editorial Paidotribo.
87. Reinking MF, Bockrath-Pugliese K, Worrell T, Kegerreis RL, Miller-Sayers K, et al. (1996) Assessment of quadriceps muscle performance by hand-held, isometric, and isokinetic dynamometry in patients with knee dysfunction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 24: 154-159. DOI: 10.2519/jospt.1996.24.3.154
88. Molenaar HM, de Kraker M, Zuidam JM, Hovius SER, Stam HJ, et al. (2010) Visual Feedback and Weight Reduction of a Grip Strength Dynamometer Do Not Increase Reliability in Healthy Children. *Journal of Hand Therapy* 23: 272-279. DOI: 10.1016/j.jht.2010.01.001
89. Kirsch LM, i Flix XT (1992) Entrenamiento isométrico: ejercicios para desarrollar la fuerza muscular y relajarse: Paidotribo.
90. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW (1996) Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Physical Therapy* 76: 248-259. DOI: 10.1093/ptj/76.3.248
91. Wilson GJ, Murphy AJ (1996) The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine* 22: 19-37.
92. Murphy AJ, Wilson GJ, Pryor JF, Newton RU (1995) Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle. *Journal of Applied Biomechanics* 11: 205-215. DOI: 10.1123/jab.11.2.205
93. Kulig K, Andrews JG, Hay JG (1984) Human strength curves. *Exercise and sport sciences reviews* 12: 417-466.
94. Sale D, Norman R (1991) Testing strength and power. *Physiological testing of the high-performance athlete*: 21-106.

95. Caldwell LS, Chaffin DB, Dukes-Dobos FN, Kroemer K, Laubach LL, et al. (1974) A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *The American Industrial Hygiene Association Journal* 35: 201-206.
96. Holobar A, Minetto MA, Farina D (2014) Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric. *Journal of Neural Engineering* 11: 016008.
97. Edwards R, Young A, Hosking G, Jones D (1977) Human skeletal muscle function: description of tests and normal values. *Clinical Science* 52: 283-290.
98. Zeh J, Hansson T, Bigos S, Spengler D, BattiÉ M, et al. (1986) Isometric Strength Testing: Recommendations Based on a Statistical Analysis of the Procedure. *Spine* 11: 43-46.
99. Bosquet L, Maquet D, Forthomme B, Nowak N, Lehance C, et al. (2010) Effect of the lengthening of the protocol on the reliability of muscle fatigue indicators. *International Journal of Sports Medicine* 31: 82-88.
100. Bohannon RW (1990) Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clinical Physics & Physiological Measurement* 11: 217-222.
101. Akins JS, Longo PF, Bertoni M, Clark NC, Sell TC, et al. (2013) Postural stability and isokinetic strength do not predict knee valgus angle during single-leg drop-landing or single-leg squat in elite male rugby union players. *Isokinetics and Exercise Science* 21: 37-46. DOI: 10.3233/IES-2012-0469
102. Kroemer KH (1999) Assessment of human muscle strength for engineering purposes: a review of the basics. *Ergonomics* 42: 74-93. DOI: 10.1080/001401399185810
103. Kraemer WJ, Fry A, Ratamess N, French D (1995) Strength testing: development and evaluation of methodology. *Physiological assessment of human fitness* 2: 119-150.

