

VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL DISPOSITIVO HAEFNI HEALTH
(H.H.1) COMO SISTEMA INTEGRAL DE EVALUACIÓN Y
CONTROL EN LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL

Christian Alex Campos Jara

Programa Doctorado

Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Actividad Física y Calidad de Vida.
Iquique. Chile.

DIRECTORES

Luis Javier Chiroso Ríos

Ignacio Martín Tamayo



Departamento de Educación Física y Deportiva
Universidad de Granada

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Christian Alex Campos Jara
D.L.: GR 1933-2014
ISBN: 978-84-9083-104-5

Dr. Luis Javier Chiroso Ríos

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Universidad de Granada

Dr. Ignacio Martín Tamayo

Doctor en Psicología

Universidad de Granada

CERTIFICAN:

Que la presente Tesis Doctoral titulada “VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL DISPOSITIVO “HAEFNI HEALTH” (H.H.1) COMO SISTEMA INTEGRAL DE EVALUACIÓN Y CONTROL EN LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL“ ha sido realizada bajo nuestra dirección, por D. Christian Campos para optar al grado de Doctor en el “ “. Concluida y reuniendo a nuestro juicio, las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autorizamos a su presentación a fin de que pueda ser defendida ante el tribunal correspondiente. Y para que así conste, expiden y firman este informe en Granada “ “.

Fdo:

Fdo:

AGRADECIMIENTOS

Primero que todo quiero agradecer a mi familia, a mis padres por el apoyo incondicional en la búsqueda del conocimiento. A sido un camino largo y duro con altos y bajos que significo mucha dedicación y sacrificios.

Por eso soy un agradecido de mis dos Directores de Tesis, sobre todo por su constante apoyo y dedicación, a pesar de la distancia siempre hubo una estrecha comunicación.

Este proceso doctoral comenzó muchos años atrás, todavía está en mi mente cuando tuve la clase de metodología de la investigación, y quede muy impresionado de mi profesor por su entrega, sencillez y cercanía con los alumnos. De ese día hasta hoy he aprendido mucho más que un modelo metodológico o estadístico he sido afortunado en conocerlo como persona y como un gran amigo que es hoy, abrió las puertas de su familia para apoyarme en este proceso ese amigo como todos lo conocen se llama LUJA “Mi amigo”.

Especialmente quiero agradecer a Iker, un doctor muy joven, pero con un talento innato que con su conocimiento y espertisaje en el área ha sido un gran aporte y apoyo en mi proceso doctoral. También quiero destacar, entre todas estas personas significativas, a mi camarada Ignacio, “Chupi” para los amigos, que con su gran conocimiento e innovación está creando un tremendo aporte al ámbito de la rehabilitación. Asimismo me gustaría resaltar la labor del profesor Ignacio Martín, quien en todo momento nos ha asesorado en un área compleja como es la estadística y nos ha permitido poder analizar e interpretar de la mejor forma en nuestro trabajo.

En todo proceso existen numerosas personas silenciosas que interviene y facilitan el camino, quiero reconocer el empuje de todos los hombres de mi grupo de investigación en España, CTS 642 IDAFISI, especialmente a Jose.

Siempre seré un agradecido de la vida por tener amigos como Luja, espero no defraudarlo en este camino que ya empezamos a recorrer.

Tabla de contenido

ÍNDICE DE TABLAS	2
ÍNDICE DE FIGURAS	4
LISTADO DE ABREVIATURAS.....	6
APROXIMACIÓN AL PROBLEMA.....	8
PRÓLOGO.....	12
INTRODUCCIÓN	16
El papel de la fuerza en la salud integral del hombre.....	16
Qué instrumentos existen en la actualidad para evaluar la fuerza.....	19
Como se ha evaluado la fuerza en las últimas décadas	31
Validación de diferentes sistemas de evaluación	33
Fiabilidad de la medida como control de las fuentes de error en el proceso de investigación.....	34
Control de las fuentes de error en la medida	40
Características del nuevo sistema de evaluación y tratamiento Haefni Health_HHe1.0.....	43
OBJETIVOS	54
Estudio I: Validación y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético	58
Resumen.....	58
Introducción	58
Método	61
Resultados	63

ÍNDICE DE TABLAS

Estudio I

Tabla 1. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo realizado. Estos valores corresponden a la fase de ida.

Tabla 2. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo realizado. Estos valores corresponden a la fase de vuelta.

Tabla 3. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo de fiabilidad realizado.

Tabla 4. Estadísticos de fiabilidad (Media, SD, SEM, ICC y CV) de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo de fiabilidad realizado.

Tabla 5. Resumen descriptivos (media \pm desviación) de la variable Pico de Fuerza (PF) durante la evaluación realizada en el Día 2.

Estudio II

Tabla 1. Resumen descriptivos (media \pm desviación) de la variable Pico de Fuerza (PF) durante la evaluación realizada en el Día 2.

Tabla 2. Resumen descriptivos (media \pm desviación) de la variable Trabajo (W) durante la evaluación realizada en el Día 2.

Tabla 3. Valores del Índice de Correlación Intraclase (ICC) y Error Estándar de la Medida (SEM) para todas las condiciones evaluadas en el Protocolo 1 (Tobillo).

Tabla 4. Valores del Índice de Correlación Intraclase (ICC) y Error Estandar de la Medida (SEM) para todas las condiciones evaluadas en el Protocolo 2 (Rodillas).

ÍNDICE DE FIGURAS

Introducción

Figura 1. Imagen del dispositivo de evaluación electromiográfica colocado en la musculatura del vasto lateral, media y recto anterior.

Figura 2. Representación de una curva de tiempo – desplazamiento producida por el dispositivo de la TMG (tomada de Rey et al. 2012).

Figura 3. Evaluación muscular en el vasto interno utilizando un dispositivo de tensiografía (tomada de Tous – Fajardo et al. 2012).

Figura 4. Curva representativa del momento torsional isocinético. En el eje-x se representan los grados. El eje-y representa la fuerza (adaptada de Perrin, 1993).

Figura 5. Representación gráfica de la velocidad en un ejercicio isocinético realizado con el dispositivo Haefni Health System 1.0.

Figura 6. Representación gráfica de la velocidad en un ejercicio isotónico (press de banca) a $> 80\%$ RM realizado con el dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System).

Figura 7. Representación gráfica de la velocidad diferencia de velocidad medida con dos dispositivos. En la gráfica se puede apreciar un sesgo sistemático de 162 ms.

Figura 8. Esquema con algunos puntos a tener en cuenta durante el procedimiento de evaluación para minimizar los errores cometidos durante cualquier evaluación.

Figura 9. Representación gráfica del dispositivo Haefni Health System 1.0, por la parte de adelante (imagen de la izquierda) y por la parte de detrás (imagen de la derecha).

Figura 10. Representación gráfica del dispositivo Haefni Health System con la descripción de todos sus elementos.

Figura 11. Representación esquemática del funcionamiento del gestor de datos en el dispositivo Haefni Health System 1.0.

Estudio I

Figura 1. Imagen del dispositivo de desplazamiento lineal enganchado al extremo distal del dispositivo Haefni Health System 1.0.

Figura 2. Representación gráfica de una serie a $0.25 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$ (velocidad), de 0.50 cm de rango de movimiento (ROM). La línea discontinua representa los valores de velocidad del dispositivo Haefni Health System 1.0. La línea continua los valores de velocidad del dispositivo de desplazamiento lineal.

Figura 3. Representación gráfica de las diferencias de velocidad ($\text{m} \times \text{s}^{-1}$) en el rango isocinético de la fase de ida de ambos días de evaluación del protocolo de fiabilidad.

Estudio II

Figura 1. Posición inicial del protocolo de evaluación de extensión de caderas.

Aplicaciones prácticas

Figura 1. Flujo de actividades

Figura 2. Fases de los estudios de cohorte e intervención.

LISTADO DE ABREVIATURAS

American College Sports Medicine.....	ACSM
Análisis de la Varianza	ANOVA
Coefficiente de Variación.....	CV
Contracción Máxima Voluntaria.....	MVC
Desviación Estándar.....	SD
Distancia Total.....	Dm
Electroestimulación Muscular.....	EEM
Electromiografía.....	EMG
Error Estándar de la Medida.....	SEM
Fuerza Dinámica Máxima Relativa.....	FDMR
Fuerza Dinámica Máxima.....	FDM
Heafni Health System 1.0.....	HH 1.0
Índice de Correlación Intraclase.....	ICC
Límite de Acuerdo.....	LOA
Media Cuadrática del Error.....	MSe
Mínimas Diferencias.....	MD
Mitad Tiempo Relajación.....	Tr
Rango de Movimiento.....	ROM
Root Mean Square.....	RMS

Suma de Cuadrados Total.....	SStotal
Tensimiografía.....	TMG
Tiempo de Contracción.....	Tc
Tiempo de Retardo.....	Td
Tiempo de Sostén.....	Ts
Transductor de Posición Lineal.....	LPT
Una Repetición Máxima.....	1RM
Unidades Motoras.....	UM

APROXIMACIÓN AL PROBLEMA

En la presente Tesis Doctoral se pueden diferenciar tres grandes bloques. El primer bloque, formado por la introducción y objetivos, sirve de apoyo científico a la temática principal del presente trabajo. En este apartado se abordarán aspectos teóricos relacionados con la evaluación de la fuerza, los diferentes dispositivos de evaluación, y su validez y fiabilidad. En el segundo bloque, se encuentran los estudios de investigación. El primero de ellos versa sobre el proceso de validación y análisis de la fiabilidad de un dispositivo de entrenamiento/evaluación de la fuerza, a partir de ahora Haefni Health System 1.0. Este dispositivo acaba de lanzarse al mercado comercial. Una de sus funciones es el entrenamiento mediante trabajo isocinético. Por lo tanto, el objetivo del estudio fue analizar la validez y fiabilidad mecánica de la variable de la velocidad en el rango isocinético. El segundo estudio trata sobre el análisis de la fiabilidad de un protocolo de evaluación de la extensión de caderas en una muestra femenina. En este estudio se tratarán temas relacionados con la correcta ejecución y estandarización del ejercicio de la extensión de caderas. Por último, en la tercera parte de la presente Tesis Doctoral se abordarán las futuras investigaciones y aplicaciones prácticas derivadas de las principales conclusiones obtenidas. La presente Tesis Doctoral tiene un planteamiento desde lo molecular (validación y análisis de la fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0) hasta lo molar (aplicación del dispositivo para la evaluación de un ejercicio de flexión/extensión de caderas).

Palabras clave

dispositivo (183)

isocinético (92)

fuerza (172)

validación (13) test (123)

fiabilidad (127)

Haefni Health System 1.0 (43)

evaluación (151)

dispositivo desplazamiento lineal (32)

***Nota 1:** Cada uno de los estudios posee el formato propio de introducción, método, resultados, discusión, conclusiones y referencias. Para facilitar la búsqueda de referencias de cada parte de la Tesis Doctoral, en el apartado final de la misma se incluirán las referencias subdivididas por partes. Por lo tanto, el lector podrá comprobar las referencias de la introducción y las referencias de los dos estudios.

***Nota 2:** Las palabras clave se han representado en un tamaño y color diferentes en función de la frecuencia que aparecen a lo largo de la presente Tesis Doctoral. Aquellas de un color más vivo y con una letra más grande es porque tienen una mayor presencia en el texto.

PROLOGO

PRÓLOGO

Las nuevas tecnologías están a la orden del día. La evolución cualitativa que ha experimentado el campo de la actividad física y deportiva en los últimos años va de la mano con las mejoras a nivel informático (desarrollo de software especializado) y al desarrollo industrial (desarrollo de nuevos dispositivos de evaluación/entrenamiento). Es por ello que en la actualidad existen diversos nuevos dispositivos ideados para mejorar la calidad de vida de las personas, ya sea desde un punto de vista de la actividad física y la salud o a nivel de rendimiento deportivo.

Hoy en día es común que en cualquier centro wellness se disponga de elementos tan básico como una cinta para correr, una bicicleta estática o una máquina elíptica. Además, gracias a la implementación en esos aparatos de diferentes dispositivos como la frecuencia cardiaca, podemos conocer de forma bastante precisa a la intensidad que estamos realizando los ejercicios. Este es solo un ejemplo del avance a nivel cualitativo de diferentes áreas del conocimiento en la aplicación de la vida diaria.

En cierto modo, cuando hablamos de entrenamiento de la fuerza, a la mayoría de personas, de forma automática, se les viene una imagen mental de las pesas. Es ahí cuando surge la típica frase de *“yo no soy capaz de levantar eso”* o *“no hago pesas porque me aburren”*. No hemos sabido cambiar la visión del entrenamiento de fuerza, ni reforzar sus partes positivas. Posiblemente y gran medida se deba a que no se ha evolucionado cualitativamente a la hora de diseñar los dispositivos de entrenamiento o evaluación.

Este avance cualitativo nos proporciona un nuevo paradigma en el entrenamiento y evaluación de la fuerza muscular. Siendo capaces de diseñar un producto el cual está perfectamente ideado para el entrenamiento, como para la evaluación. Tanto para su aplicación clínica como para el entrenamiento del día a día. Además, como he mencionado anteriormente se sirve de la más reciente tecnología informática para brindar un software de fácil uso. El usuario es perfectamente conocedor de sus avances tanto diarios como a lo largo de los diferentes programas. Pero además, este dispositivo está perfectamente ideado para la investigación. Todos los parámetros que el dispositivo mide, los almacena y se pueden exportar a diferentes formatos para poder ser tratados. De esta forma, ambas visiones, ya sea desde el punto de vista del usuario o desde el punto de vista del profesional, se aúnan perfectamente para poder tomar las mejores

decisiones posibles en cada momento. Las nuevas tecnologías implementadas en la actividad física y la salud son una apuesta clara de hacia donde tiene que estar orientado el futuro del bien estar y el ejercicio físico.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

El papel de la fuerza en la salud integral del hombre

La fuerza es la capacidad fundamental por excelencia tanto para el rendimiento deportivo como para la vida diaria. Todos los movimientos que realizamos requieren de un nivel mínimo de fuerza, ya sea para andar o levantar un objeto o carga. La conceptualización del término fuerza es diferente según el ámbito de estudio. Cada autor define la fuerza en función del área específica o aplicada a la que pertenece. El control y evaluación del entrenamiento, dentro de la estructura de las ciencias del deporte es una técnica aplicada y, como tal, está sustentada sobre distintas áreas específicas de estudio: cinemática, dinámica, mecánica muscular, fisiología del ejercicio y medicina deportiva.

Desde un enfoque mecánico, la resultante de las fuerzas que actúan sobre un sistema es igual a la variación de su cantidad de movimiento respecto al tiempo; o lo que es lo mismo, la fuerza es el agente responsable de la aceleración de un cuerpo, siempre que su masa permanezca constante. Por otro lado, de la tercera ley de Newton o ley de acción-reacción, se desprende que, la fuerza también es la causa capaz de deformar los cuerpos, bien por presión (compresión o intento de unir las moléculas de un cuerpo) o por estiramiento o tensión (intento de separar las moléculas de un cuerpo). La fuerza es, por tanto, el resultado de la interacción entre dos o más cuerpos Zatsiorsky & Prilutsky (1995). González-Badillo (2000) la define como *la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo: iniciar o detener el movimiento de un cuerpo, aumentar o reducir su velocidad o hacerle cambiar de dirección.*

El concepto de fuerza muscular bajo el prisma de la dinámica, se centra en el efecto externo, generalmente observable, producido por la acción muscular, la atracción de la gravedad o la inercia de un cuerpo (Gonzalez-Badillo, 2007). Desde la perspectiva de la física bajo los preceptos de la mecánica newtoniana, *la fuerza muscular sería la capacidad de la musculatura para generar aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento.* Harris, Stone, O'bryant, Proulx, & Johnson (2000) definen la fuerza desde dos perspectivas: la fuerza desde el punto de vista de la magnitud física y la fuerza como presupuesto para la ejecución de un movimiento deportivo. Para Harman & Frykman (1993) la definición más precisa de

fuerza es: *la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento*. Por su parte, Grosser, Brüggemann, Zintl, Simon, & Loipersberger (1989) consideran la fuerza como la capacidad del sistema neuromuscular de superar resistencias a través de la actividad muscular (trabajo concéntrico), de ser superada por las resistencias (trabajo excéntrico), o bien de mantenerlas (trabajo isométrico). Kramer (1997) define la fuerza muscular como *la capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en la dirección de sus fibras*.

La fuerza desde el punto de vista de la fisiología

La fuerza muscular es definida como la tensión generada por el músculo. Por tanto, la fuerza se considera un proceso interno, que puede tener relación con un objeto (carga o resistencia) externo o no, es decir, se obvia la interacción entre cuerpos. Goldspink (1992) define la fuerza, como *la capacidad de producir tensión del musculo al activarse*. Teóricamente esta capacidad está en relación con el número de puentes cruzados de actina-miosina. González-Badillo & Gorostiaga (1995) la definen como *la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, o como se entiende habitualmente, al contraerse*. Siff & Verkhoshansky (2000) *la entienden como una capacidad funcional que se expresa por la acción conjunta del sistema nervioso y muscular para generar tensión, que constituye, la forma en que el sistema neuromuscular produce fuerza*. La tensión que se produce durante la activación del músculo (contracción), tiene lugar cuando recibe un impulso eléctrico liberándose la energía necesaria, lo que dará lugar a la unión-desplazamiento de los filamentos de actina-miosina, en el proceso de acortamiento sarcomérico y elongación tendinosa. La activación siempre tiende a acortar los sarcómeros, se esté acortando o alargando el conjunto del músculo. El término “activación” puede definirse como el estado del músculo cuando la tensión es generada a través de algunos filamentos de actina-miosina (Komi, 2003).

La fuerza desde el punto de vista del entrenamiento deportivo

Ha de considerarse que al conceptualizar la fuerza en el ámbito del entrenamiento, debe comprenderse tanto desde el enfoque externo de la mecánica como el interno que nos proporciona la fisiología del ejercicio.

Se ha de tener presente que en el ser humano, como en cualquier otro ser vivo, existen dos fuentes de fuerzas en permanente relación: las fuerzas internas producidas por estructuras óseas y músculos, y las fuerzas externas producidas por el peso, la resistencia al desplazamiento, a la deformación o el movimiento de los cuerpos. Como resultado de esta interacción surge un concepto clave: la fuerza aplicada. Ésta se define, según González-Badillo (2000) como el resultado de la acción muscular sobre las resistencias externas que pueden ser el propio peso corporal del sujeto o cualquier otra resistencia o artefacto ajeno al mismo.

Todos los movimientos humanos se realizan durante un tiempo limitado, la relación entre la fuerza aplicada y el tiempo empleado para conseguirla adquieren vital importancia. En las acciones más determinantes en el deporte, donde la fuerza aplicada se manifiesta en gestos explosivos difícilmente se prolongan más allá de 300-350 ms.

González-Badillo (2000) propone una definición que engloba los aspectos comentados anteriormente, y que se considera específica para el entrenamiento deportivo: Fuerza es la manifestación externa que se hace de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos en un tiempo determinado.