104. Forthomme B, Maquet D, Crielaard JM, Croisier JL (2005) Shoulder isokinetic assessment: a critical analysis. *Isokinetics & Exercise Science* 13: 59-60.
105. Baxter JR, Piazza SJ (2014) Plantar flexor moment arm and muscle volume predict torque-generating capacity in young men. *Journal of Applied Physiology* 116: 538-544. DOI: 10.1152/jappphysiol.01140.2013
106. Croisier JL, Malnati M, Reichard LB, Peretz C, Dvir Z (2007) Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion: A reproducibility study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17: 484-492. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.04.003
107. Alvar BA (2000) Maximal strength measurement of the hamstring musculature using isometric and isokinetic techniques: Arizona State University. 66 p.
108. Dauty M, Delbrouck C, Huguet D, Rousseau B, Potiron-Josse M, et al. (2003) Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the shoulder rotators in normal subjects 40 to 55 years old. *Isokinetics & Exercise Science* 11: 95-100.
109. Almosnino S, Dvir Z, Bardana DD, Diaconescu ED, Stevenson JM (2014) Ascertaining maximal voluntary effort production during isokinetic knee strength testing of anterior cruciate ligament-reconstructed patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 93: 169-181. DOI: 10.1097/PHM.0000000000000041
110. Terwee CB, Bot SD, de Boer MR, van der Windt DA, Knol DL, et al. (2007) Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *Journal of clinical epidemiology* 60: 34-42. DOI: 10.1016/j.jclinepi.2006.03.012
111. Claiborne TL, Timmons MK, Pincivero DM (2009) Test-retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *Journal of electromyography and kinesiology : official*

- journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology 19: e345-352. DOI: 10.1016/j.jelekin.2008.07.005
112. Katoh M, Hiiragi Y, Uchida M (2011) Validity of Isometric Muscle Strength Measurements of the Lower Limbs Using a Hand-held Dynamometer and Belt: a Comparison with an Isokinetic Dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science* 23: 553-557.
113. Lu TW, Hsu HC, Chang LY, Chen HL (2007) Enhancing the examiner's resisting force improves the reliability of manual muscle strength measurements: comparison of a new device with hand-held dynamometry. *Journal of Rehabilitation Medicine* 39: 679-684. DOI: 110.2340/16501977-0107
114. Dauty M, Rochcongar P (2001) Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the knee flexors in elite volleyball players. *Isokinetics and Exercise Science* 9: 129-132.
115. de Carvalho Froufe Andrade AC, Caserotti P, de Carvalho CM, de Azevedo Abade EA, da Eira Sampaio AJ (2013) Reliability of Concentric, Eccentric and Isometric Knee Extension and Flexion when using the REV9000 Isokinetic Dynamometer. *Journal of Human Kinetics* 37: 47-53. DOI: 10.2478/hukin-2013-0024
116. Hartmann A, Knols R, Murer K, de Bruin ED (2009) Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. *Gerontology* 55: 259-268. DOI: 10.1159/000172832
117. Ferri-Morales A, Alegre L, Basco A, Aguado X (2014) Test-retest relative and absolute reliability of knee extensor strength measures and minimal detectable change. *Isokinetics and Exercise Science* 22: 17-26. DOI: 10.3233/IES-130522
118. Larsson B, Karlsson S, Eriksson A, Gerdle B (2003) Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 281-287. DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00022-1

119. Dervisevic E, Hadzic V, Karpljuk D, Radjo I (2006) The influence of different ranges of motion testing on the isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings. *Isokinetics and Exercise Science* 14: 269-278.
120. Lu T-W, Chien H-L, Chang L-Y, Hsu H-C (2012) Enhancing the examiner's resisting force improves the validity of manual muscle strength measurements: application to knee extensors and flexors. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 26: 2364-2371. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31823db080
121. Neil SE, Myring A, Peeters MJ, Pirie I, Jacobs R, et al. (2013) Reliability and validity of the Performance Recorder 1 for measuring isometric knee flexor and extensor strength. *Physiotherapy Theory & Practice* 29: 639-647. DOI: 10.3109/09593985.2013.779337
122. Orri JC, Darden GF (2008) Technical report: Reliability and validity of the iSAM 9000 isokinetic dynamometer. *Journal of Strength & Conditioning Research* 22: 310-317. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31815fa2c8
123. Bohannon RW (2012) Minimal detectable change of knee extension force measurements obtained by handheld dynamometry from older patients in 2 settings. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 35: 79-81. DOI: 10.1519/JPT.0b013e3182239f64
124. Morrison KE, Kaminski TW (2007) The reproducibility of an isokinetic testing technique at the ankle joint. *Isokinetics and Exercise Science* 15: 245-251.
125. Holmback AM, Lexell J (2007) Reproducibility of isokinetic ankle dorsiflexor strength and fatigue measurements in healthy older subjects. *Isokinetics and Exercise Science* 15: 263-270.
126. Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP (1987) Clinical Uses of Isokinetic Measurements *Critical Issues. Physical Therapy* 67: 1840-1844. DOI: 10.1093/ptj/67.12.1840

127. Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard PL, Herisson C, et al. (2013) Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science & Medicine in Sport* 16: 162-165. DOI: 10.1016/j.jsams.2012.01.007
128. Hadzic V, Sattler T, Veselko M, Markovic G, Dervisevic E (2014) Strength asymmetry of the shoulders in elite volleyball players. *Journal of Athletic Training* 49: 338-344. DOI: 10.4085/1062-6050-49.2.05
129. Dauty M, Delbrouck C, Huguet D, Rousseau B, Potiron-Josse M, et al. (2003) Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the shoulder rotators in normal subjects 40 to 55 years old. *Isokinetics and Exercise Science* 11: 95-100.
130. Edouard P, Samozino P, Julia M, Cervera SG, Vanbiervliet W, et al. (2011) Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder-Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *Journal of Sport Rehabilitation* 20: 367-383. DOI: 10.1123/jsr.20.3.367
131. Deones VL, Wiley SC, Worrell T (1994) Assessment of quadriceps muscle performance by a hand-held dynamometer and an isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 20: 296-301. DOI: 10.2519/jospt.1994.20.6.296
132. Trudelle-Jackson E, Jackson AW, Frankowski CM, Long KM, Meske NB (1994) Interdevice reliability and validity assessment of the Nicholas Hand-Held Dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 20: 302-306. DOI: 10.2519/jospt.1994.20.6.302
133. Li RC, Jasiewicz JM, Middleton J, Condie P, Barriskill A, et al. (2006) The development, validity, and reliability of a manual muscle testing device with integrated limb position sensors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 87: 411-417. DOI: 10.1016/j.apmr.2005.11.011
134. Lu T, Hsu H, Chang L, Chen H (2007) Enhancing the examiner's resisting force improves the reliability of manual muscle strength measurements: comparison of a new device with

- hand-held dynamometry. *Journal of Rehabilitation Medicine (Stiftelsen Rehabiliteringsinformation)* 39: 679-684. DOI: 10.2340/16501977-0107
135. Meyer C, Corten K, Wesseling M, Peers K, Simon JP, et al. (2013) Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS ONE [Electronic Resource]* 8: e81149. DOI: 10.1371/journal.pone.0081149
136. Holmbäck AM, Lexell J (2007) Reproducibility of isokinetic ankle dorsiflexor strength and fatigue measurements in healthy older subjects. *Isokinetics & Exercise Science* 15: 263-270.
137. Mayer F, Horstmann T, Kranenberg U, Röcker K, Dickhuth H (1994) Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder joint. *International journal of sports medicine* 15: S26-31. DOI: 10.1055/s-2007-1021106
138. Kimura IF, Gulick DT, Alexander DM, Takao SH (1996) Reliability of peak torque values for concentric and eccentric shoulder internal and external rotation on the Biodex, Kinetic Communicator, and Lido dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science* 6: 95-99. DOI: 10.3233/IES-1996-6204
139. Soderberg GJ, Blaschak M (1987) Shoulder Internal and External Rotation Peak Torque Production Through a Velocity Spectrum in Differing Positions*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 8: 518-524. DOI: 10.2519/jospt.1987.8.11.518
140. Walmsley RP, Szybbo C (1987) A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotator muscles in different positions and at varying speeds. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 9: 217-222. DOI: 10.2519/jospt.1987.9.6.217
141. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R (2011) Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *Pm & R* 3: 472-479. DOI: 10.1016/j.pmrj.2010.10.025

142. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, et al. (2009) The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. *Annals of internal medicine* 151: W-65-W-94. DOI: 10.1371/journal.pmed.1000100
143. Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL, Ostelo RW, Bouter LM, et al. (2012) Rating the methodological quality in systematic reviews of studies on measurement properties: a scoring system for the COSMIN checklist. *Quality of Life Research* 21: 651-657.
144. Tung-Wu L, Hui-Lien C, Ling-Ying C, Horng-Chaung H (2012) Enhancing the examiner's resisting force improves the validity of manual muscle strength measurements: application to knee extensors and flexors. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Lippincott Williams & Wilkins) 26: 2364-2371. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31823db080
145. Holmback AM, Porter MM, Downham D, Lexell J (1999) Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 31: 229-239.
146. Prentice WE, Kaminski TW (2004) *Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training*: McGraw-hill New York:.
147. Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard PL, Hérisson C, et al. (2013) Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science & Medicine in Sport* 16: 162-165. DOI: 10.1016/j.jsams.2012.01.007
148. Frese E, Brown M, Norton BJ (1987) Clinical reliability of manual muscle testing. *Physical Therapy* 67: 1072-1076. DOI: 10.1093/ptj/67.7.1072
149. Brandsma JW, Schreuders TA, Birke JA, Piefer A, Oostendorp R (1995) Manual muscle strength testing: intraobserver and interobserver reliabilities for the intrinsic muscles of the hand. *Journal of Hand therapy* 8: 185-190. DOI: 10.1016/S0894-1130(12)80014-7

150. Burnham RS, Bell G, Olenik L, Reid DC (1995) Shoulder abduction strength measurement in football players: reliability and validity of two field tests. *Clinical Journal of Sport Medicine* 5: 90-94.
151. Alfuth M, Hahm MM (2016) Reliability, comparability, and validity of foot inversion and eversion strength measurements using a hand-held dynamometer. *International journal of sports physical therapy* 11: 72.
152. Thompson MC, Shingleton LG, Kegerreis ST (1989) Comparison of Values Generated During Testing of the Knee Using the Cybex II Plus® and Biodex Model B-2000® Isokinetic Dynamometers 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 11: 108-115. DOI: 10.2519/jospt.1989.11.3.108
153. Gross MT, Huffman GM, Phillips CN, Wray JA (1991) Intramachine and intermachine reliability of the Biodex and Cybex® II for knee flexion and extension peak torque and angular work. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 13: 329-335. DOI: 10.2519/jospt.1991.13.6.329
154. Nevill AM, Atkinson G (1997) Assessing agreement between measurements recorded on a ratio scale in sports medicine and sports science. *British Journal of Sports Medicine* 31: 314-318.
155. Edouard P, Damotte A, Lance G, Degache F, Calmels P (2013) Static and dynamic shoulder stabilizer adaptations in javelin throwers: A preliminary study. *Isokinetics and Exercise Science* 21: 47-55. DOI: 10.3233/IES-2012-0470
156. Kramer JF, Ng LR (1996) Static and dynamic strength of the shoulder rotators in healthy, 45-to 75-year-old men and women. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 24: 11-18. DOI: 10.2519/jospt.1996.24.1.11