Conforme nos acercamos a gestos deportivos específicos la fuerza aplicada se debe ajustar a situaciones muy concretas. La fuerza que ahí se manifiesta es lo que se denomina, fuerza útil. La fuerza útil es aquella que el deportista es capaz de aplicar o manifestar a la velocidad que se realiza el gesto o acción específica. Interesa que ésta sea siempre máxima o por lo menos, con la capacidad de producir la máxima si la situación lo exigen. Un deportista no posee un nivel único de fuerza máxima, sino que tiene tantos como magnitud externa tenga que superar. Y esto a su vez, está determinado por la velocidad a la que se produzca dicha fuerza máxima. La fuerza que no se es capaz de aplicar se puede decir que realmente no se tiene. En este sentido, y adaptando la definición de Knuttgen & Kraemer (1987), *la fuerza se define como la máxima tensión manifestada por el músculo (o conjunto de grupos musculares) a una velocidad determinada.*

En el deporte no solo interesa la fuerza aplicada en relación con la velocidad del movimiento, sino que también es importante considerar la fuerza que se puede manifestar en un tiempo dado.

Qué instrumentos existen en la actualidad para evaluar la fuerza

Para evaluar la capacidad de nuestros sistemas musculo-esquelético de producir fuerza se utilizan diferentes procedimientos y dispositivos de evaluación, como por ejemplo resistencias externas, dinamómetros, plataformas de fuerzas, acelerómetros, dispositivos de desplazamiento lineales. En función de nuestros intereses a la hora de conocer una manifestación u otra de fuerza, se utilizará un dispositivo en concreto. Por ejemplo, no podemos evaluar la Fuerza Dinámica Máxima (FDM) utilizando un dispositivo electromiográfico (EMG). Por lo tanto, una de las principales tareas que nos compete como profesionales es tener un amplio conocimiento sobre qué variables estamos deseando medir e influir sobre ellas. Todo esto nos llevará a la correcta selección de los dispositivos o procedimientos para medir una determinada cualidad de la fuerza. A continuación se hace una breve descripción de los diferentes instrumentos o dispositivos utilizados para evaluar la fuerza muscular.

Plataforma de Fuerzas

El uso de una **plataforma de fuerza** para calcular las fuerzas de reacción que el sujeto ejerce contra el suelo es un método comunmente utilizado en investigación. La particularidad de este dispositivo es que nos permite conocer la fuerza antes de que se inicie la fase de movimiento (Delecluse, Roelants, Diels, Koninckx, & Verschueren; 2005; French et al., 2004; Haff et al., 1997; Iossifidou, Baltzopoulos, & Giakas, 2005; McBride, Triplett-McBride, Davie, & Newton, 1999, 2002; Sands et al., 2005). Esta modalidad se basa en la relación impulso-momento para determinar la velocidad y permite calcular la potencia a través de una aproximación dinámica. Sin embargo, la metodología de la plataforma de fuerza ha sido, por lo general, utilizado para comparar el rendimiento entre los diversos tipos de saltos con el propio peso corporal o para supervisar el rendimiento de los saltos verticales después de un entrenamiento con diferentes cargas y diferentes niveles de potencia.

Electromiografía

El músculo esquelético produce una señal eléctrica cuando se contrae. Mediante el procedimiento de la electromiografía (EMG) de superficie podemos conocer dicha señal. Las adaptaciones producidas por el entrenamiento pueden ser de tipo morfológico (aumento de la sección transversal del músculo) o neural (aumento de la frecuencia de

disparo, sincronización de unidades motoras [UM]). Aunque el mejor método para analizar las UM sea la EMG de aguja (Merletti, Holobar, & Farina, 2008), se ha evolucionado de forma cualitativa la capacidad de medición de la EMG de superficie. De hecho, la EMG de superficie evalúa y identifica mejor las unidades motoras activas puesto que en la EMG de aguja sólo se puede evaluar la señal eléctrica producida por una UM (Merletti, et al. 2008). Generalmente las adaptaciones en las UM por el entrenamiento son las que se producen en primer lugar y sólo pueden ser estudiadas mediante el uso de la EMG. El músculo cuando se contrae genera una tensión que es proporcional a la actividad eléctrica generada por ese músculo, por lo tanto, mediante la EMG no podemos medir niveles de fuerza, pero si controlar la forma en la que se desarrolla y los procesos de adaptación a nivel neural del entrenamiento de fuerza (García, 1999). Existen dos tipos de electrodos en la EMG: de aguja y de superficie. De forma general, estos últimos son los más utilizados en el estudio de los deportistas puesto que el primero resulta demasiado invasivo y no permite realizar acciones dinámicas.

Los diferentes parámetros medidos durante una evaluación EMG son el root mean square (RMS), máximo pico (Ymax) y la integración. Este tipo de dispositivos, al igual que suceden con los dispositivos isocinéticos o la tensiomiografía, son muchas las consideraciones a tener en cuenta durante el proceso de estandarización para poder obtener una medida fiable. En primer lugar, la piel debe de estar completamente rasurada y limpiada antes de la colocación del electrodo. Posteriormente, para normalizar los resultados, es necesario realizar una prueba de contracción voluntaria máxima en cada una de las sesiones de evaluación (MVC) (Jones, Howatson, Russell, & French, 2013). Estos valores servirán como valor máximo de cada una de las variables obtenidas. A raíz de estos valores, es posible calcular el porcentaje de trabajo en cada una de las intensidades medidas. En la Figura 1 se muestra la posición de los electrodos del dispositivo EMG para la medición del cuádriceps (vasto lateral, medial y recto anterior). Además de los aspectos puramente procedimentales, otros factores pueden afectar a una correcta evaluación como puede ser la grasa corporal de cada sujeto, o la colocación de los electrodos en la piel.

Desde el punto de vista del entrenamiento/rehabilitación, este tipo de dispositivos aportan una información muy importante, ya que se podrá evaluar, de una forma objetiva los cambios a nivel puramente eléctrico-muscular.

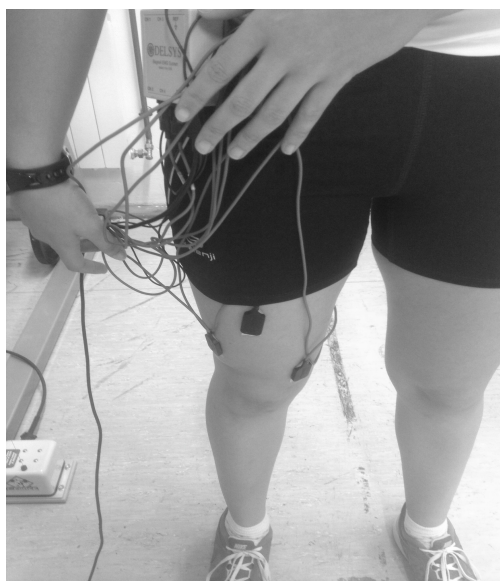


Figura 1. Imagen del dispositivo de evaluación electromiográfica colocado en la musculatura del vasto lateral, media y recto anterior.

Acelerómetros

La acelerometría es una técnica frecuentemente utilizada en ingeniería mecánica y biomecánica capaz de, por medio de una herramienta de registro denominada acelerómetro, traducir la aceleración/deceleración de un sistema en una señal eléctrica. Estos dispositivos son capaces de registrar información relativa a una sola dirección, dos o incluso tres (acelerómetro triaxial). La variable criterio de estos aparatos es la aceleración/deceleración en el tiempo. Aunque esta variable pertenece a la cinemática, los resultados de la acelerometría se asocian al análisis de impactos o a la reducción de fuerzas, obteniéndose parámetros más cercanos a la cinética. El punto de encuentro de estas dos ciencias es la relación del movimiento y la fuerza mediante la segunda ley de Newton ($F = m \times a$). La principal aplicación de esta metodología es en el estudio de la transmisión de las fuerzas de impacto que se producen durante la marcha, la carrera, los saltos y otros movimientos a lo largo del sistema musculoesquelético. La utilización de los acelerómetros en el campo deportivo tiene objetivos diversos, y uno de ellos, es la evaluación de la velocidad y aceleración en los gestos deportivos (Izquierdo, 2008).

Sato, Smith y Sands (2009) analizaron la validez de un acelerómetro comparando los resultados obtenidos con un vídeo grabando a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, obteniendo valores de correlación muy altos (rango $r = 0.94 - 0.99$). Requena, García, Saez-Saez de Villarreal, y Pääsuke (2012) analizaron la validez y fiabilidad de un

acelerómetro (KeimoveTM) para medir el salto vertical. Como variable criterio utilizaron un DDL sincronizado junto a una plataforma y una cámara de alta velocidad. El ICC y el coeficiente de variación entre las diferentes series realizadas mostraron valores entre 0.92-0.97 y 2.1-7.4, respectivamente. Los autores concluyeron que el acelerómetro utilizado proporciona datos válidos y fiables de la altura de vuelo y velocidad de despegue para evaluar el rendimiento en el ejercicio del salto con contramovimiento.

Tensimiografía (TMG)

La tensimiografía (TMG) es una novedosa técnica no invasiva de evaluación de la capacidad mecánica contráctil de los músculos humanos basada en administración de un único estímulo eléctrico. Con el uso de la técnica de la TMG es posible estudiar la atrofia muscular, la resistencia del músculo y rigidez muscular, o como se conoce en inglés “muscle belly stiffness” (Tous–Fajardo, Moras, Rodríguez–Jimenez, Usach, Moreno, & Maffioletti, 2010). Debido a que es una técnica de evaluación no invasiva e independientemente de la motivación del sujeto, es una técnica muy utilizada tanto en rehabilitación como en el entrenamiento deportivo (Tous–Fajardo et al. 2010). Según Reilly & Mujica (2006) es posible usar esta técnica de evaluación muscular como una herramienta de prevención de lesiones, así como detección de asimetrías y desbalances musculares. La investigación llevada a cabo por Rey, Lago-Peñas, & Lago-Ballesteros (2012) mostró que existieron diferencias significativas en el músculo del recto femoral pero no del bíceps femoral en función de la posición específica en jugadores de fútbol. Este análisis fue llevado con un total de 78 jugadores profesionales.

De forma general, el procedimiento para la evaluación muscular del cuádriceps utilizando la TMG es el siguiente:

1. El deportista se coloca sobre una camilla en una posición estática y relajada. Con una angulación aproximada de la rodilla 5 a 20°.
2. Se localiza el vientre muscular a evaluar y se posicionan dos electrodos sobre dicho músculo.
3. Se posiciona el dispositivo tensiomiográfico en posición perpendicular al vientre muscular hasta que éste toca la piel.
4. Se produce un impulso eléctrico sobre la piel.

Los diferentes valores proporcionados por la técnica de la TMG se resumen en:

- El máximo desplazamiento radial (D_m): variable que depende de la flexibilidad del tejido muscular. El D_m aumenta cuando se desarrolla la fuerza explosiva (Rusu, Cosma, Cernaianu, Marin, Rusu, Ciocnescu, & Nefru, 2013).
- Tiempo de contracción (T_c): correspondiente al tiempo (ms) entre el 10% - 90% del máximo desplazamiento.
- El tiempo de retardo (T_d)
- El tiempo de sostén (T_s)
- La mitad del tiempo de relajación (T_r)

En la Figura 2 se pueden apreciar de una forma gráfica todas las variables descritas anteriormente.

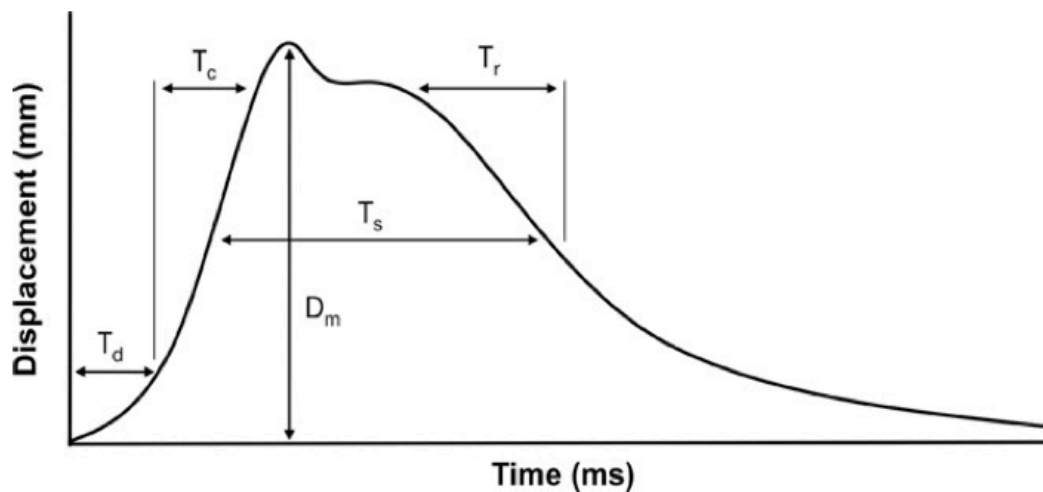


Figura 2. Representación de una curva de tiempo – desplazamiento producida por el dispositivo de la TMG (tomada de Rey et al. 2012).

En la Figura 3 (tomada de Tous-Fajardo et al. 2010) se muestra una imagen de una evaluación con un dispositivo tensiomiográfico.

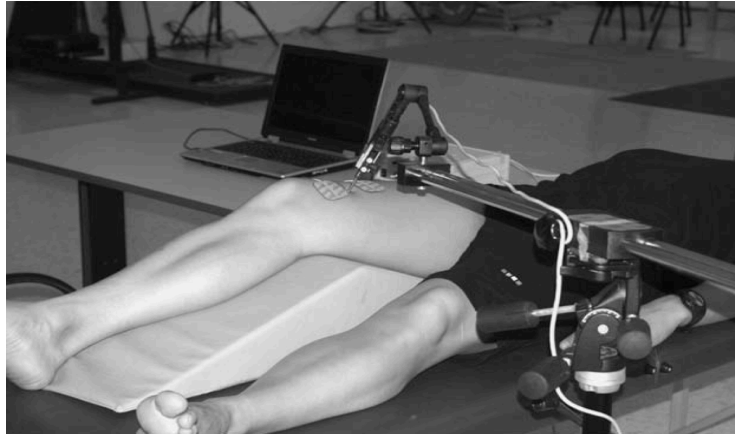


Figura 3. Evaluación muscular en el vasto interno utilizando un dispositivo de tensiomiografía (tomada de Tous – Fajardo et al. 2012).

En cuanto a la fiabilidad de esta novedosa técnica de evaluación existe en la bibliografía algunos estudio (Drizaj, Simunic, & Sagar, 2008; Rey, et al. 2012) que analizó la fiabilidad de los parámetros extraídos (Td, Tr, Ts, Dm y Tc) de la TMG. El estudio de Drizaj et al. (2008) fue llevado a cabo por un total de 13 sujetos adultos sanos en el músculo del bíceps. Los resultados mostraron un ICC mayor de 0.86 (rango 0.86 – 0.98) y un error estándar normalizado menor del 2% en todos los casos. En el caso del estudio de Rey et al. (2012) fue llevado a cabo en un total de 78 jugadores profesionales. Las pruebas fueron tomadas después de dos días de inactividad. Los resultados mostraron un rango del ICC = 0.78 – 0.99. Cabe destacar que las pruebas de fiabilidad se llevaron a cabo serie a serie y no día a día, tanto para el estudio de Drizaj et al. (2008) como para el estudio de Rey et al. (2012). Según los autores, es probable que las variaciones obtenidas día a día fueran más abultadas.

Al igual que sucede con otras técnicas de evaluación como la EMG, la TMG depende de muchos factores “externos” a la hora de realizar el procedimiento. Algunos de estos factores son:

- La pretensión muscular a la hora de realizar cada una de las mediciones
- La colocación de los electrodos en el vientre muscular
- El punto exacto de ubicación de la descarga eléctrica
- Si la evaluación es realizada por el mismo investigador o no
- Soportar la intensidad del estímulo eléctrico. Rosu et al. (2013) relata que una de las principales limitaciones de su estudio fue que no todos los jugadores de

fútbol jóvenes (edad 15 años) eran capaces de soportar la intensidad del estímulo eléctrico.

Centrándonos en este último punto, Tous–Fajardo et al. (2010) analizaron la fiabilidad interobservador, es decir, entre diferentes evaluadores, de la TMG en un total de 18 sujetos sanos. Dos investigadores fueron instruidos de forma independiente durante tres días en el manejo y posicionamiento de la TMG. Los parámetros estudiados fueron los mismos que en el estudio de Drizaj et al. (2008). Los resultados mostraron que la fiabilidad interobservador (ICC = 0.77 – 97) fue buena para todas las medidas exceptuando para la variable de *Tr* (ICC = 0.77). Dichos autores concluyeron que no es aconsejable seleccionar dicha variable para futuros estudios.

Rosu et al. (2013) llevaron a cabo un estudio donde el objetivo principal fue evaluar 2 programas de entrenamiento de la fuerza (Grupo 1 [Experimental] = combinación de trabajo concéntrico – isométrico y Grupo 2 [Control] = trabajo únicamente concéntrico) en los cambios neuromusculares medidos con TMG. Las variables medidas en este estudio fueron, por un lado, el *Tc* y *Dm*, mientras que por otro lado, evaluaron el test “standing long jum” y “ successive jump on steps”. Los resultados mostraron que tras 3 semanas de entrenamiento aumentó el rendimiento en el “standing long jump” en el grupo experimental (4.67%) al igual que la variable de *Dm* (4.26%). En cambio, en el grupo control la tendencias de dichas variables fueron de 0.09% y -1.62%. Los autores concluyeron que a mayor ganancia de fuerza explosiva mayor fue la variable *Dm*. Aun que desde nuestro punto de vista, estos resultados deben de ser revisados con precaución, puesto que no se realizaron pruebas de EMG y el tamaño del efecto obtenido en las pruebas estadísticas realizadas fue bajo. Además, los autores realizaron una aproximación estadística con una t-student en cada una de las comparaciones, cuando podrían haber realizado una aproximación mediante un análisis de la varianza (ANOVA). De esta forma, se podría haber reducido la probabilidad de cometer el error Tipo I tras las múltiples comparaciones realizadas.

Dispositivos Isocinéticos

Algunos de los principales autores en la literatura científica sobre los ejercicios y dispositivos isocinéticos son Jame Perrine y Hislop. En primer lugar, cabría desgranar el significado de la palabra isocinético. El término *isocinético* significa (iso; igual y cinético: hace referencia a la velocidad), es decir, la misma velocidad durante todo el

recorrido. Los dispositivos isocinéticos permiten ejercer toda la fuerza y el momento angular posibles, hasta una velocidad predeterminada durante todo el rango de recorrido. Cuando la velocidad angular de movimiento de un miembro iguala o excede el límite de la velocidad preestablecida, el dinamómetro produce una contrafuerza equilibradora que garantiza una velocidad constante del movimiento al miembro. Una de las principales ventajas de la resistencia isocinética es que los músculos pueden ejercitarse a su máximo potencial durante todo el rango de movimiento de la articulación. Cuando hablamos en términos de rehabilitación muscular de alguna lesión, la resistencia isocinética ofrece una alternativa más segura que otros tipos de ejercicios, i.e. isotónico. Esto es así puesto que en los dispositivos isocinéticos se puede dejar de ejercer fuerza en el momento que se siente cualquier tipo de dolor.

Adentrándonos un poco más en la terminología específica de estos dispositivos, podemos destacar que un músculo sólo puede contraerse o relajarse. Cuando el músculo recibe un estímulo para que se contraiga, produce fuerza. Si esta fuerza es medida a lo largo del eje de una articulación, el momento de fuerza es llamado momento torsional. Los valores pico y/o medios del momento torsional son los parámetros isocinéticos más utilizados en la evaluación de la musculatura por el aporte de información tan interesante que nos refleja. Si la fuerza y la distancia de un músculo son conocidas, el total de la tensión producida por el músculo puede expresarse como trabajo. Además, si se conoce el tiempo que dicho músculo está trabajando, podremos calcular la potencia de trabajo de ese músculo.

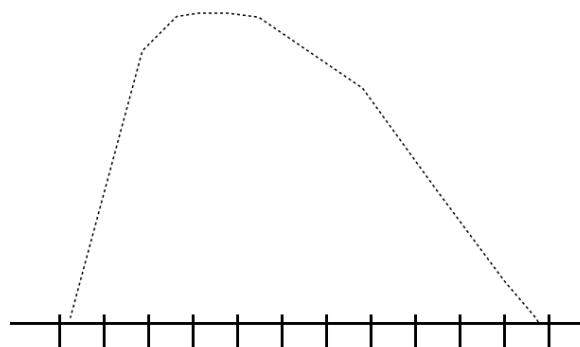


Figura 4. Curva representativa del momento torsional isocinético. En el eje-x se representan los grados. El eje-y representa la fuerza (adaptada de Perrin, 1993).

En la Figura 4 se muestra una curva normal del momento torsional isocinético. En el eje-y se representa la cantidad de fuerza producida por el músculo, mientras que el eje-x representa el campo cinético. Cabe destacar que la determinación del momento torsional, el trabajo y la potencia es independiente de la velocidad de la prueba. Por lo tanto, el **momento torsional** es la fuerza obtenida alrededor del eje de rotación. **El trabajo** es obtenido mediante la multiplicación de dicha fuerza por la distancia que existe hasta el eje de rotación, mientras que **la potencia** es el tiempo necesario para realizar dicho trabajo.

Cuando realizamos una evaluación en modo isocinético podemos determinar 3 partes claramente diferenciadas. Una fase de aceleración, el rango isocinético y la fase de desaceleración. La primera de estas fases se produce desde que se inicia el movimiento hasta que se alcanza la velocidad isocinética programada. Por ejemplo, si hemos determinado una velocidad isocinética en un ejercicio de extensión de rodillas de $0.5 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$, existirá un determinado tiempo de “latencia” hasta alcanzar dicha velocidad. Durante esta fase se está acelerando la extremidad hasta alcanzar la velocidad criterio. Posteriormente, una vez alcanzada la velocidad preestablecida, se produce lo que se conoce como el rango isocinético. Mientras que al final del movimiento existirá una fase de desaceleración, que no es más que regresar desde la velocidad criterio hasta velocidad 0. Por norma general este tiempo se medirá en milisegundos (ms) puesto que estas fases no suelen abarcar más de 200 ms. En la Figura 5 se representa una gráfica isocinética en donde se diferencian:

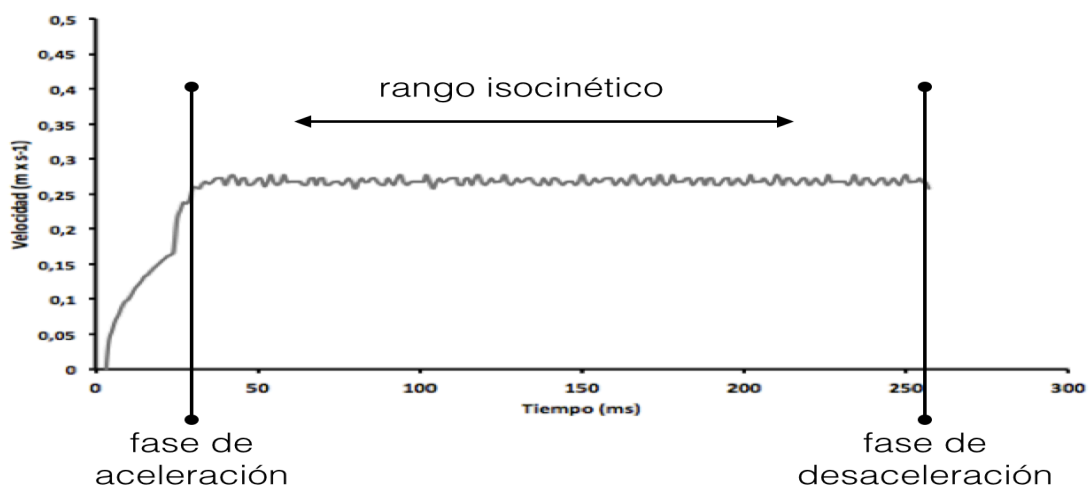


Figura 5. Representación gráfica de la velocidad en un ejercicio isocinético realizado con el dispositivo Haefni Health System 1.0.

En este ejercicio, se puede diferenciar la fase de aceleración, la cual tiene un tiempo de latencia hasta alcanzar la velocidad en el rango isocinético ($0.25 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$) de menos de 50 ms. También se puede observar la velocidad del rango isocinético.

A lo largo de la literatura científica podemos encontrar diferentes métodos de cálculo de las diferentes variables de interés, i.e. pico de fuerza y/o trabajo en función de qué método se utilice para el cálculo. Hasta la actualidad se habían utilizado dos métodos de cálculo de las diferentes variables de interés. Estos son el método “*windowin*” o el método “*data reduction*”. Para conocer el objetivo que persiguen ambos métodos se debe hacer alusión a la dinámica de una evaluación isocinética. Cuando se realiza cualquier evaluación isocinética, existe un fase de aceleración. En esta fase el sujeto realiza fuerza hasta llegar a la velocidad programada. Generalmente, la fuerza ejercida por el sujeto es mayor a la velocidad programada, por lo que se activa un freno para ajustar la velocidad. En este momento, al final de la fase de aceleración se producen “artefactos” o “velocity overshoots”. Esto no es más que valores más altos de velocidad de los programados. El objetivo principal de estos métodos (*windowin* y *data reduction*) no es más que eliminar estos artefactos para que el cálculo de las variables de interés se ciña única y exclusivamente al rango de la velocidad en el rango isocinético programada. El método “*windowin*” consiste en una ventana con un intervalo de confianza del 95% sobre la velocidad isocinética programada. En el momento que todos los valores de velocidad se encuentran dentro de esa venta, se produce el cálculo de las diferentes variables. La principal crítica realiza por Schwartz, Bottaro, Souza-Celes, Brown, & de Oliveira (2012) es que utilizando este método se incluye dentro de la velocidad en el rango isocinético el periodo de “velocity overshoot”. Por lo tanto, los datos obtenidos no corresponden puramente con la velocidad en el rango isocinético. Otro método de cálculo es el “*data reduction*”. Este método consiste en eliminar el 10% tanto al principio como al final de todo el rango isocinético (Tis & Perri, 1993). La principal crítica realizada a este método es que se puede eliminar de los cálculos los picos de fuerza (Brown, 2000). Recientemente, Schwartz et al. (2012) proponen un nuevo algoritmo para el cálculo del rango isocinético. La importancia del cálculo del correcto rango isocinético deriva en que todas las demás variables vendrán influenciadas por esta determinación. Este algoritmo se basa en dividir el rango isocinético en dos partes. Estas son la velocidad en rango isocinético y lo que se conocer como “velocity overshoot”. Posteriormente, se resta a todos los valores la velocidad isocinética

programada, calculando las diferencias. Finalmente, el punto de donde se comienza a considerar velocidad en el rango isocinético corresponde con el valor de la media obtenida en la fase de “velocity overshoot”.

Por lo tanto, resulta conveniente tener en cuenta todos estos factores a la hora de realizar una evaluación isocinética, puesto que en función del método de selección, podrían encontrarse diferentes valores del resto de variables de interés.

Dispositivos de Desplazamiento Lineales (LPT) *las características técnicas y de fabricación del dispositivo utilizado se pueden ver en la sección de Anexos

Dispositivo de desplazamiento lineal o como se conoce en lengua anglosajona “*lineal position transducer*” (LPT) son unos dispositivos que “*traducen*” el espacio o la velocidad recorrido por un cable en un movimiento lineal en variables relevantes para el rendimiento (i.e. fuerza, potencia y/o velocidad). El funcionamiento de estos dispositivos es sencillo. Un cable se fija a la barra durante la realización de un movimiento lineal. Cuando el deportista ejecuta el movimiento, se registran unos cambios de voltaje en el cable. Estos cambios de voltaje son traducidos a espacio o velocidad mediante una tableta de adquisición de datos. Posteriormente, la información es transmitida a un software que trata esos datos. Uno de los aspectos más importante según Harris, Cronin, Taylor y Jidovtseff (2010) es la frecuencia de muestreo. Estos tipos de dispositivos graban información regular durante un determinado movimiento. El número de muestras o puntos que recoge cada segundo se conoce como la frecuencia de muestreo. Por ejemplo, un dispositivo que conste de una frecuencia de muestreo de 250 Hz, quiere decir que cada segundo nos está proporcionando 250 puntos o datos. La importancia de la frecuencia de muestreo radica en movimientos rápidos. Esto es, que si por ejemplo, un dispositivo consta con una frecuencia de muestreo de 25 Hz y se está realizando un movimiento muy rápido, la información “*perdida*” es muy grande, i.e. picos de velocidad. Estos autores aconsejan que la frecuencia de muestreo mínima debería de ser de 200 Hz en adelante (200, 500 o 1000 Hz).

Diferentes estudios (Bosquet y Porta-Benache, 2010; Crewther, Kilduff, Cunningham, Cook, Owen, & Yang, 2011; Cronin, Hing, & McNair, 2004; Drinkwater, Galna, McKenna, Hunt, & Pyne, 2007; Hansen, Cronin, & Newton, 2011a; Hansen, Cronin, & Newton, 2011b) han analizado la validez y fiabilidad de distintos LPT para obtener valores de fuerza, potencia, velocidad o 1RM. En la Figura 6 se muestra una curva típica de velocidad con una carga superior al 80% RM en el ejercicio del press de banca.

El LPT con el que se tomó dicha curva posee una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, es decir, un dato cada milisegundo.

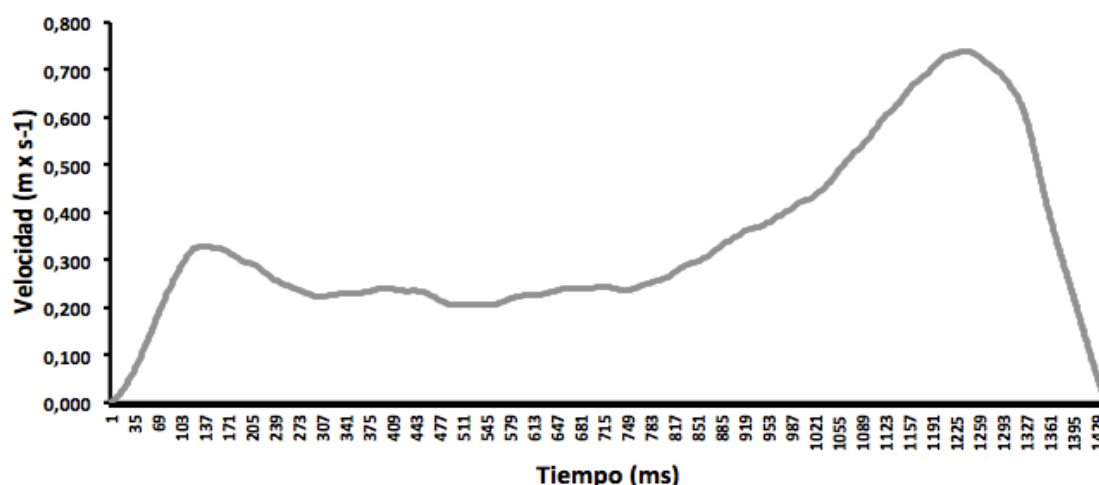


Figura 6. Representación gráfica de la velocidad en un ejercicio isotónico (press de banca) a $> 80\%$ RM realizado con el dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System).

Por lo tanto, algunas de las características técnicas más importantes que se deben conocer de este tipo de dispositivos son la *frecuencia de muestreo* y los *tipos de filtros* utilizados para los cálculos de las diferentes variables. Aunque también se debe de dejar claro que este tipo de dispositivos no miden fuerza y potencia de una forma directa, si no el espacio y el tiempo, y por ende, la velocidad. El resto de variables se obtienen de una forma indirecta a través de derivadas del espacio/tiempo. En la investigación realizada por Hansen et al. (2011b) analizaron que método de cálculo de variables relativas a la potencia era más efectivo. Para ello analizaron en un total de 25 jugadores profesionales de rugby utilizando tres métodos de cálculo. El primer método fue utilizando una plataforma de fuerzas. En el segundo método utilizaron un dispositivo de desplazamiento lineal mientras que el tercer método correspondió con un una mezcla de ambos métodos (plataforma de fuerzas + dispositivo de desplazamiento lineal). Los autores de ese trabajo concluyeron que la plataforma de fuerzas combinada con el dispositivo de desplazamiento lineal fue método más estable para el cálculo de las variables relativas a la potencia.

De forma general y para concluir este apartado, debemos de recalcar que son muchos y muy variados los instrumentos utilizado para evaluar la fuerza. Unos se aproximan de

una forma más directa a la medición de fuerza (i.e. plataforma de fuerzas) mientras que otros lo hacen mediante aproximaciones (i.e. LPT, acelerómetros, etc). Unos dispositivos requieren un proceso de estandarización más estricto, como puedan ser los dispositivos de evaluación electromiográfica y tensiomigráfico. Mientras que otros dispositivos, simplemente se deben de tener en cuenta aspectos relativos a la ejecución y a las posiciones de inicio. No existe un dispositivo mejor o peor para la evaluación, puesto que esto va a depender fundamentalmente de nuestros objetivos de evaluación. Lo que si que parece claro, es que antes de realizar cualquier investigación, es necesario conocer en profundidad el funcionamiento, tanto a nivel de software como a nivel técnico de cada uno de los dispositivos de evaluación que utilizaremos. Esto es uno de los requisitos para asegurarnos la obtención de buenos datos, y por extensión, buenos resultados.

Como se ha evaluado la fuerza en las últimas décadas

En función de que manifestación de la fuerza pretendemos obtener información, los procedimientos o métodos para evaluar la fuerza son diferentes. Por ejemplo, si deseamos obtener la fuerza dinámica máxima (FDM) o 1 repetición máxima (1RM) de un grupo de músculos o de un ejercicio en concreto (i.e. Press de Banca) habitualmente se realiza un protocolo progresivo hasta obtener dicho valor. Las características de este protocolo según la American College Sports Medicine (ACSM) son:

1. No más de 5 series, hasta llegar a la 1RM
2. Correcta ejecución técnica. Esta técnica variará en función de la musculatura a evaluar.
3. Se permiten 2 intentos de la máxima carga a desplazar. Esto es, que si en una de las ocasiones no se puede levantar una determinada carga, se dejará un tiempo de recuperación completa (normalmente 5 minutos) y se volverá a intentar levantar la misma carga.

La información proporcionada por el test de la 1RM es el valor de la máxima carga desplazada. Además, obtenemos un rango de trabajos en función de dicho valor (i.e. 60% 1RM). Aun que cabe destacar que si en el test de la 1RM sólo medimos y anotamos el valor de la máxima carga desplazada, estamos perdiendo información relevante sobre el desarrollo de fuerza y potencia en cargas submáximas, es decir, estamos perdiendo información sobre la curva de f-v. En este sentido, llegamos al

concepto de fuerza dinámica máxima relativa (FDMR) y hace referencia a todas y cada uno de las cargas o intensidades realizadas por debajo del valor de la 1RM. Si además de realizar un protocolo incremental, medimos o evaluamos cada una de las intensidades realizadas con el instrumental correcto, podremos obtener una información muy valiosa. Los dispositivos más comunes usados para evaluar las diferentes variables relevantes del rendimiento como son la fuerza, potencia o velocidad son los LPT. De este tipo de dispositivos podemos obtener información de la fuerza/velocidad/potencia pico, fuerza/velocidad/potencia media, fuerza/velocidad/potencia media de la fase propulsiva, además de otras variables como la duración, espacio y tiempo de cada una de las repeticiones realizadas, tanto de la fase concéntrica como de la fase excéntrica. Aun que cabe resaltar, como hemos comentado anteriormente, que la información proporcionada por el LPT no es más que el espacio y el tiempo. Por lo tanto, las otras variables que se calculan no dejan de ser variables obtenidas a través de la aplicación de diferentes fórmulas de cálculo.

En la ciencias de la salud se ha utilizado se han utilizado tanto valores isométricos como valores isocinéticos, siendo estos últimos los “*gold estándar*” de todas las evaluaciones en la medicina de la rehabilitación. Para la medición de la fuerza isométrica, es habitual utilizar dispositivos como las células de carga. Estas se enganchan a una resistencia insalvable mientras que el sujeto ejerce la máxima fuerza durante un periodo no menor a 5 segundos. Cabe resaltar que algunos dispositivos isocinéticos también ofrecen la posibilidad de evaluar la fuerza isométrica. La principal crítica que se realiza a la fuerza isométrica máxima es que está muy influenciada por el ángulo de ejecución. Es decir, no se obtendrán los mismo valores de fuerza isométrica en el ejercicio del press de banca con una angulación de la articulación del codo de 90° o de 110°. La investigación realizada por Van de Tillar, Saeterbakken, & Ettma (2012) comprobaron como en función de la distancia de la barra al esternón en el ejercicio del press de banca la fuerza isométrica obtenida era diferente. Diferencias significativas fueron encontradas en la fuerza antes de producirse el sticking period a después del sticking. Por lo tanto, siempre que se utilice un valor de fuerza isométrica máxima será necesario un estricto proceso de estandarización y descripción de las angulaciones y la posición de ejecución. Esto se podrá llevar a cabo utilizando dispositivos como los goniómetros. De esta forma se disminuirá el error asociado al valor de fuerza isométrica máxima, en otras palabras, dicha medida será más fiable.

La evaluación de la fuerza utilizando dispositivos isocinéticos supuso un avance importante en la valoración y rehabilitación muscular, tanto en musculatura sana como en musculatura lesionada (Kannus, 1994). Con la utilización de los dispositivos isocinéticos es posible la obtención de diferentes variables como el pico de fuerza (PF), trabajo (W) o la potencia (Pot). Sin embargo, debido a cuestiones metodológicas es relativamente complicado obtener valores válidos y fiables de dichas medidas utilizando dispositivos isocinéticos. A lo largo de todo el repertorio de trabajos científicos, son muchos los que versan sobre aspectos de fiabilidad en diferentes ejercicios de evaluación isocinéticos (Bernard et al., 2012; Callaghan, McCarthy, Al-Omar, & Oldham, 2000; Edouard, Samozino, Julia, Gleizes, Vanbiervliet, Camels, & Gremeaux, 2011). Los resultados de fiabilidad obtenidos son muy dispersos. Diferentes factores como la correcta estandarización de las posiciones, las diferentes velocidades de ejecución, el tiempo de descanso entre repeticiones, etc., han de tenerse en cuenta para la obtención de una medida fiable en la realización de cualquier ejercicio en un dispositivo isocinético. Más adelante se abordará esta cuestión en un apartado específico.