157. Malerba JL, Adam ML, Harris BA, Krebs DE (1993) Reliability of dynamic and isometric testing of shoulder external and internal rotators. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 18: 543-552. DOI: 10.2519/jospt.1993.18.4.543
158. Westrick RB, Duffey ML, Cameron KL, Gerber JP, Owens BD (2013) Isometric shoulder strength reference values for physically active collegiate males and females. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* 5: 17-21.
159. Hughes RE, Johnson ME, O'Driscoll SW, An KN (1999) Normative values of agonist-antagonist shoulder strength ratios of adults aged 20 to 78 years. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 80: 1324-1326. DOI: 10.1016/S0003-9993(99)90037-0
160. Ivey Jr FM, Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J (1985) Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 66: 384-386.
161. Codine P, Bernard P, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]; 2005. pp. 80-92. DOI: 10.1016/j.annrmp.2004.07.002
162. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B (1992) Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *The American Journal of Sports Medicine* 20: 455-458.
163. Meeteren J, Roebroek ME, Stam HJ (2002) Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *Journal of Rehabilitation Medicine* 34: 91-95.
164. Tis LL, Maxwell T (1996) The effect of positioning on shoulder isokinetic measures in females. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 28: 1188-1192. DOI: 10.1097/00005768-199609000-00016
165. Kuhlman J, Iannotti J, Kelly M, Riegler F, Gevaert M, et al. (1992) Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 74: 1320-1333.

166. Frisiello S, Gazaille A, O'Halloran J, Palmer ML, Waugh D (1994) Test-retest reliability of eccentric peak torque values for shoulder medial and lateral rotation using the Biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 19: 341-344. DOI: 10.2519/jospt.1994.19.6.341
167. Beaton DE, Katz JN, Fossel AH, Wright JG, Tarasuk V, et al. (2001) Measuring the whole or the parts?: Validity, reliability, and responsiveness of the disabilities of the arm, shoulder and hand outcome measure in different regions of the upper extremity. *Journal of Hand Therapy* 14: 128-142. DOI: 10.1016/S0894-1130(01)80043-0
168. Campos Jara CA, Bautista González IJ, Chiroso Ríos LJ, Martín Tamayo I, López Fuenzalida AE, et al. (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: 91-98.
169. Norkin CC, White DJ (2009) *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*: FA Davis.
170. Portney L, Watkins M (2000) *Power and sample size. Foundations of Clinical Research* New Jersey: Prentice Hall Health: 705-730.
171. Johansson F, Cools A, Skillgate E (2014) Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a hand-held dynamometer: reliability and validity. *British journal of sports medicine* 48: 612-612. DOI: 10.4085/1062-6050-49.3.72
172. Hadzic V, Ursej E, Kalc M, Dervisevic E (2012) Reproducibility of shoulder short range of motion in isokinetic and isometric strength testing. *Journal of Exercise Science & Fitness* 10: 83-89. DOI: 10.1016/j.jesf.2012.10.005
173. Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports medicine* 39: 569-590.

174. Bassett R, Browne A, Morrey B, An K-N (1990) Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. *Journal of biomechanics* 23: 405-415. DOI: 10.1016/0021-9290(90)90295-E
175. Sullivan SJ, Chesley A, Hebert G, McFaul S, Scullion D (1988) The validity and reliability of hand-held dynamometry in assessing isometric external rotator performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 10: 213-217. DOI: 10.2519/jospt.1988.10.6.213
176. May LA, Burnham RS, Steadward RD (1997) Assessment of isokinetic and hand-held dynamometer measures of shoulder rotator strength among individuals with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 78: 251-255. DOI: 10.1016/S0003-9993(97)90029-0
177. Kolber MJ, Beekhuizen K, Cheng MS, Fiebert IM (2007) The reliability of hand-held dynamometry in measuring isometric strength of the shoulder internal and external rotator musculature using a stabilization device. *Physiotherapy Theory & Practice* 23: 119-124. DOI: 10.1080/09593980701213032