Validación de diferentes sistemas de evaluación

Una de las principales cuestiones que nos planteamos cuando trabajamos con cualquier dispositivo de evaluación o con cualquier procedimiento, es si es válido y fiable. Estos términos, aunque en ocasiones se confunda, son dos términos que expresan diferentes acepciones. En primer lugar cabe destacar que “validez” se entiende como la capacidad de un dispositivo para medir la variable para lo que está diseñado medir (Atkinson & Nevill, 1998). En otras palabras y poniendo un ejemplo práctico, una báscula no sería válida si mide velocidad. Pero todas las básculas existentes mide peso. Por lo tanto podemos decir que una báscula es un instrumento válido para medir el peso corporal. Siguiendo con el ejemplo anterior podemos hacer la introducción al término de fiabilidad. Si nos pesáramos 20 veces en dicha báscula, pero en cada una de las 20 ocasiones en la que nos hemos pesado la báscula mostrara un valor diferente, dicha báscula sería válida (puesto que mide kg) pero no sería fiable (puesto que no tiene una consistencia en la medida). Por lo tanto, podemos llegar a la conclusión que la fiabilidad es la consistencia en la medida o la ausencia del componente de error (Atkinson & Nevill, 1998). Un instrumento de medida o un procedimiento de evaluación puede ser válido pero no fiable y viceversa. Lo ideal en este caso, es que cualquier instrumento de

medida con el que trabajemos o con cualquier test que realicemos es que sean válidos, en otras palabras, que mida lo que queramos medir, y fiables, es decir, que tenga consistencia en la medida. Aun así y con todo se debe resaltar que la fiabilidad de un instrumento de medida quedará supedita a diversos factores como los errores aleatorios y los errores sistemáticos, además de la propia variabilidad introducida por las diferencias entre sujetos.

Centrándonos en el concepto de validez citado anteriormente, para conocer si un nuevo dispositivo está diseñado para medir una variable en cuestión, generalmente se compara otro dispositivo conocido que proporciona una medida de dicha variable. Por lo tanto, este último se utiliza como “gold estándar” para la validación del nuevo dispositivo. En este sentido, no existe un consenso para utilizar un determinado gold estándar u otro. Por ejemplo, Orri & Darden (2011) utilizan otro dispositivo isocinético (Biodex) para validar el dispositivo isocinético iSAM 9000. En Requena et al. (2012) utilizan una plataforma de fuerza, una cámara de alta velocidad y un dispositivo de desplazamiento lineal para evaluar las variables de fuerza, espacio y velocidad, respectivamente. Para realizar las pruebas de validación del dispositivo Biodex System 3, tanto para condiciones estáticas como dinámica, Zawadzki, Bober, & Sieminski (2010) utilizaron para la primera de ellas la aplicación de una carga conocida. De esta forma, conociendo los valores de fuerza ejercidos por la carga conocida y los valores proporcionados por el dispositivo Biodex, validaron la variable de torque. Mientras que para la condición dinámica, utilizaron los datos en bruto proporcionados por el propio dispositivo Biodex y el resultado final obtenido en la pantalla del dispositivo. En el estudio realizado por Drinkwater et al. (2005) los valores de velocidad, espacio y tiempo obtenidos por un encoder lineal óptico fueron obtenidos mediante la grabación del movimiento. Posteriormente utilizaron un software específico para calcular todas las variables. En definitiva, para evaluar el concepto de validez es necesario otro dispositivo conocido para utilizarlo como gold estándar.

Fiabilidad de la medida como control de las fuentes de error en el proceso de investigación

Como hemos mencionado anteriormente, la fiabilidad consiste en la estabilidad con la que se obtiene una medida tras múltiples mediciones. Hopkins (2000) la define como la reproducibilidad de los valores de un test tras múltiples medidas repetidas de un mismo

individuo. Por lo tanto, un mejor valor de fiabilidad implica una mejor precisión en la medida y por ende, un mejor seguimiento de los cambios de una variable durante una investigación. Hablando en términos estadísticos, la fiabilidad se puede medir de multitud de formas diferentes. En las ciencias del deporte estamos interesados en la fiabilidad test-retest, es decir, si realizamos una medición de la 1RM un día, qué valor de dicha variables obtendremos en otro día si realizáramos la misma medición (Weir, 2005). En toda medición de una variable continua existe una cantidad asociada a un error de medida. Los componentes principales del error de medida son los errores sistemáticos (i.e. aprendizaje o fatiga durante la realización de un test) o aleatorios (i.e. variaciones biológicas o mecánicas, como el no controlar la postura durante la realización de un test) (Atkinson & Nevill, 1998). Baumgartner (1983) identifica dos tipos de fiabilidad, la fiabilidad relativa o la absoluta. La **fiabilidad relativa** se refiere al acuerdo en el que los individuos mantienen su posición en una muestra de medidas repetidas. Habitualmente, este tipo de fiabilidad se mide con diferentes coeficientes de correlación (índice de correlación intraclase [ICC]). Por otro lado, la **fiabilidad absoluta** se refiere al acuerdo en el que las medidas repetidas varían en un individuo. Según Bruton, Conway, & Holgate (2004) el coeficiente de variación (CV), el error estándar de la medida (SEM) y los límites de acuerdo (LOA) son los mejores estadísticos para proporcionar un valor de fiabilidad absoluta. Aun que cabe resaltar que no existe un estadístico mejor o peor para cuantificar la fiabilidad de una prueba o un dispositivo. De hecho, muchos de ellos se complementan entre sí, proporcionando mayor información cuando están todos presentes. En términos estadísticos la fiabilidad se puede medir utilizando los siguientes procedimientos.

Índice de Correlación Intraclase (ICC)

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

La fórmula base para el cálculo del ICC es:

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

El valor del ICC puede variar entre un ratio de 0 y 1, en donde aquellos valores más cercanos a 1 indican una buena fiabilidad mientras aquellos valores más cercanos a 0 indican falta de fiabilidad. La naturaleza relativa del ICC hace que sea una fórmula muy susceptible a la variabilidad entre-sujetos. Esto es, que si la diferencias entre los valores de un test de diferentes sujetos son pequeñas, el ICC será bajo.

Aunque cabe destacar que existen diferentes fórmulas para el cálculo de ICC. En el trabajo de Weir (2005) se muestran un total de 6 formas diferentes de calcular este estadístico. En esencia, todas se basan en el mismo principio, pero en función de si se realizan más de dos series de evaluación o en función del ANOVA realizado (efectos fijos o aleatorios), se utiliza una u otra fórmula.

Error de Estándar de la Medida o “*standar error measurement*” (SEM)

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

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

Donde la SD se calcula como (*SS_{total} = suma de cuadrados de todos los elementos):

$$SD = \sqrt{SS_{total}/n - 1}$$

Anteriormente se había comentado que en función de qué fórmula se utilizara para calcular el ICC podría obtenerse diferentes valores. Por eso, existe otra fórmula para la estimación del SEM como:

$$SEM = \sqrt{MSe}$$

Mínimas Diferencias (MD)

Como se indica en Weir (2005) el SEM es un índice que se puede utilizar para definir la distancia mínima entre dos medidas de un sujeto separadas en el tiempo para que estas se consideren “reales” y no asociadas a un error en la medida. Por ejemplo, el valor de fuerza de un sujeto en una prueba determinada es de 200 N. Un tiempo después se realiza la misma prueba, y dicho valor es de 260 N. ¿cuánto de ese cambio se debe a diferencias por el entrenamiento y cuánto a diferencias por errores en la medida? Pero para poder calcular esto, es necesario ajustar el SEM a las mínimas diferencias (MD):

$$MD = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

Una vez calculado, cualquier cambio en los valores de los sujetos mayor o menor al valor de las MD, podrán considerarse como cambios “reales” y no debido a errores en la medida.

Coefficiente de Correlación de Pearson (r o R²)

Esta técnica estadística ha sido la más utilizada en la evaluación de la validación y fiabilidad de dispositivos. En el caso de la fiabilidad, se dice que valores por encima de 0.80 parecen ser adecuados para concluir que existe fiabilidad en la medida de cualquier variable. Además, de la correlación se deben de obtener diferencias significativas. Diversos autores (Baumgartner, 1989; Bland & Altman, 2010) argumentan que este índice no es válido puesto que: (a) depende en gran medida del total de unidades de observación con la que se cuente. A mayor tamaño muestral, mayor grado de asociación y (b) este coeficiente no aporta información sobre los errores sistemáticos. Además Beckstead (2012) comenta que la razón por la cual el coeficiente de correlación de Pearson no es un índice adecuado para medir la completa concordancia es porque r es un estadístico de covarianza estandarizada y como tal, sólo es sensible a la cantidad de dispersión.

Coefficiente de Variación (CV)

Existen diferentes métodos de cálculo del CV, pero probablemente la forma más fácil de cálculo es dividir la desviación estándar entre la meda y multiplicarla por 100. El uso de un estadístico adimensional como el CV tiene un gran atractivo puesto que se puede comparar la fiabilidad de diferentes instrumentos. Según Atkinson & Neville (1998) algunos científicos parecen haber elegido, bastante arbitrariamente, un objetivo analítico del CV es del 10% o por debajo. Esto no quiere decir que toda la variabilidad entre los ensayos es siempre menor que 10% de la media. Un CV de 10% obtenido en una serie, significa que asumiendo que los datos se distribuyen normalmente, el 68% de las observaciones se encuentran dentro de 10% de la media de los datos.

Límites de Acuerdo o “*limits of agreement*” (LOA)

Para el cálculo de los límites de acuerdo (LOA) es necesario realizar una prueba test – retest. En primer lugar, se debe de calcular las diferencias entre ambas pruebas, es decir, la resta de cada puntuación de cada individuo en ambos días de evaluación. Por lo tanto, se obtendría un gráfico con las diferencias de las puntuaciones de ambos test repetidos en días diferentes (Bland, & Altman, 1986). Una primera aproximación visual, nos podrá indicar la presencia de errores sistemáticos o errores aleatorios. Según Atkinson & Neville (1998) la distribución de las puntuaciones sin ningún patrón definido, significará la presencia de errores aleatorios. En cualquier caso, estos errores son debido a las diferencias individuales. En cambio, si la distribución de la diferencias sigue un patrón definido, i.e. todos los valores positivos, o todos los valores negativos muy próximos entre si, indicaría la presencia de errores sistemáticos (ver Figura 7). En este caso, el investigador deberá averiguar si el error sistemático proviene del procedimiento realizado o del dispositivo de evaluación utilizado. Se ha realizado una gráfica a modo ilustrativo de la presencia de errores sistemáticos en la variable de tiempo (en ms).

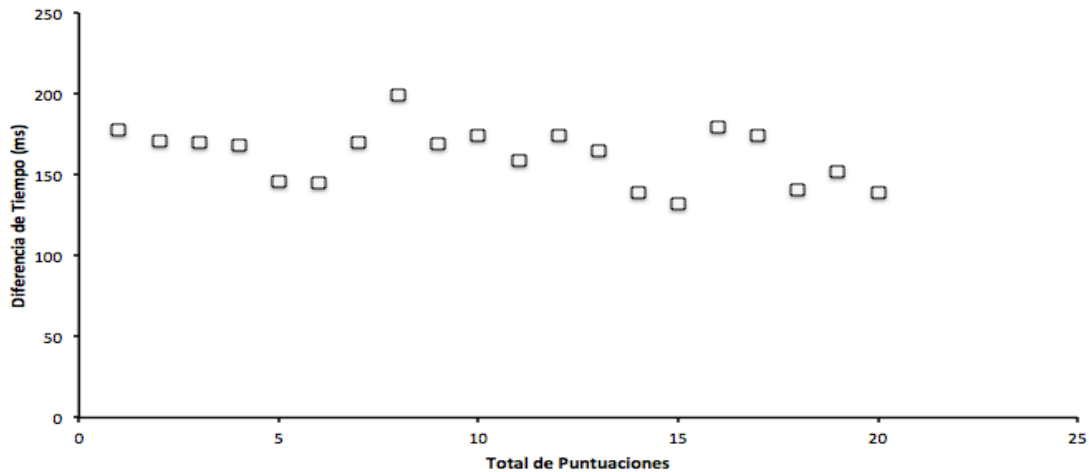


Figura 7. Representación gráfica de la velocidad diferencia de velocidad medida con dos dispositivos. En la gráfica se puede apreciar un sesgo sistemático de 162 ms.

Como se puede apreciar en el gráfico de las diferencias se observa un sesgo positivo, situado en 162 ms de media.

Posteriormente, se deberá calcular el valor promedio y la desviación estándar de las diferencias. Una vez calculada la desviación estándar es multiplicada por 1.96 obteniendo el 95% del componente de error aleatorio. Para finalizar, se realizara una prueba t-student para comprobar la presencia de error sistemático. En el ejemplo propuesto en la Figura 7, el valor de la prueba t-student fue significativo a un nivel de $p < 0.0001$ con un valor de $t = -41.87$. Por lo tanto, el LOA se podría expresar como $X_{diferencias} \pm SD_{diferencias}$. La presencia de heterocedasticidad se podría examinar formalmente haciendo un gráfico de las diferencias entre las dos series del test realizado en valor absoluto. Posteriormente, se calcula el coeficiente de correlación de Pearson entre los valores predichos y las medias actuales. Si existiese heterocedasticidad, el valor de correlación de Pearson sería mayor de $r = 0.20$.

Para concluir este apartado, cabe resaltar que aun a pesar de todos los estadísticos presentados anteriormente, los expertos en la materia no se ponen de acuerdo en qué estadístico es más representativo del concepto de fiabilidad. Por este motivo, lo más inteligente es aboga por una solución intermedia. Esta solución no es más que presentar todos los estadísticos posibles. Bajo este punto de vista, es posible tener una mayor visión sobre este concepto.

Una vez visto aquellos estadísticos que nos aportan información sobre la fiabilidad en la medida de una variable, se deben resaltar algunas consideraciones de carácter técnico - metodológico importantes para tratar de minimizar al máximo el componente de error de una medida.

Control de las fuentes de error en la medida

Bajo el punto de vista de la metodología de la investigación, y más concretamente desde el área de la psicometría, es necesario establecer las bases para evaluar siempre bajo las mismas condiciones. Se trata de tener en cuenta aspectos tan elementales, pero no por ello menos determinantes, como la posición de los segmentos, plano de ejecución, velocidad de desplazamiento, rango de movimiento, la velocidad de ejecución, el tiempo de recuperación, etc. De por sí, el hombre introduce variabilidad por su naturaleza biológica, por eso hay que cuidar al máximo ciertos detalles. Siempre hay que considerar la posibilidad, y en ciertos ámbitos, la necesidad, de comparar los resultados hallados entre estudios. En este sentido, existen demasiados artículos en la literatura científica que no describen, con el detalle suficiente, cuáles han sido las condiciones de evaluación. Con el objetivo de estandarizar una forma de ejecución y controlar las situaciones de evaluación, en este apartado se tratarán aquellos aspectos metodológicos obligatorios que garanticen la correcta obtención de datos (ver Figura 8).

Familiarización

Uno de los aspectos fundamentales durante una evaluación es el proceso de familiarización, tanto a nivel de procedimiento, como de dispositivo de evaluación. Una falta de familiarización con el procedimiento o con el tipo de evaluación a realizar conllevará un posible efecto aprendizaje. Las diferencias obtenidas en las variables medidas se asociarán al aprendizaje en la realización del protocolo y no a los posibles efectos del entrenamiento realizado. Por lo tanto, debemos de asegurarnos una correcta fase de familiarización con el procedimiento a realizar. Ello conllevará realizar por lo menos en dos ocasiones el ejercicio a realizar centrándose en los aspectos técnicos del mismo. Este proceso es de vital importancia durante la realización de cualquier investigación. La no realización de una adecuada fase de familiarización podrá llevarnos a obtener datos sesgados y por lo tanto, resultados y conclusiones sesgadas.

Calentamiento

Antes de proceder a realizar cualquier evaluación, es necesario e imprescindible realizar un calentamiento. Generalmente, el calentamiento se divide en dos fases. Una fase general, donde el objetivo principal sea el aumento de la frecuencia cardiaca y la temperatura muscular. Habitualmente, esta fase suele durar entorno a los 10 - 15 minutos. La segunda fase del calentamiento se realizará el ejercicio en cuestión a unas intensidades submáximas. Además, durante la realización del calentamiento específico se realizarán actuaciones a nivel correctivo. Esto es, la corrección de ciertas posiciones y posturas que se desarrollaran durante la evaluación. Posteriormente, el sujeto estará preparado para realizar la prueba de evaluación en unas condiciones óptimas.

Reposo (entre repeticiones y series)

Durante la ejecución de un protocolo de evaluación siempre debe de existir un periodo de reposo para asegurarnos que la fatiga no interfiera en la correcta ejecución de la prueba. Esta generalmente aceptado que para una recuperación completa (a nivel de ATP y Fosfocreatina) son necesarios al menos un periodo de recuperación de entre 3 y 5 minutos. Por lo tanto, siempre que se realice un protocolo incremental de cargas (o de velocidades, en el caso de los dispositivos isocinéticos) un periodo mínimo de 3 minutos serán dejados entre series.

Velocidad de la prueba

En función de nuestros intereses como profesionales en la rehabilitación/entrenamiento las velocidades de ejecución de cada ejercicio serán unas u otras. Otros factores, como el tipo de ejercicio realizado, el ROM evaluado, la posición de la persona durante la ejecución del ejercicio, afectaran a la selección de una velocidad u otra.

Rango de movimiento (ROM)

Mookerjee & Ratamess (1999) destacan la variabilidad en la capacidad de producción de fuerza que se da durante todo el ROM. Los motivos son diferentes, brazo de palanca, relación longitud-tensión muscular, activación muscular y masa muscular activada. Durante años se ha pensado que entrenar en aquellos ángulos donde se puede producir la máxima fuerza era beneficioso en determinadas disciplinas (Zatsiorsky, 1995). Este autor, señala que entrenar modificando ROM se acerca más a la realidad de los deportes

en general. En la mayoría de los deportes, los gestos deportivos se manifiestan modificando aleatoriamente el ROM y la producción de fuerza durante todo el recorrido.

Desde el punto de vista de la estandarización, la distancia recorrida puede distorsionar el resultado de una prueba. El tiempo de aplicación de fuerza, los momentos donde se alcanzan los picos máximos de fuerza, así como las pendientes de las curvas de velocidad, entre otras variables, se verán alterados. Por lo tanto, no controlar el ROM durante la evaluación propicia errores en la medida y por ende en la interpretación de resultados y conclusiones obtenidas.

Número de repeticiones

El número de repeticiones a realizar durante el procedimiento de evaluación debe ser ajustado para que no se produzca fatiga muscular durante la realización de la serie. Por lo general, un número adecuado de repeticiones sería de tres. Aunque esta decisión dependerá fundamentalmente de los objetivos de la evaluación. Existen protocolos que estamos interesados en conocer el número máximo de repeticiones hasta llegar a la fatiga total. Por lo tanto, este es un factor que dependerá del objetivo investigador.

Feedback (visual y estímulo verbal)

Una investigación realizada por Randell, Cronin, Keogh, Gill, & Pedersen (2011) muestran como proporcionando un estímulo verbal, o como se le conoce en lengua inglesa “verbal encouragement”, o proporcionando un feedback visual sobre los diferentes datos obtenidos durante el transcurso de las repeticiones pueden ayudar a mantener el rendimiento en alguna variable en cuestión, en su caso, la velocidad de ejecución en un ejercicio de jump squat.

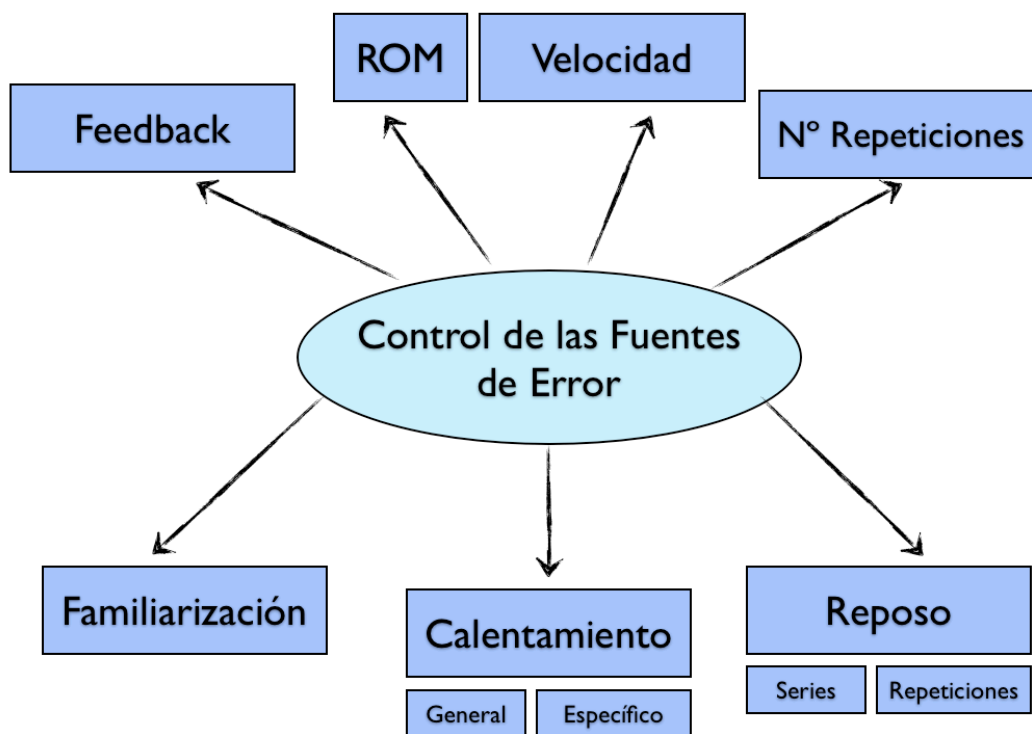


Figura 8. Esquema con algunos puntos a tener en cuenta durante el procedimiento de evaluación para minimizar los errores cometidos durante cualquier evaluación.

En definitiva, siempre que se planifique una evaluación o un entrenamiento, estos son algunos de los factores primordiales que se deben de tener en cuenta. Un esquema básico a seguir para que el proceso de evaluación sea lo más ordenado y sistemático posible. Controlando esta serie de aspectos, además de otros, se estará tratando de reducir al máximo las diferentes fuentes de variación que pueden afectar a las medidas de las variables en cuestión.

Características del nuevo sistema de evaluación y tratamiento Haefni Health_HHe1.0

Introducción

En el presente epígrafe se presenta una memoria del dispositivo Haefni Health System 1.0 (HH 1.0). Esta memoria está compuesta por tres partes fundamentales. En la primera de ellas se explicarán las características fundamentales a nivel técnico (mecánico) del

dispositivo HH 1.0. En la segunda parte se realizará una breve descripción a nivel electrónico. Por último, a se ahondará la explicación desde un nivel informático.

Características a nivel técnico

Se trata de una estructura metálica sobredimensionada 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, que consta de las siguientes partes principales:

- Base
- Columnas
- Carcasa
- Tapa
- Brazo
- Soporte motor
- Motor
- Reductor
- Tambor acanalado

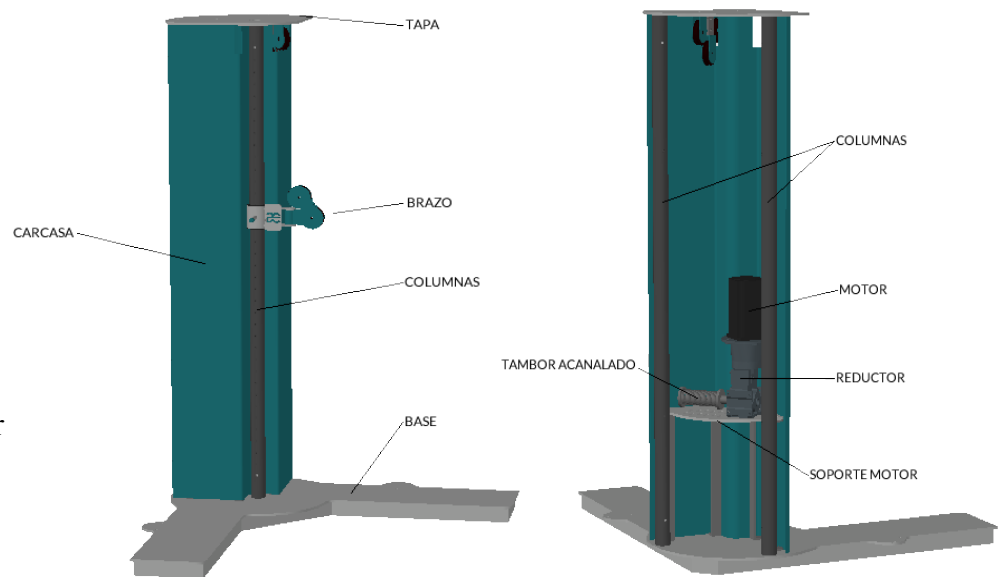


Figura 9. Representación gráfica del dispositivo Haefni Health System 1.0, por la parte de adelante (imagen de la izquierda) y por la parte de detrás (imagen de la derecha).

El sistema mecánico está diseñado conforme a unos requerimientos funcionales para la realización de actividad física, la cual se realiza mediante la variabilidad de la resistencia o velocidad que ofrece el sistema de motor-reductor, que transmite el movimiento a un tambor acanalado donde hay una cuerda enrollada, la cual mediante un sistema de poleas, algunas internas y otras externas, transmiten la resistencia a un agarre situado en el brazo de la plataforma, el cual es accionado por el usuario que va a realizar la actividad física.

Descripción de las distintas partes separadas que configuran el equipo.

- **Columna Perforada:** es la estructura sobre la que se desplaza el brazo con agujeros y la posición en la carcasa para colocarlo y poder realizar el ejercicio

- **Brazo con polea:** Esta situado en la columna y hay que colocarlo en la posición indicada para ejecutar el ejercicio
- **Pantalla táctil:** Pantalla con PC integrado donde se desarrolla la interface del sistema, el feedback para el usuario y el especialista y poder visualizar los programas y su contenido
- **Lector Tarjetas RFID:** Sistema para la identificación del especialista y del usuario para acceder al interface e interactuar con el sistema
- **Base:** Superficie sobre la que está situados los componentes. Es muy pesado y requiere dos o tres personas para su desplazamiento.
- **Web cam:** Cámara de HD que reproduce los movimientos que realiza el usuario.
- **Carcasa:** Instrumento para proteger los componentes internos del sistema.
- **Pasador:** Pieza para anclar el brazo con polea a la columna perforada. Es un sistema retráctil por lo que al llevar a la posición adecuada se proyecta hacia el interior. Tiene un seguro que se utiliza al sacar el pasador y girarlo 30 grados en cualquier dirección. Para quitar el seguro, replicar la acción y esperar hasta que se proyecte al interior para asegurar la posición del brazo.
- **Fuente alimentación.**
- **Sistema electrónico:** Encargado del accionamiento del motor según las órdenes recibidas desde el ordenador.
- **Cable alimentación:** Cable que debe ir conectado a la red eléctrica para alimentar el sistema.
- **Anilla para accesorios:** Pieza de anclaje a los accesorios para la realización de los ejercicios en el sistema.
- **Tapa superior:** Tapa del sistema con anclaje para poleas y sensor de fuerza.
- **Sensor de fuerza:** Mide la tensión en la cuerda.

- **Poleas:** un dispositivo mecánico de tracción, que sirve para transmitir una fuerza. Se trata de una rueda, que con el concurso de una cuerda o cable que se hace pasar por el canal.

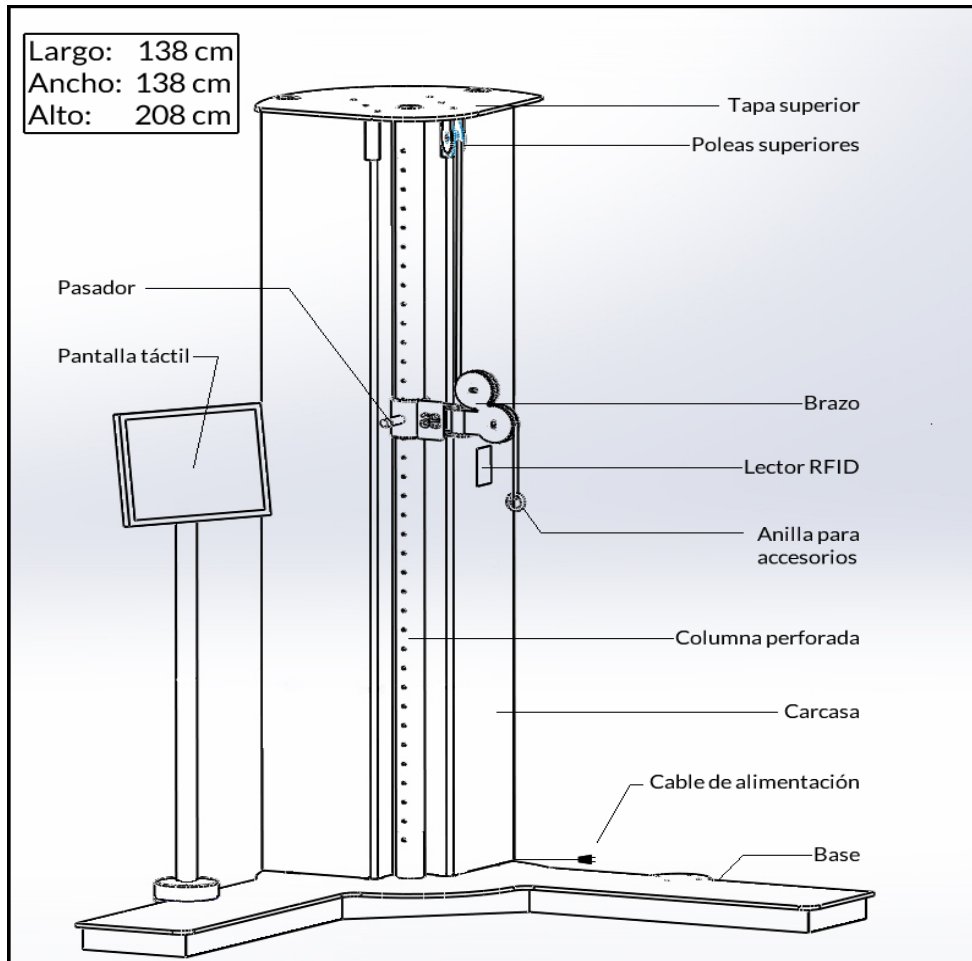


Figura 10. Representación gráfica del dispositivo Haefni Health System con la descripción de todos sus elementos.

Datos técnicos

- Peso total: 215 kg
- Dimensiones físicas: 138x138x208 cm
- Longitud máxima de la cuerda: 5 m
- Tensión 230 VAC

- Corriente. 9A
- Frecuencia 50/60Hz
- Potencia máxima 2000 W
- Temperatura de trabajo de +5 a +35 °C
- Directivas Europeas
- EN 60335-1
- EN61000-6-2 (2005)
- AC(2005)+EN61000-6-4 (2007)
- A1 (2011)
- Clase de aislamiento *Clase I*
- Marcas y certificaciones CE

Especificaciones del sistema. Características.

- Motor 200VDC – 3000RPM
- Fuente de alimentación regulable:
 - Entrada: 230 VAC, 1500W.
 - Salida: 0-360 V, 15A.
- Fuente de alimentación fija:
 - Entrada: 230 VAC, 120W.
 - Salida: 5V, 15V,-5V y -15 V.
- Placa electrónica: 5V, 15V, -5V y -15V, 80W.
- Relés de Conmutación: 200VDC – 40A.

- Asus EeeTop ET2220INTS I3-2120/4GB/1TB/GT 520M/21.5" Táctil - **ET2210INTS-B064C o similar con 21.5'' Flat Panel LCD Monitor de pantalla táctil**
- Multi-Mode operación: isotónico, pleotónico, isocinético, pleocinético y flexibilidad
- Velocidad concéntrica hasta $1,5 \text{ ms}^{-1}$
- Velocidad excéntrica hasta $1,5 \text{ ms}^{-1}$
- Pico concéntrico hasta 700N
- Pico excéntrico hasta 600N
- Tecnología Hæfni (Software) ®

Características a nivel electrónico

Se trata de un sistema electrónico semiautónomo encargado de procesar determinadas órdenes (tipo de ejercicio, velocidad, cargas etc.) procedentes una unidad de control (pc, tablet, móvil etc.) y de ejecutar diversas acciones en función de dichas órdenes (mover el motor) y de otros parámetros que son medidos en tiempo real (fuerza del usuario, tiempo).

Placa controladora

La unidad de control central de la controladora del sistema Hæfni está formada por una placa de control de doble núcleo. El núcleo principal o *control principal*, es el cerebro principal de la controladora, procesa las señales que le llegan desde el *interfaz*, de las *fuentes de alimentación* y de los sensores externos. Igualmente envía señales de activación a las fuentes, señales visuales a los leds indicadores y envía todos los datos de velocidad, carga etc... al *interfaz* para su posterior interpretación. El *control motor* es un núcleo secundario que se encarga únicamente de gestionar el movimiento del motor, el *control principal* indica cuando quiere comenzar o detener el movimiento y es el módulo secundario quien lo controla. Para accionar el sistema, el *control principal* manda la señal al *control motor* y a la *fuentes de alimentación*. Las señales se transmiten

al *interfaz* a través de LAN o USB indiferentemente. Las señales del *sensor de fuerza* y de comunicación con *las fuentes de alimentación* deben ser pre procesadas por varias etapas amplificadoras incluidas en la controladora.

En resumen, la controladora actúa como un centinela que controla la comunicación con el usuario a través del *interfaz*, a la vez que controla el sensor externo de fuerza y toda la gestión interna a sí misma para el correcto funcionamiento del sistema.

Fuentes de alimentación

El sistema consta de dos fuentes de alimentación, la primera es pasiva y sirve para alimentar a la placa controladora y la segunda es activa y sirve para alimentar el motor. Ambas fuentes incluyen sistemas de seguridad pasivos contra cortocircuitos y sobretensiones

Motor

Se trata de un motor sin escobillas de corriente continua que incluye un freno variable que es accionado desde el *Control Principal*.

- Potencia 2.0 KW.
- Velocidad máxima 3000 rpm.
- Par máximo 7.5 Nm.

Control Motor

Se trata de una placa de potencia que incluye transistores de potencia opto acoplados conectados en puente H. El *Control Motor* envía las señales de activación a esta placa y desde ahí se canaliza la corriente desde la fuente a las diferentes fases del motor para producir el giro deseado.

Sensor de Fuerza

Se trata de una Galga extensiométrica colocada para medir la tensión en la cuerda o la fuerza que ejerce el usuario (ver memoria mecánica 2.4). El sensor es alimentado desde la placa de control, la señal obtenida pasa por una etapa de amplificación y filtrado y posteriormente es medida por el *Control Principal*.

LED's indicadores

En la parte superior de la plataforma se coloca esta placa con 3 LEDs RGB que se utilizan para indicar al usuario diferentes tipos de acciones según los colores.

Interfaz

El *Control Principal* envía a través del puerto USB o de red toda la información de los sensores así como la velocidad a la que el motor se mueve de manera que los datos pueden ser interpretados por el especialista. (ver memoria Informática). La frecuencia de envío de datos se puede regular hasta un máximo de 1KHz.

Características a nivel informático

Este proyecto tiene tres partes intercomunicadas entre sí por una gran base de datos (a partir de ahora, BD) que servirá no sólo para realizar estudios detallados, sino también para el envío de la información de usuarios, programas, ejercicios y resultados. Éstas son: el **Gestor de programas**, la **interfaz de la máquina Haefni** y la **web de resultados**.



Figura 11. Representación esquemática del funcionamiento del gestor de datos en el dispositivo Haefni Health System 1.0.

El **Gestor de programas** es una aplicación de escritorio que puede ser descargada y ejecutada en los ordenadores de los especialistas, únicamente teniendo **Java 7** (descrito más adelante) instalado. Una vez que esté disponible y simplemente dándole a ejecutar,

pedirá las credenciales del especialista, las cuales serán contrastadas en la BD, y accederá a una nueva ventana con toda la información de ese especialista y un menú para crear programas, test o revisión de los datos de sus usuarios de una manera sencilla, intuitiva y agradable. Cuando haya finalizado algún cambio este será enviada a través de la conexión de internet a la BD y entonces estará disponible para cualquier consulta posterior desde cualquier lugar. Para conocer más del Gestor de programas, véase el *Manual de Usuario*.

El dispositivo **Haefni Health System 1.0** engloba no sólo la aplicación que se cargará y verá cuando se encienda el ordenador y que será usada por los usuarios y especialistas, sino y más importante aún, todo lo que conlleva, la conexión con la parte electrónica, la parte mecánica y el ordenador en sí, que estará totalmente sincronizados para controlar la webcam propio o ajena, el envío y recepción de datos al motor, el peso en cada instante que se realiza sobre el maneral y la luminosidad de las señales LED en lo alto de la plataforma. Más adelante explicaremos un poco más en detalle estas ventajas.

En cuanto a la **web Haefni**, va a ser capaz de mostrar gran parte de los datos de la BD, tanto de los usuarios, como de los especialistas, como de los programas con muy pocos *clicks* de ratón y de una manera resumida, enfatizando lo que quiere saber cada persona. En esta web los usuarios podrán ver su calendario con sus resultados y sus medias y los especialistas podrán interactuar con los usuarios y ver de una forma más detallada cada aspecto que consideren importante.