7 ANEXOS

7.1 Certificado de aprobación estudio I

	FACULTAD DE MEDICINA PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CHILE	CERTIFICADO DE APROBACIÓN CEC-MEDUC
SE APROBÓ EL SIGUIENTE PROYECTO		Santiago, 21 de abril de 2016.
Investigador Responsable: Chamorro, Claudio Escuela de Kinesiología		Número Proyecto: 16-057
Financiamiento: No requiere financiamiento		
Título PROYECTO : Confiabilidad Relativa y absoluta del Dispositivo Haefni en la Evaluación de la Fuerza Isométrica Máxima de los Rotadores de Hombro en Sujetos Sanos. Influencia de la posición articular y del Sistema de Estabilización		
Se acusa recibo de los siguientes documentos: Carta del investigador responsable solicitando la revisión y aprobación de nuevo estudio en referencia Carta de respaldo del Jefe del Director de la UDA Ciencias de la Salud, Dr. Julio Pertuzá		

7.2 Documento consentimiento informado estudio I

18 de junio de 2016

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Estudio: Confiabilidad Relativa y Absoluta del Dispositivo Haefni en la Evaluación de la Fuerza Isométrica Máxima de los Rotadores de Hombro en Sujetos Sanos. Influencia de la Posición Articular.

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

Investigador Responsable:
Depto/UDA Claudio Hernán Chamorro Lange/ UDA Ciencias de la Salud, Pontificia Universidad Católica de Chile

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 a los investigadores de este proyecto.

OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

El propósito de este estudio es determinar la confiabilidad relativa y absoluta del dispositivo Haefni Health en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro

PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

El presente estudio se realizará en la Sala de Trabajo Práctico, 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 que los estudiantes sean sometidos a evaluaciones de la fuerza isométrica máxima de hombro en posición de 40° y 90° de abducción de hombro. Las evaluaciones se realizarán en orden aleatorio y se repetirán entre 10 y 15 días después. En el caso de las mujeres se requiere el uso de peto para poder evaluar la posición articular del hombro y que no existan compensaciones en el movimiento.

Estas actividades se realizarán de manera individual, y se estima un tiempo de ejecución de 20 minutos aproximadamente.

Confidencialidad y Voluntariedad

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

En caso de no querer participar, esta negativa no tendrá impacto en su evaluación académica presente ni futura.

BENEFICIOS

Usted podría verse beneficiado al participar en esta investigación médica, ya que al conocer los valores de su fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro podrá conocer si hay descompensaciones entre los rotadores mediales y laterales de hombro. Estas descompensaciones son consideradas como uno de los factores de riesgo de las patologías de manguito rotador. Sin embargo, la información obtenida por su participación nos ayudará a ampliar el conocimiento respecto a la confiabilidad del dispositivo isokinético Haefni Health 1.0. Estos datos le serán informados cuando se recopile la totalidad de los datos para el estudio.

RIESGOS

Las pruebas de fuerza muscular de los rotadores de hombro no presentan ningún riesgo para su integridad física.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

- Se me ha explicado el propósito de esta investigación médica, 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 toda la información personal 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 médica, y retirarme en cualquier momento que lo desee, asimismo que durante el desarrollo del proyecto puedo preguntar todo lo que estime conveniente acerca del estudio y sobre mis derechos como sujeto de investigación. He recibido una copia firmada de este documento de consentimiento

Participante:

Investigador Responsable: Claudio Chamorro L.

Fecha:

Director de Carrera: Alvaro Reyes P.

Fecha:

7.3 Certificado de aprobación estudio II

	FACULTAD DE MEDICINA PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CHILE	CERTIFICADO DE APROBACIÓN CEC-MEDUC
SE APROBÓ EL SIGUIENTE PROYECTO		Santiago, 21 de abril de 2016.
Investigador Responsable: Chamorro, Claudio Escuela de Kinesiología		Número Proyecto: 16-058
Financiamiento: No requiere financiamiento		
Título PROYECTO: Validez concurrente en la Evaluación de la Fuerza Isométrica Máxima de los Rotadores de hombro entre el Dispositivo Haefni y el Dispositivo Isokinético Cybex realizado en Sujetos Sanos		
Se acusa recibo de los siguientes documentos: Carta del investigador responsable solicitando la revisión y aprobación de nuevo estudio en referencia Carta de respaldo del Jefe del Director de la UDA Ciencias de la Salud, Dr. Julio Pertuzé		