Todo esto está unido con una **Base de Datos**, con un motor InnoDB, con más de 40 tablas enlazadas coherentemente para que el acceso al contenido sea rápido y todas las consultas que se hacen a la misma sean eficientes.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

De forma general se puede decir que la presente Tesis Doctoral analiza desde la validez y fiabilidad del nuevos dispositivo de evaluación isocinético hasta el análisis de la fiabilidad de un protocolo de evaluación de la flexión/extensión de caderas. Concretamente, estos dos grandes objetivos se han dividido en dos trabajos de investigación. Estos son:

Estudio I. Validación y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético

Objetivo 1. Validar el Sistema HH como herramienta de control de evaluación en la rehabilitación funcional

Objetivo 1.2 Validar la variable de velocidad en el rango isocinético

Objetivo 2. Analizar la fiabilidad del Sistema HH como sistema isocinético

Objetivo 2.2 Fiabilidad en la medida de la velocidad en el rango isocinético

Estudio II. Fiabilidad de dos protocolos incrementales de evaluación isocinéticos en el ejercicio de la flexión/extensión de caderas en mujeres sanas

Objetivo 3. Comparación de un protocolo isocinético de extensión de caderas en dos tipos de agarres (tobillo vs rodilla).

Objetivo 4. Analizar la fiabilidad en las medidas del pico de fuerza y trabajo en un protocolo isocinético de extensión de caderas en una prueba test-retest.

ESTUDIO I

Estudio I: Validación y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético

Resumen

Cuando se realizan valoraciones de cualquier protocolo de evaluación uno de los aspectos fundamentales es conocer la validez y fiabilidad de los dispositivos utilizados. El objetivo del presente trabajo fue analizar la validez y fiabilidad de la variable de velocidad en el rango isocinético (VRI) en el dispositivo Haefni Health System 1.0. Los resultados mostraron altos Índices de Correlación Intraclase ($ICC_{2,1}$) para las medidas de validez y fiabilidad del dispositivo (0.998 y 0.99, respectivamente). Cuando se analizó la fiabilidad de las medidas por cada una de las condiciones de evaluación altos ICC, bajos CV y SEM fueron encontrados, rango 0.90 – 0.99, rango 0.1 – 4.7 y rango 0.001 – 0.005 $m \times s^{-1}$, respectivamente. Los resultados obtenidos avalan la validez y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 para la medición de la variable de VRI.

Palabras clave: precisión, validación, fiabilidad, velocidad, dispositivo isocinético

Introducción

Cuando se realiza cualquier tipo de protocolo de intervención es conveniente seleccionar aquellos test o protocolos de evaluación que sean válidos y fiables para un determinado fin, así como herramientas o dispositivos de evaluación válidos y fiables. Las fuentes de variación dentro de la evaluación de un protocolo provienen principalmente de las diferencias biológicas de los participantes, aunque otra fuente de variación puede ser el propio instrumento utilizado para la obtención de los datos (Hopkins, 2000; Weir, 2005). Partiendo de este supuesto, todo dispositivo de evaluación debe tener dos condiciones fundamentales, que sean válidos y fiables, con el fin de poder detectar diferencias entre los diferentes sujetos evaluados. En este sentido, el concepto de validez se entiende como la capacidad del dispositivo para medir aquello que pretendemos medir. Mientras que cuando se habla de fiabilidad se entiende como la estabilidad en la medida dada tras múltiples repeticiones. En otras palabras, la ausencia de error de la medida (Atkinson, & Neville, 1998). Aunque siendo realistas, en todo proceso de medición siempre existirá un componente error.

Generalmente, para analizar la validez y fiabilidad de un nuevo dispositivo de evaluación se suele utilizar lo que se conoce como un “*gold estándar*”, es decir, otro dispositivo que conocemos que mide con un escaso margen de error aquello que pretendemos evaluar. Posteriormente, los datos obtenidos en ambos dispositivos (los procedentes del gold estándar y las del nuevo dispositivo a testar) son comparadas y sometidas a tratamiento estadístico. En el caso específico de la fiabilidad, suelen realizarse pruebas test – retest para valorar la estabilidad en la medida tras múltiples repeticiones. En este sentido, existen muchos estadísticos para evaluar la fiabilidad. Uno de los más extendidos es el Índice de Correlación Intraclassa (ICC) y el Error Estándar de la Medida (SEM). Ambos procedimientos, junto a otros tipos de indicadores estadísticos como el coeficiente de variación (CV) o la media, la desviación estándar y el gráfico Bland Altman de las diferencias, son procedimientos estadísticos que ofrecen una idea clara de la fiabilidad de cada una de las medidas del dispositivo evaluado. Por lo tanto, según Atkinson & Neville (1998) sería conveniente presentar no sólo un indicador de la fiabilidad, si no todos ellos de forma conjunta, puesto que la interpretación de los resultados será mucho más eficaz. Otras recomendaciones que realizan estos autores son: (a) las medidas de fiabilidad de una muestra corresponde a dicha muestra, por lo tanto, siempre que se realice un estudio nuevo con dicho material sería conveniente realizar de nuevo las medidas de fiabilidad puesto que la propia variabilidad biológica de cada tipo de muestra puede estar influenciando la variabilidad de los datos y (b) se considera una buena fiabilidad siempre que los cocientes sean superiores a 0.90.

A lo largo de la bibliografía existente en el tema es posible encontrar diferentes estudios que analizan la validez y la fiabilidad de diferentes dispositivos de evaluación. Requena, Requena, García, Saez-Saez de Villarreal, & Pääsuke (2012) analizaron la validez y la fiabilidad de un dispositivo (keimoveTM) para medir el salto vertical. Dichos autores utilizaron una plataforma de fuerzas, un dispositivo de desplazamiento lineal y una cámara de alta velocidad como “gold estándar” para la evaluación de las variables de fuerza, velocidad y altura del salto, respectivamente. La muestra utilizada para la evaluación del salto con contramovimiento fueron un total de 13 futbolistas profesionales. Los resultados mostraron una buena validez ($r = 0.99$, $p < 0.01$) entre las medidas del nuevo dispositivo comparadas con el gold estándar. Los ICC's y CV's de las variables de velocidad de despegue, altura de salto y fuerza estuvieron en un rango

de 0.92 – 0.97 y 2.1 – 7.4, respectivamente. Aunque en este sentido, debemos de señalar una diferencia importante cuando hablamos de los términos de “fiabilidad” y “validez” referidos a los diferentes dispositivos de evaluación. Cuando el objetivo general del estudio es analizar la validez y fiabilidad de un dispositivo de evaluación no debería mediar la influencia de la propia variabilidad biológica de los participantes a la hora de realizar los test. Esto es, de toda la variabilidad que se encuentra al realizar una evaluación, es decir, de todas las posibles fuentes de error, una de ellas es el dispositivo de valoración y otra, la variabilidad inherente introducida por cada persona debido a sus características físicas. Cuando se realizan pruebas con el objetivo principal de analizar la validez y fiabilidad de un dispositivo, no debería participar ninguna persona, puesto que esta misma está introduciendo una fuente de error importante (estandarización, motivación a la hora de realizar el test, mejor técnica). En este sentido, en el error total encontrado no tendremos conocimiento si es procedente del dispositivo de evaluación o simplemente, de un mal proceso de estandarización. Este concepto, a pesar de parecer sencillo, es posible encontrar diferentes investigaciones (Tsiros, Grimshaw, Shield, & Buckley, 2011) que analizan la “validez” y “fiabilidad” de un dispositivo de evaluación pero usando personas para dichas pruebas. Por lo tanto, habrá que diferenciar entre las pruebas de “validez” y “fiabilidad” de un dispositivo de evaluación y las pruebas de “validez” y “fiabilidad” de un protocolo de evaluación de un ejercicio en concreto. En el primer caso estaríamos obteniendo una medida de validez y fiabilidad del dispositivo para la evaluación de las variables que deseemos testar. Mientras que en el segundo caso, estaríamos obteniendo unos datos para la evaluación de la validez y fiabilidad enmarcados dentro de un ejercicio en concreto. Es importante resaltar que ambas comprobaciones son igualmente de importantes. Más específicamente, Drouin, Valovich-mcLeod, Shultz, Gansneder, & Perrin (2004) analizaron la validez y fiabilidad mecánica del dispositivo isocinético Biodex System 3 pro en las variables de velocidad, posición y torque. Los autores concluyeron que el dicho dispositivo era válido y fiable tanto para propósitos clínicos como de investigación. Dichos autores también advirtieron que ningún estudio hasta la fecha había evaluado aun la fase excéntrica de dicho dinamómetro. Por su parte, Patterson & Spivey (1992) analizaron la validez y fiabilidad del dispositivo isocinético LIDO Active para las variables de la velocidad y el torque. La velocidad testada fue de 5°/s con un ROM de 200°, tanto en la fase concéntrica como en la excéntrica. El análisis de la varianza no mostró diferencias significativas en ninguna de las medidas proporcionadas. La correlación de Pearson

entre los valores de torque en ambos días de evaluación fue de $r = 1$. Desafortunadamente, cabe resaltar que en el mencionado estudio no se presentó ningún estadístico de Índice de Correlación Intraclase (ICC) ni Coeficiente de Variación (CV).

Recientemente, se ha introducido en el mercado de la rehabilitación/entrenamiento un nuevo dispositivo de evaluación/entrenamiento que posee un modo de trabajo isocinético. A diferencia de otros dispositivos isocinéticos, este dispositivo (Haefni Health System 1.0) genera velocidades isocinéticas en un plano horizontal. Por lo tanto, el objetivo de este trabajo fue (a) analizar la validez de velocidad en el rango isocinético (VRI) en el dispositivo Haefni Health System 1.0 y (b) analizar la fiabilidad de la velocidad en el rango isocinético del dispositivo Haefni Health System 1.0. Todas estas pruebas se realizarán en ambas fases, ida y vuelta.

Método

Procedimiento

Todas las pruebas fueron realizadas en el laboratorio de la empresa iVolution R&D[®] (Granada, España).

El cable del dispositivo de desplazamiento lineal (LPT) fue enganchado al extremo proximal del dispositivo Haefni Health System 1.0 (ver Figura 1). De este modo, en el momento de ejecutar las repeticiones, se ponía en marcha el programa del LPT registrando la variable de la velocidad en todo el ROM.



Figura 1. Imagen del dispositivo de desplazamiento lineal enganchado al extremo distal del dispositivo Haefni Health System 1.0.

Análisis de la validez.- Para el análisis de la validez del dispositivo Haefni Health System 1.0 un LPT fue utilizado como “gold estándar”. La variable obtenida de este dispositivo fue la velocidad en el rango isocinético (VRI). El protocolo de validación constaba de dos rangos de movimiento (ROM) (0.25 y 0.50 cm), cuatro velocidades (0.25, 0.50, 0.75 y 1 m x s⁻¹), dos orientaciones (ida y vuelta) y dos cargas (5 y 15 kg). Se realizaron un total de 20 repeticiones para cada una de las condiciones descritas.

Para determinar la fase isocinética se tuvo en cuenta el primer dato en el que se obtuvo la velocidad prefijada en cada una de las series realizadas del dispositivo Haefni Health System 1.0. Además se registró el tiempo de inicio y el tiempo de fin (en ms) de la fase isocinética. Posteriormente, en función del tiempo de inicio y fin proporcionados por el dispositivo Haefni Health System 1.0, se determinó la velocidad media isocinética en el LPT. En la Figura 2 se puede observar cómo se determinó la fase isocinética. Posteriormente se obtuvieron los datos de velocidad de cada una de las repeticiones realizadas tanto en el LPT como en el sistema Haefni Health 1.0.

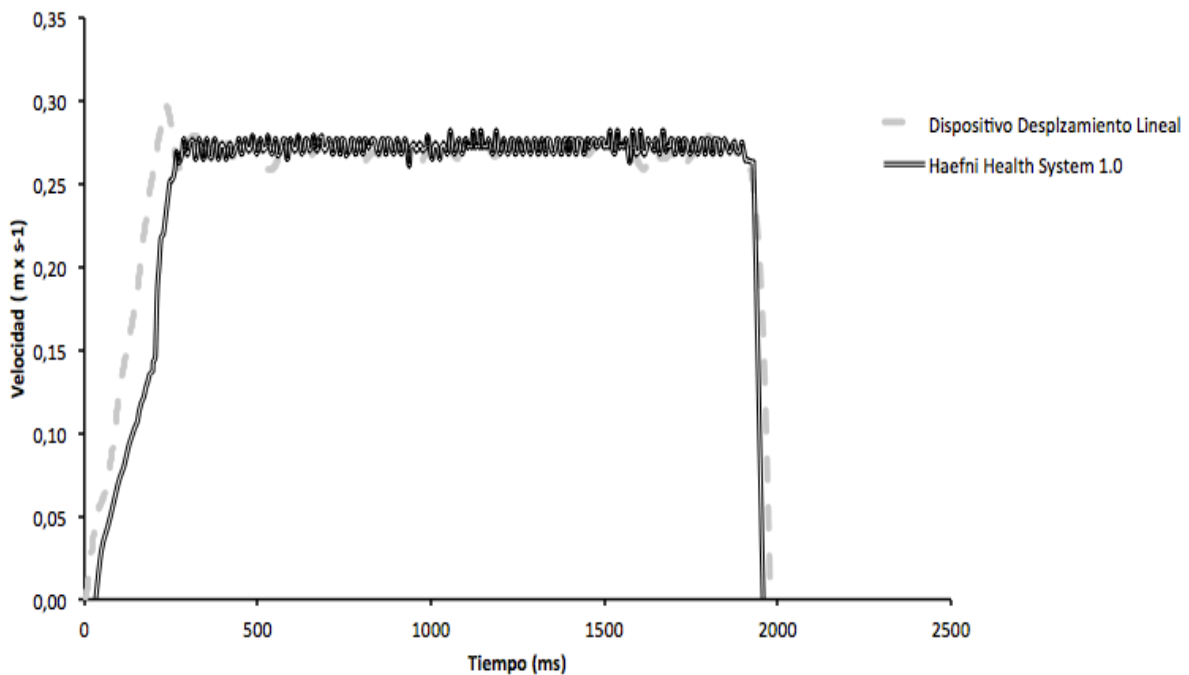


Figura 2. Representación gráfica de una serie a 0.25 m x s⁻¹ (velocidad), de 0.50 cm de rango de movimiento (ROM). La línea discontinua representa los valores de velocidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 y la línea continua los valores de velocidad del dispositivo de desplazamiento lineal.

Análisis de la fiabilidad.- Un prueba test – retest fue utilizada para el análisis de la fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0. El protocolo realizado fue el siguiente: un total de 15 rangos de movimientos (desde 0.20 hasta 0.55 cm) con un total

de 4 velocidades (0.25, 0.50, 0.75 y 1 m x s⁻¹), tanto para la orientación de ida como para la orientación de vuelta, fueron testadas. Estas pruebas se realizaron durante 2 días (Día 1 & Día 2). Una repetición (ida y vuelta) se realizó por cada ROM diferente. Se utilizó una carga de 5 kg para que se pudiera realizar los movimientos en el modo isocinético. La variable analizada fue la VRI.

Material

El material utilizado para los análisis de la validez y fiabilidad fue un dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System, Ergotech, Murcia, España). Este dispositivo consta con una frecuencia de muestro de 1000 Hz. Se utilizó una pesa de 5 kg de la marca Salter. El dispositivo Haefni Health System 1.0. Las características se encuentran descritas en la introducción.

Análisis estadístico

Todas las variables están expresadas como media y desviación estándar (SD). Para analizar las pruebas de validez se utilizó el Índice de Correlación Intraclass (ICC_{2,1}) y el coeficiente de correlación de Pearson. Para el análisis de la Fiabilidad se ha utilizado el ICC_{2,1} además del Error Estándar de la Medida (SEM). La fórmula para el cálculo del SEM fue la siguiente:

$$\text{SEM} = \sqrt{\text{MSe}}$$

Donde MSe es la media cuadrática de los errores. Además se calculó para cada una de las condiciones de evaluación el coeficiente de variación (CV), es decir, el valor de desviación estándar partido entre la media y multiplicado por 100. El nivel de significación se estableció para $p < 0.05$.

Resultados

Validez

En la Tabla 1 y 2 se resumen los resultados de la media \pm SD de la VRI en todas las condiciones analizadas, para la ida y la vuelta, respectivamente. El ICC_{2,1} fue de 0.998 para el análisis de la validez de todo el protocolo en su conjunto.

Tabla 1. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo realizado. Estos valores corresponde a la fase de ida.

Carga (Kg)	5				15			
	0.25		0.50		0.25		0.50	
ROM (cm)								
Dispositivo	HH	DDL	HH	DDL	HH	DDL	HH	DDL
Velocidad 1 (0.25 m x s⁻¹)	0.23 0.001	0.23 0.001	0.23 0.001	0.23 0.001	0.25 0.001	0.24 0.001	0.25 0.001	0.24 0.0004
Velocidad 2 (0.50 m x s⁻¹)	0.49 0.001	0.49 0.003	0.49 0.001	0.49 0.001	0.50 0.001	0.51 0.002	0.51 0.001	0.50 0.002
Velocidad 3 (0.75 m x s⁻¹)	0.74 0.003	0.74 0.003	0.75 0.0004	0.74 0.001	0.76 0.002	0.76 0.004	0.76 0.001	0.76 0.006
Velocidad 4 (1 m x s⁻¹)	NR	NR	1.00 0.001	0.99 0.003	NR	NR	1.01 0.002	1.01 0.011

*NR = no realizado. Estos valores no se incluyeron en los análisis puesto que el Rango Isocinético era de menos de 50 milisegundos, debido al corto rango de movimiento.

** HH = Haefni Health System 1.0 y DDL = dispositivo de desplazamiento lineal

Tabla 2. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo realizado. Estos valores corresponden a la fase de vuelta.

Carga (Kg)	5				15			
	0.25		0.50		0.25		0.50	
ROM (cm)								
Dispositivo	HH	DDL	HH	DDL	HH	DDL	HH	DDL
Velocidad 1 (0.25 m x s⁻¹)	0.23 0	0.23 0.001	0.23 0.0003	0.23 0.0003	0.23 0.0003	0.23 0.001	0.23 0.001	0.22 0.001
Velocidad 2 (0.50 m x s⁻¹)	0.50 0.002	0.50 0.002	0.48 0.001	0.47 0.002	0.49 0.001	0.49 0.003	0.48 0.001	0.47 0.001
Velocidad 3 (0.75 m x s⁻¹)	0.79 0.002	0.80 0.004	0.74 0.001	0.73 0.004	0.81 0.003	0.82 0.011	0.77 0.001	0.71 0.01
Velocidad 4 (1 m x s⁻¹)	NR	NR	1.01 0.005	1.00 0.004	NR	NR	0.98 0.002	0.98 0.011

*NR = no realizado. Estos valores no se incluyeron en los análisis puesto que el Rango Isocinético era de menos de 50 milisegundos, debido al corto rango de movimiento.

** HH = Haefni Health System 1.0 y DDL = dispositivo de desplazamiento lineal

Fiabilidad

En la Tabla 3 se muestra los valores medios \pm SD de las velocidades en función del ROM evaluado, tanto para el Día 1 como el Día 2.

Tabla 3. Valores medios y desviación estándar de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo de fiabilidad realizado.

Orientación	Velocidad Criterio ($m \times s^{-1}$)	Velocidad Día 1 ($m \times s^{-1}$)	Velocidad Día 2 ($m \times s^{-1}$)	Diferencia Velocidad ($m \times s^{-1}$)
ida	0.25	0.268 (0.0004)	0.268 (0.0005)	0.00023 (0.0005)
	0.50	0.546 (0.003)	0.552 (0.003)	0.00007 (0.0021)
	0.75	0.816 (0.003)	0.819 (0.010)	0.0029 (0.004)
	1	1.051 (0.05)	1.05 (0.055)	0.0035 (0.0063)
Vuelta	0.25	0.261 (0.0007)	0.261 (0.0008)	0.00027 (0.0005)
	0.50	0.555 (0.003)	0.551 (0.002)	0.001 (0.00129)
	0.75	0.828 (0.006)	0.828 (0.007)	0.00093 (0.0026)
	1	1.091 (0.03)	1.092 (0.025)	0.003 (0.0041)

El $ICC_{2,1}$ de la prueba test – retest realizada para la variable de la VRI fue de 0.99, analizando todas las condiciones en su conjunto. La correlación de Pearson de la VRI en ambos días de evaluación fue de $r = 0.999$ ($p < 0.001$), tanto para la orientación de ida como para la orientación de vuelta. La Tabla 4 muestra los estadísticos de fiabilidad para cada una de las condiciones evaluadas.

Tabla 4. Estadísticos de fiabilidad (Media, SD, SEM, ICC y CV) de la velocidad en el rango isocinético en todo el protocolo de fiabilidad realizado.

Orientación	Velocidad Criterio ($m \times s^{-1}$)	Velocidad Media (SD)	SEM ($m \times s^{-1}$)	ICC (95%IC)	CV (%)
ida	0.25	0.268 (0.0004)	0.001	0.99 (0.95 – 0.99)	0.2
	0.50	0.546 (0.003)	0.002	0.91 (0.82 – 0.96)	0.5

	0.75	0.816 (0.003)	0.003	0.96 (0.90 – 0.99)	0.4
	1	1.051 (0.05)	0.005	0.99 (0.98 – 0.99)	4.7
Vuelta	0.25	0.261 (0.0007)	0.001	0.90 (0.70 – 0.96)	0.3
	0.50	0.555 (0.003)	0.001	0.93 (0.79 – 0.97)	0.5
	0.75	0.828 (0.006)	0.002	0.96 (0.88 – 0.98)	0.7
	1	1.091 (0.03)	0.004	0.99 (0.97 – 0.97)	2.7

La Figura 3 representa el gráfico de las diferencias de la VRI en ambos días de evaluación (fase de ida).

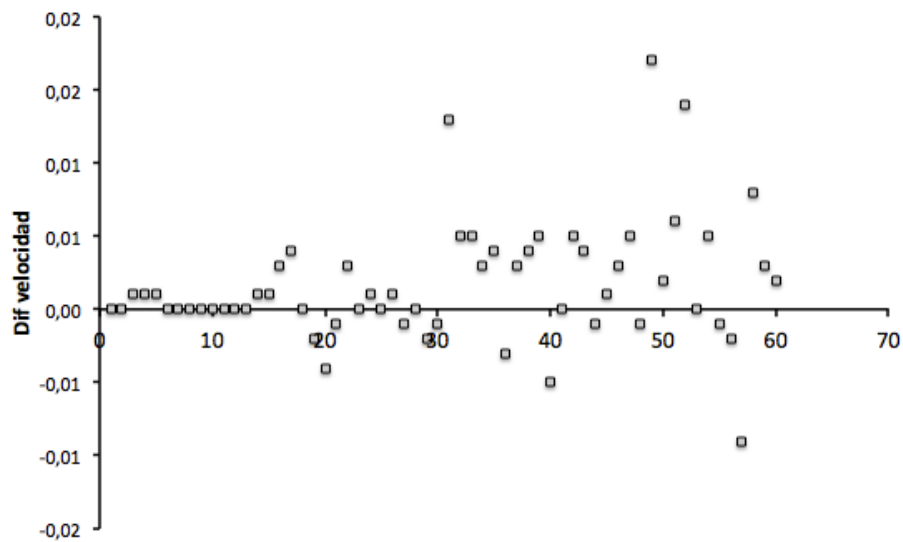


Figura 3. Representación gráfica de las diferencias de velocidad ($\text{m} \times \text{s}^{-1}$) en el rango isocinético de la fase de ida de ambos días de evaluación del protocolo de fiabilidad.

Discusión

Uno de los objetivos principales de este trabajo fue analizar la validez y fiabilidad del dispositivo Haefni Health System 1.0 para la medición de la velocidad en el rango isocinético. Para ello, diferentes protocolos de evaluación fueron diseñados. En cuanto a las pruebas de validez se refieren, el $\text{ICC}_{2,1}$ obtenido en la variable de VRI fue de 0.998. Como se puede apreciar en las Tablas 1 y 2 los estadísticos descriptivos, independientemente de la orientación (ida o vuelta), el comportamiento de las medias y desviaciones estándar de la VRI fueron similares en ambos dispositivos de evaluación (LPT como gold estándar y HH 1.0 como dispositivo a evaluar). Esta comparativa

también se aprecia de forma gráfica en la Figura 2. Teniendo en cuenta que el LPT proporciona una medida de velocidad y comparando los resultados de dichas medidas con las obtenidas en el dispositivo Haefni Health System 1.0, es consecuente decir que el dispositivo HH 1.0 es capaz de medir velocidad. Por lo tanto, el concepto de validez está asegurado.

En cuanto a las pruebas de fiabilidad se refieren, los resultados mostraron un buen ICC_{2,1} (0.99) para la VRI en las pruebas test – retest realizadas, tanto para la fase de ida como para la de vuelta. Este ICC se obtuvo cuando se analizaron todas las cargas en su conjunto. Por otro lado, se analizaron las pruebas de fiabilidad para cada una de las condiciones. En la Tabla 5 se resumen los valores de la media, SD, SEM, ICC y CV para cada una de las condiciones evaluadas. Además de aportar un resultado global de la fiabilidad (ICC = 0.99) se optó por proporcionar un resultado por cada una de las condiciones evaluadas. Desde el conocimiento de los autores del presente trabajo, entendemos que el dispositivo HH 1.0 se va a utilizar en una condición en concreto para cada vez. Esto es, que cuando se realice una serie, se realizará con un ROM y una velocidad determinada y no todas al mismo tiempo. En la Tabla 4 se aprecia como las diferencias de velocidad entre los dos días de evaluación son muy bajas. Esto nos podría indicar que independientemente del día de evaluación, la respuesta del dispositivo es estable, es decir, es fiable. Otros estudios (Comstock, et al., 2011; Requena et al., 2012; Gómez-Piriz, Sánchez, Manrique, & González, 2012; Maffiuletti, Bizzini, Desbrosses, Babault, & Munzinger, 2007) analizan la fiabilidad de diferentes dispositivos de evaluación utilizando una muestra compuesta por personas. El principal problema a la hora de utilizar personas en la validación de un instrumento de evaluación es la propia variabilidad biológica introducida por la persona en cuestión (Hopkins, 2000). En nuestro estudio se han realizado las pruebas de validez y de fiabilidad sin introducir este error biológico, puesto que las repeticiones fueron realizadas por el motor del dispositivo HH 1.0. La principal dificultad que tuvimos fue durante el procedimiento de evaluación con el dispositivo utilizado como gold estándar, es decir, con el LPT. Durante las evaluaciones con velocidades lentas, no existió ningún contratiempo, puesto que el desplazamiento de la pesa y del cable del DDL fue mínimo, por eso se obtuvieron valores CV menores del 1 %. En cambio, cuando la velocidad criterio aumentó i.e. de 0.25 a 0.75 m x s⁻¹, se puede apreciar en la Figura 3, como las diferencias en la variable de VRI aumentaron. En la Tabla 4 se puede observar que a pesar del alto valor del ICC

(0.99), en las velocidades más altas (i.e. $1 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$), el CV fue de 4.7 y 2.7 % para la fase de ida y vuelta, respectivamente. Aun con todos estos inconvenientes, los valores de CV fueron aceptables. Drouin et al. (2004) analizaron precisamente lo comentado anteriormente, la validez y fiabilidad mecánica del dispositivo isocinético Biodex System 3 Pro para la medición de la velocidad, posición y torque. Estos investigadores analizaron la fiabilidad de las variables proporcionadas por el dispositivo mediante pruebas “trial-to-trial” y “day-to-day”. Como variables criterio utilizaron la señal en voltios producida por el dispositivo dinamómetro, mientras que como variables a testar, las producidas por el software. Un investigador aceleraba manualmente el dispositivo y el ROM a testar fue de 70° . Los resultados fueron altos, rango ICC entre 0.99 y 1, tanto para las medidas trial-to-trial como para las de day-to-day. En cuanto a la validez del dispositivo los resultados mostraron bajos CV (inferiores al 12%). El principal problema que encontraron fue similar al encontrado en nuestra investigación. La velocidad criterio (i.e. la marcada por el software) fue menor que la real. Aun que esto sucedía sobre todo en las velocidad más lentas (hasta los $300^\circ/\text{s}$). Sin embargo, en las velocidades más altas, sucedía lo contrario. La velocidad criterio fue mayor que la velocidad real. Por lo tanto, los autores argumentaron que las medidas obtenidas fueron fiables y válidas hasta llegar a dicha velocidad angular. Por su parte Orri & Darden (2011) analizaron la validez y fiabilidad de un nuevo dispositivo isocinético llamado iSAM 9000. Como “gold estándar” para analizar la validez y fiabilidad utilizaron un dispositivo isocinético Cybex 6000. Diferentes ejercicios fueron testados i.e. flexión/extensión de rodilla, hombros y tronco. Un total de 60 sujetos formaron parte de dicha investigación. Altos coeficientes de correlación de Pearson y de ICC, además de bajos – moderados SEM permitieron a los autores concluir con que el dispositivo poseía una alta precisión y reproducibilidad. Aunque como se ha comentado anteriormente, mediante este tipo de pruebas no es posible conocer que parte del error total es asociado al dispositivo de evaluación y que parte es asociado a la variabilidad biológica del sujeto evaluado.

Una de las principales limitaciones de este estudio fue que durante las evaluaciones realizadas para medir la VRI, conforme aumentaba la velocidad en el dispositivo HH 1.0, se producía un rebote de las pesas al inicio y al final del movimiento. Como consecuencia, el cable del DDL utilizado para evaluar la variable de la velocidad sufría ligeros movimientos hacia arriba y hacia abajo, introduciendo una variabilidad en los

datos obtenidos. Futuras investigaciones son necesarias utilizando otro tipo de dispositivo como medida gold estándar como por ejemplo, una cámara de alta velocidad y la inclusión de unas bandas elásticas para minimizar el rebote producido por la pesa. Aun así y con todo, como el objetivo del presente trabajo fue analizar la validez y fiabilidad del nuevo dispositivo Haefni Health System en la medición de la velocidad en rango isocinético, estas variaciones tuvieron poca influencia sobre los resultados de la validez y fiabilidad.

Conclusiones

Las velocidades obtenidas en el modo isocinético por el sistema HH 1.0 fueron válidas y de una alta precisión. Por lo tanto, los resultados obtenidos en esta investigación avalan la validez y fiabilidad del dispositivo HH 1.0 para la medición de la velocidad en el rango isocinético.

Conflicto de intereses

Los autores no tienen interés comercial o conflicto de intereses sobre este dispositivo.

Referencias

1. Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine*, 25(8): 217 – 238.
2. Comstock, Solomon-Hill., G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H. Y., Dorbins, K. A., Dunn-Lewis, C., Fragala, M. S., Ho, J. Y., Hatfield, D. L., Vingren, J. L., Denegar, C. R., Volek, J. S., Kupchak, B. R., Maresh, C. M., & Kraemer, W. J. (2011). Validity of the Myotest in measuring force and power production in the Squat and Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6): 2293 – 2297.
3. Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91: 22 – 29.
4. Gomez-Piriz, P. T., Sanchez, E. T., Manrique, D. C., & Gonzalez, E. P. (2012). Reliability and Comparability of the Accelerometer and the Linear Position

- Measuring Device in Resistance Training. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6): 1664 – 1670.
5. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 30: 375–381.
 6. Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N, & Munzinger, Urs. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*, 27: 346 – 353.
 7. Orri, J. C., & Darden, C. F. (2011). Technical report: reliability and validity of the isam 9000 isokinetic dynamometer. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1): 310 – 317.
 8. Patterson, L. A., & Spivey, W. E. (1992). Validity and Reliability of the LIDO Active isokinetic System, *J Orthop Sports Phys Ther* 15(1): 32 – 36.
 9. Requena, B., Requena, F., García, I., Saez-Saez de Villarreal, E., & Pääsuke, M. (2012). Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove™) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, (11): 115 – 122.
 10. Tsiros, M. D., Grimshaw, P. N., Shield, A. J., & Buckley, J. D. (2011). Test – Retest Reliability of the Biodex System 4 Isokinetic Dynamometer for Knee Strength Assessment in Paediatric Populations. *Journal of Allied Health*, 40(3): 115 – 119.
 11. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1): 231 – 240.

ESTUDIO II

Estudio II: Fiabilidad de dos protocolos incrementales de evaluación isocinéticos en el ejercicio de la flexión/extensión de caderas en mujeres sanas

Resumen

La musculatura de la cadera desempeña un importante papel en el control del plano transversal y frontal del fémur durante la locomoción. El ejercicio de la extensión de la cadera y la abducción/aducción son unos de los protocolos que más se evalúan tanto en investigación como en clínica. Los objetivos de este estudio fueron analizar qué protocolo de evaluación de la fuerza en régimen isocinético (agarre distal -tobillo- vs agarre proximal -rodilla-) representa mejor la acción de la extensión de la cadera y analizar la fiabilidad test-retest en las variables de pico de fuerza (PF) y trabajo (W). Un total de 20 participantes llevaron a cabo esta investigación. Todos los participantes eran del sexo femenino. La media y desviación estándar de la edad, peso y estatura fueron de 21 ± 3.9 años, 65 ± 11 kg, 166 ± 3.4 cm. Diferencias significativas fueron encontradas en ambas Variables (PF y W) entre el Protocolo 1 vs Protocolo 2 ($p < 0.05$) en los Días 1 y 2 de evaluación. No se encontraron diferencias entre el Día 1 vs Día 2 en ambos protocolos ($p < 0.05$). Los valores del Índice de Correlación Intraclase (ICC) del protocolo 1 fueron de un rango de entre 0.38 y 0.86. En el protocolo 2 el rango del ICC fue de entre 0.33 y 0.87. A la luz de los resultados obtenidos se puede decir que el ejercicio de extensión de cadera con agarre proximal representa mejor la fuerza de los grupos musculares implicados en esta acción.

Palabras clave: Tren inferior, evaluación de la fuerza, isocinéticos, Pico de Fuerza, Trabajo.

Introducción

La musculatura de la cadera desempeña un importante papel en el control del plano transversal y frontal del fémur durante la locomoción. El ejercicio de la extensión de la cadera y la abducción/aducción son unos de los protocolos que más se evalúan tanto en investigación como en clínica. Habitualmente, durante la realización de estos ejercicios bajo el modo isocinético, los valores de pico de fuerza (PF), trabajo (W) y potencia (P) del tren inferior son los más utilizados (Bera, Brown, Zinder, Noffal, Murray, & Garrett, 2007; Claiborne, Armstrong, Gandhi, & Pincivero, 2006; Kannus, 1999; Kollock, Van Lunen, Linza, & Onate, 2013; Pereira & Gomes, 2002). Por lo tanto, una de las

principales funciones de la evaluación isocinética de la musculatura de la cadera será conocer los valores de PF, W y P para evitar caídas y recuperar el equilibrio ante situaciones inestables. Además, debilidad y desequilibrios en la fuerza del glúteo mayor (GM) están asociados con lesiones en el miembro inferior, incluyendo el síndrome del dolor patelofemoral, roturas del ligamento cruzado anterior, e inestabilidades crónicas de tobillo (Powers, 2003; Friel, McLean, Mayers, & Caceres, 2006; Hewett, Myer, & Ford, 2006; Cichanowski, Schmitt, Johnson, & Niemuth, 2007). La debilidad en la musculatura del GM también lleva a posturas encorvadas, dificultad a la hora de andar, y necesita apoyos de la musculatura sinergista provocando otro tipo de desequilibrios funcionales. Por lo tanto, una reeducación neuromuscular específica del GM mediante fortalecimiento de esta musculatura es clínicamente recomendada dentro de los programas de rehabilitación para evitar o reducir el dolor de la parte baja de la espalda y evitar lesiones del tren inferior (Sun-Young, Hye-Seon, Ohyun, Heon-seock, & Boram, 2013). Por otro lado, las evaluaciones de este tipo de ejercicios deberían de ser fiables ya que una falta de fiabilidad en la medida puede acarrear consecuencias negativas en cuanto a la decisión a tomar, tanto en el diagnóstico como en el diseño de tratamientos específicos.

Normalmente, el ejercicio de la extensión de cadera se mide partiendo desde una posición anatómica, utilizando un rango de movimiento (ROM) absoluto de 90°. Para ello se emplean las manos para la fijación del tronco y estabilización del movimiento. Además, se suelen utilizar cinchas para inmovilizar y fijar el tronco a la base de sustentación del propio dispositivo isocinético (Bera et al., 2007; Boling, Padue, & Creighton, 2009; Scattone Silva, Veronese, Granado Ferreira, & Serrão). Esto, sin embargo, crea una situación demasiado analítica que puede no representar la realidad funcional de este conjunto de músculos, siendo más recomendable, incluso, utilizar modelos matemáticos diseñados para predecir la fuerza generada en estos movimientos (Erdemir, McLean, Herzogb, van den Bogert, 2006; Rückert & d'Avella, 2013; Van Den Bogert, Geijtenbeek, Even-Zohar, Steenbrink, & Hardin, 2013). La fuerza de los músculos de la cadera ha sido estudiada con el objeto de correlacionar su valor con desequilibrios funcionales que puedan llevar a provocar lesiones en el tren inferior. Hollman, Kolbeck, Hitchcock, Koverman, & Krause (2006) analizaron la fuerza de la cadera mediante acciones isométricas en la abducción y aducción, así como en la rotación interna y externa. Las correlaciones entre valores de fuerza frente al ángulo Q

de la rodilla y el arco plantar fueron de ($r = 0.35$, $p = 0.025$). Kollock, et al. (2013) compararon distintos ejercicios en los que participaban los principales músculos de la cadera con la finalidad de saber si una medida isométrica podía sustituir a la isocinética. Los resultados obtenidos apoyaban la idea de sustituir un valor isométrico a uno isocinético, recalándose el alto coste y la poca portabilidad de los sistemas isocinéticos frente a dispositivos de más fácil uso.