7.4 Documento consentimiento informado estudio II

04 de abril de 2016

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Estudio: "Validez Concurrente en la Evaluación de la Fuerza Isométrica Máxima de los Rotadores de Hombro entre el Dispositivo Haefni y el Dispositivo Isokinético Cybex Realizado en Sujetos Sanos"

Patrocinador del

**Estudio / Fuente
Financiamiento**

Sin patrocinador/No requiere financiamiento

Investigador

Responsable:

Depto/UDA

Claudio Hernán Chamorro Lange/ UDA Ciencias de la Salud, Pontificia Universidad Católica de Chile

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 a los investigadores de este proyecto.

OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

El propósito de este estudio es determinar la confiabilidad relativa y absoluta del dispositivo Haefni Health en la evaluación de la fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro

PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

El presente estudio se realizará en la Sala de Trabajo Práctico, 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 que los estudiantes sean sometidos a evaluaciones de la fuerza isométrica máxima de hombro en posición de 40° y 90° de abducción de hombro. Las evaluaciones se realizarán en orden aleatorio y se repetirán entre 10 y 15 días después. En el caso de las mujeres se requiere el uso de peto para poder evaluar la posición articular del hombro y que no existan compensaciones en el movimiento.

Estas actividades se realizarán de manera individual, y se estima un tiempo de ejecución de 20 minutos aproximadamente.

Confidencialidad y Voluntariedad

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

En caso de no querer participar, esta negativa no tendrá impacto en su evaluación académica presente ni futura.

BENEFICIOS

Usted podría verse beneficiado al participar en esta investigación médica, ya que al conocer los valores de su fuerza isométrica máxima de los rotadores de hombro podrá conocer si hay descompensaciones entre los rotadores mediales y laterales de hombro. Estas descompensaciones son consideradas como uno de los factores de riesgo de las patologías de manguito rotador. Sin embargo, la información obtenida por su participación nos ayudará a ampliar el conocimiento respecto a la validez concurrente entre el dispositivo isokinético Cybex y el dispositivo isokinético Haefni Health 1.0. Estos datos le serán informados cuando se recopile la totalidad de los datos para el estudio.

RIESGOS

Las pruebas de fuerza muscular de los rotadores de hombro no presentan ningún riesgo para su integridad física.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

- Se me ha explicado el propósito de esta investigación médica, 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 toda la información personal 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 médica, y retirarme en cualquier momento que lo desee, asimismo que durante el desarrollo del proyecto puedo preguntar todo lo que estime conveniente acerca del estudio y sobre mis derechos como sujeto de investigación. He recibido una copia firmada de este documento de consentimiento

Participante:

Investigador Responsable: Claudio Chamorro L.

Fecha:

Director de Carrera: Alvaro Reyes P.

Fecha:

7.5 Shoulder pain and disability index (SPADI)

Patient Name _____ Date _____

Please read carefully:

Instructions: Please circle the number that best describes the question being asked.

Pain scale:

No pain at all 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Worst pain imaginable

How severe is your pain?

1. At its worst?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. When lying on the involved side?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

3. Reaching for something on a high shelf?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. Touching the back of your neck?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Pushing with the involved arm?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Disability scale:

No difficulty 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 So difficult it requires help

How much difficulty do you have?

1. Washing your hair?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. Washing your back?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

3. Putting on an undershirt or pullover sweater?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. Putting on a shirt that buttons down the front?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Putting on your pants?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6. Placing an object on a high shelf?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

7. Carrying a heavy object of 10 pounds?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

8. Removing something from your back pocket?

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

OTHER COMMENTS:

Examiner: _____



UNIVERSIDAD DE GRANADA