Cuando hacemos referencia al término fiabilidad se está hablando de la estabilidad de una medida durante múltiples mediciones (Hopkins, 2000). Generalmente, en ciencias de la salud se está interesado en obtener la fiabilidad mediante el procedimiento del test – retest (Weir, 2005). Bajo este punto de vista, si por ejemplo, se realiza una medición de una variable dependiente de un individuo en múltiples ocasiones, cuanto mayor índice de correlación Intraclase (ICC) se obtenga, más fiable será dicha medida. Además, conociendo los valores del error estándar de la medida (SEM), se estará proporcionando tanto la fiabilidad parcial como la fiabilidad absoluta de dicha variable. Boling et al. (2009) realizaron un trabajo de comparación de un protocolo de extensión de caderas en pacientes con y sin dolor patelofemoral. El ICC y SEM de la extensión de caderas para la variable de PF fue de 0.79 y 15.63 N y 0.89 y 15.01 N para la fase concéntrica y excéntrica, respectivamente. Por otro lado, Burnett, Betts, & King (1990) analizaron la fiabilidad del torque producido por un ejercicio isocinético de extensión de caderas en niños. Las velocidades testadas fueron de 30°/sec y 90 °/sec en dos días diferentes de evaluación. Los ICC obtenidos para la flexión y Extensión de la cadera a 30°/sec y 90°/sec fueron de 0.63, 0.75 y 0.68, 0.84, respectivamente. Los autores concluyeron que son muchos los factores que influyen en los test de fiabilidad, i.e. la ausencia de precisión a la hora de colocar el inicio y el fin del ROM, la evaluación por parte del mismo evaluador, son algunos de los factores más importantes a tener en cuenta.

Por lo tanto, debido a la ausencia de investigaciones que evalúen la fuerza de extensión de la cadera en un situación funcional, los objetivos de este estudio fueron (a) analizar qué protocolo de evaluación en un dispositivo isocinético (agarre distal -tobillo- vs agarre proximal -rodilla-) representa mejor la acción de la extensión de la cadera y (b) analizar la fiabilidad test–retest en las variables de trabajo y pico de fuerza.

Método

Participantes

Un total de 20 participantes llevaron a cabo esta investigación. Todos los participantes eran del sexo femenino. La media y desviación estándar de la edad, peso y estatura fueron de 21 ± 3.9 años, 65 ± 11 kg, 166 ± 3.4 cm. Previa realización de las pruebas de evaluación todos los participantes firmaron un consentimiento informado donde se les explicaron los riesgos y beneficios de la participación en la investigación. El procedimiento realizado fue aprobado por el comité ético de la Universidad de Granada.

Procedimiento

Todos los test fueron llevados a cabo en una clínica de fisioterapia (FisioSalud, España, Granada, Peligros). Previa realización de los test de evaluación isocinéticos, se explicó el procedimiento a cada uno de los participantes. Todos los voluntarios realizaron 2 sesiones de familiarización con los protocolos a realizar durante las sesiones de evaluación. Ningún participante tenía experiencia previa en la realización de test isocinéticos. Los participantes realizaron un calentamiento estandarizado que consistía en 5 minutos en una bicicleta estática más 2 series de 15 repeticiones del movimiento específico a evaluar (i.e. extensión de caderas a una velocidad de $0.50 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$). Una vez finalizado el calentamiento todos los participantes tuvieron 5 minutos de descanso e hidratación.

Test de Extensión de Caderas (TEC) en el sistema Haefni Health 1.0 (HHe1.0)

Todas las participantes fueron instruidas para ejecutar el ejercicio de extensión de cadera bajo las mismas condiciones mecánicas. Para ello se colocaron en posición anatómica de pie frente al dispositivo HHe1.0. La altura de la polea se ajustó para que el vector de resistencia fuese perpendicular a la columna por la que se desplaza el brazo con las poleas. La posición inicial se estableció con pies separados a la altura de las caderas, orientados al brazo de poleas, estando ésta en la bisectriz con respecto a la parte interna de los tobillos (maléolo interno). Para poder comparar las dos situaciones de evaluación (agarre distal -tobillo- vs agarre proximal -rodilla-), un ROM de 30 cm fue establecido previamente para todas las participantes. El cuerpo se debía mantener en todo momento erguido con brazos pegados a los costados y manos apoyadas en un soporte para no perder el equilibrio durante la prueba. Todas las evaluaciones fueron realizadas por el mismo investigador, el cual era responsable de poner a los

participantes en la posición correcta de evaluación. La ejecución consistía en una extensión de cadera con pierna de apoyo totalmente extendida y pierna de ejecución levemente flexionada (no se permitía flexiones mayores a 30°). A cada participante se le instruyó para que ejerciesen la máxima fuerza durante todo el ROM. Cada ejecución estaba compuesta por un movimiento de ida, o extensión (fase concéntrica) y otro de vuelta, o flexión (fase excéntrica). El protocolo de ejecución fue realizado en modo isocinético compuesto por 3 repeticiones (ida-vuelta/repetición) a cuatro velocidades constantes (0.15, 0.30, 0.45 y 0.60 m x s⁻¹). La selección de dichas velocidades fue debido al propósito de analizar cómo variaba el trabajo y el pico de fuerza en un protocolo isocinético incremental. La recuperación entre series (velocidades) fue de 1 minuto, en ambas piernas. Entre la realización de ambos protocolos un total de 10 minutos de recuperación fueron dejados. La media de las 3 repeticiones en cada uno de los test de fuerza fue usada para el análisis de los datos. De esta forma tratando de eliminar el efecto aprendizaje (primeras series) y la fatiga (últimas series).

El TEC se realizó bajo dos condiciones de agarres diferentes. Con agarre a la altura de la rodilla (test de agarre proximal). La cincha era colocada justo encima de la rótula envolviendo toda la pierna y con agarre a la altura del tobillo (test de agarre distal). La cincha era colocada justo por encima de los maléolos.

Dispositivos

Para realizar las evaluaciones de los test de fuerza un dispositivo isocinético fue utilizado (Haefni Health System, iVolution R&D, Granada, España). El sistema está diseñado conforme a unos requerimientos funcionales para la realización de actividad física activa, la cual se realiza mediante la variabilidad de la resistencia o velocidad que ofrece el sistema motor-reductor teniendo en cuenta la interacción de los participantes y guardando los parámetros para posterior tratamiento. La precisión de distancia máxima es de 1.5 mm y puede alcanzar una velocidad superior a los 1.50 m x s⁻¹. Tiene una precisión de carga de décimas de kilo con un margen de error ± 200 gr, teniendo una carga máxima de 700 N en movimientos concéntricos y 600 N en excéntricos. La unidad del tiempo son los ms y llegando a una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

Análisis estadístico

Todos los resultados fueron expresados como media y desviación estándar. El test de Kolmogorov–Smirnov fue realizado para analizar la normalidad. Todas las variables se distribuyeron de forma normal. Un análisis de varianza de medidas repetidas (ANOVA MR) fue realizado (Día [2] x Protocolo [2] x Orientación [2] x Velocidad [4]) por cada una de las variables dependientes medidas (PF y W). Los análisis de la fiabilidad fueron llevados a cabo utilizando la fórmula del Índice de Correlación Intraclase (ICC $_{2,1}$). El Error Estándar de la Medida (SEM) fue estimado utilizando la fórmula la siguiente fórmula: $SEM = \sqrt{MSe}$. Dónde MSe es la media cuadrática de los errores del ANOVA (Hopkins, 2000; Weir, 2005). El paquete estadístico SPSS (versión 20 para mac; SPSS Inc, Chicago, IL) fue utilizado para realizar los análisis.

Resultados

En las Tablas 1 y 2 se resumen los valores descriptivos (media \pm desviación) del PF y Trabajo del Día 2.

Tabla 1. Resumen descriptivos (media \pm desviación) de la variable Pico de Fuerza (PF) durante la evaluación realizada en el Día 2.

	Protocolo 1 (Tobillo)		Protocolo 2 (Rodilla)	
	PF ida (N)	PF vuelta (N)	PF ida (N)	PF vuelta (N)
Velocidad 1 (0.15 m x s⁻¹)	164 (48)	201 (50)	229 (84)	249 (73)
Velocidad 2 (0.30 m x s⁻¹)	170 (41)	237 (51)	244 (98)	291 (90)
Velocidad 3 (0.45 m x s⁻¹)	165 (37)	242 (51)	227 (84)	307 (94)
Velocidad 4 (0.60 m x s⁻¹)	167 (54)	250 (55)	226 (105)	322 (104)

Tabla 2. Resumen descriptivos (media \pm desviación) de la variable Trabajo (W) durante la evaluación realizada en el Día 2.

	Protocolo 1 (Tobillo)		Protocolo 2 (Rodilla)	
	Trabajo ida (N)	Trabajo vuelta (N)	Trabajo ida (N)	Trabajo vuelta (N)
Velocidad 1 (0.15 m x s⁻¹)	91 (21)	53 (12)	101 (20)	60 (12)
Velocidad 2 (0.30 m x s⁻¹)	95 (22)	60 (15)	109 (20)	67 (16)
Velocidad 3 (0.45 m x s⁻¹)	95 (25)	62 (17)	110 (25)	73 (17)
Velocidad 4 (0.60 m x s⁻¹)	96 (24)	64 (16)	111 (32)	77 (20)

Comparación Protocolo 1 vs Protocolo 2 en función del día (Día 1 vs Día 2)

Análisis de la variable Pico de Fuerza

El ANOVA MR mostró diferencias significativas en el efecto *protocolo* ($F [1, 19] = 16.174$; $\rho = 0.001$; $\eta^2 = 0.519$; $1-\beta = 0.964$) en la variable de PF. El valor medio de PF en función del Protocolo de evaluación, independientemente del resto de variable fue de 203 ± 10.29 N y 251 ± 16.57 N para el Protocolo 1 (Tobillo) y 2 (Rodilla), respectivamente.

El ANOVA MR mostró diferencias significativas en la interacción *día x protocolo* ($F [1, 19] = 11.780$; $\rho = 0.004$; $\eta^2 = 0.440$; $1-\beta = 0.894$). El post Hoc de Bonferroni mostró diferencias significativas ($p = 0.001$ y $p = 0.003$) para el Protocolo 1 (Tobillo) vs Protocolo 2 (Rodilla), en el Día 1 y 2, respectivamente. Los valores medios del PF

fueron mayores en el Protocolo 2 (Rodilla) 262 N vs 199 N y 240 vs 207, para los días 1 y 2, respectivamente.

Análisis de la variable Trabajo

El ANOVA MR mostró diferencias significativas en el efecto *protocolo* ($F [1, 19] = 18.154$; $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.548$; $1-\beta = 0.978$) en la variable de Trabajo. El valor medio de Trabajo en función del Protocolo de evaluación, independientemente del resto de variable fue de 76 ± 3.60 J y 92 ± 5.44 J para el Protocolo 1 (Tobillo) y 2 (Rodilla), respectivamente.

El ANOVA MR mostró diferencias significativas en la interacción *día x protocolo* ($F [1, 19] = 7.752$; $p = 0.014$; $\eta^2 = 0.341$; $1-\beta = 0.74$). El post Hoc de Bonferroni mostró diferencias significativas ($p = 0.001$ y $p = 0.000$) para el Protocolo 1 (Tobillo) vs Protocolo 2 (Rodilla), en el Día 1 y 2, respectivamente. Los valores medios del Trabajo fueron mayores en el Protocolo 2 (Rodilla) 95 ± 6.89 J vs 75 ± 3.54 J para el día 1 y 88 ± 4.92 J vs 76 ± 3.54 J para el día 2.

Comparación Día 1 vs Día 2 en función del Protocolo (Protocolo 1 vs Protocolo 2)

Análisis de la variable Pico de Fuerza

El ANOVA MR no mostró diferencias significativas el efecto *Día* ($F [1, 19] = 0.462$; $p = 0.507$; $\eta^2 = 0.030$; $1-\beta = 0.098$) en la variable de PF. El valor medio de PF en función de los Protocolos de evaluación 1 y 2, independientemente del resto de variable fue de 199 ± 9.16 N, 206 ± 20.16 N y 262 ± 20 N, 240 ± 15.52 N para los Días 1 y 2, respectivamente

El ANOVA MR no mostró diferencias significativas en la interacción *Protocolo x Día* ($p = 0.475$ y $p = 0.125$) para la comparación del Protocolo 1 (Tobillo) y 2 (Rodilla) en el Día 1 vs Día 2, respectivamente.

Análisis de la variable Trabajo

El ANOVA MR no mostró diferencias significativas el efecto *Día* ($F [1, 19] = 0.462$; $p = 0.502$; $\eta^2 = 0.031$; $1-\beta = 0.099$) en la variable de Trabajo. El valor medio de Trabajo en función del Día de evaluación, independientemente del resto de variable fue de 85 ± 4.88 J y 83 ± 4.5 J para el Día 1 y 2, respectivamente

El ANOVA MR no mostró diferencias significativas en la interacción *Protocolo x Día* ($p = 0.680$ y $p = 0.191$) para la comparación del Protocolo 1 (Tobillo) y 2 (Rodilla) en el Día 1 vs Día 2, respectivamente.

Análisis de la Fiabilidad del Protocolo 1 (Agarre Distal_Tobillo)

En la Tabla 3 se resumen el ICC del Protocolo 1 (Agarre Distal Tobillo) en todas las condiciones evaluadas.

Tabla 3. Valores del Índice de Correlación Intraclass (ICC) y Error Estándar de la Medida (SEM) para todas las condiciones evaluadas en el Protocolo 1 (Tobillo).

Día 1	Día 2	Orientación	Variable	ICC (SEM, [N]) Vel 1	ICC (SEM, [N]) Vel 2	ICC (SEM, [N]) Vel 3	ICC (SEM, [N]) Vel 4
Protocolo 2	Protocolo 2	1	PF	0.55 (53)	0.33 (72)	0.65 (50)	0.63 (62)
Protocolo 2	Protocolo 2	2	PF	0.59 (49)	0.71 (55)	0.74 (57)	0.74 (60)
Protocolo 2	Protocolo 2	1	W	0.71 (16)	0.72 (20)	0.78 (17)	0.83 (20)
Protocolo 2	Protocolo 2	2	W	0.58 (11)	0.59 (15)	0.72 (13)	0.87 (12)

*Abreviaciones = Índice de Correlación Intraclass (ICC), Error Estándar de la Medida (SEM), Velocidad (Vel), Orientación 1 = ida, Orientación 2 = vuelta

Análisis de la Fiabilidad del Protocolo 2 (Agarre Proximal_Rodilla)

En la Tabla 4 se resumen el ICC del Protocolo 2 (Agarre Proximal_Rodilla) en todas las condiciones evaluadas.

Tabla 4. Valores del Índice de Correlación Intraclass (ICC) y Error Estandar de la Medida (SEM) para todas las condiciones evaluadas en el Protocolo 2 (Rodillas).

Día 1	Día 2	Orientación	Variable	ICC (SEM) Vel 1	ICC (SEM) Vel 2	ICC (SEM) Vel 3	ICC (SEM) Vel 4
Protocolo 1	Protocolo 1	1	PF	0.52 (41)	0.38 (56)	0.55 (43)	0.76 (49)

Protocolo 1	Protocolo 1	2	PF	0.56 (40)	0.69 (40)	0.63 (50)	0.68 (45)
Protocolo 1	Protocolo 1	1	W	0.56 (15)	0.76 (12)	0.83 (12)	0.82 (12)
Protocolo 1	Protocolo 1	2	W	0.57 (11)	0.72 (9)	0.68 (10)	0.79 (9)

*Abreviaciones = Índice de Correlación Intraclase (ICC), error estándar de la medida (SEM), Velocidad (Vel), Orientación 1 = ida, Orientación 2 = vuelta

Discusión

Uno de los principales objetivos de este trabajo fue analizar qué Protocolo (agarre distal -tobillo- vs agarre proximal -rodilla-) realizado en un dispositivo isocinético representaba mejor la acción de extensión de cadera (fase concéntrica-excéntrica) realizado desde una posición funcional. Además, otro de los objetivos fue analizar la fiabilidad test – retest de las variables de PF y W de ambos protocolos de evaluación.

La principal aportación de este trabajo es la realización del protocolo de extensión de cadera desde una posición erguida. La mayoría de trabajos encontrados en la bibliografía existente sobre el tema (Bera et al., 2007; Baldon, Lobato, Carvalho, Santiago, Benze, & Serrão, 2011; Boling et al., 2009; Pua, Wrigley, Cowan, & Bennell, 2008; Tourville, Smith, Shultz, Vacek, Slauterbeck, Johnson, & Beynnon, 2013) han evaluado el ejercicio de la extensión de cadera desde una posición tumbada. Bajo nuestro punto de vista, la evaluación del ejercicio de la extensión de cadera desde una posición tumbada no representa la realidad biomecánica en cuanto a la utilización de la musculatura de la cadera. En cierto modo, la evaluación resulta aislada y analítica, puesto que no se está teniendo en cuenta su función estabilizadora además de la participación de las diferentes cadenas musculares. Por otro lado, en otros trabajos (Clairbone, Timmons, & Pincevero, 2009; Kollock et al., 2013) han realizado la evaluación de dicho ejercicio partiendo desde una posición bípeda. De la misma manera, en nuestra investigación se he partido desde una posición bípeda además de utilizar un estabilizador para asegurar una posición erguida del tronco (ver Figura 1). Con la utilización del dispositivo HHe1.0 esta ha sido la primera vez que se ha evaluado la fuerza máxima dinámica de la musculatura extensora de la cadera con un sistema isocinético con vector de fuerza lineal. Desde un punto de vista puramente muscular, la acción que se genera como consecuencia de la realización del Protocolo 2 (Agarre Proximal_Rodilla) provoca mayores valores de PF y W (ver Tabla 1), tanto en la fase

concéntrica como en la excéntrica. Una posible explicación sea que durante la realización de este Protocolo 2 (Agarre Proximal_Rodilla) no interfiere otra musculatura y palancas más que la que estamos interesados en evaluar, esto es los músculos extensores de la cadera. Además, al estar en una posición funcional, como la bípeda, los músculos sinergistas-estabilizadores de la cadera consiguen una ejecución más firme. En cambio, durante la realización del Protocolo 1 (agarre distal -tobillo-) el principal problema a la hora de la estandarización fue el mantener siempre el mismo ángulo de la articulación de la rodilla, lo cual hace que aumente la variabilidad en la estandarización del gesto. Aunque cabe destacar que no se encontraron diferencias significativas en las comparación del protocolo 1 en ambos días de evaluación.

En cuanto a los análisis de la fiabilidad test – retest de las variables de PF y W (ver Tabla 3 y 4), los resultados han mostrado una escasa-moderada fiabilidad. Realizando un análisis pormenorizado, a excepción de la velocidad de $0.30 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$, los análisis de fiabilidad, analizados mediante el ICC, varían de un rango entre 0.52 y 0.83, es decir, una MODERADA-BUENA fiabilidad. Por otro lado, el SEM obtenido para ambas variables en todas las condiciones de evaluación muestra un bajo error de la medida. Lo que nos puede indicar que aunque la fiabilidad presentada mediante el ICC fue moderada, e incluso en algunas condiciones bajas, el SEM obtenido fue bajo proporcionando una buena fiabilidad para las medidas del PF y W en ambos protocolos de evaluación. Cabe destacar que no se encontraron diferencias significativas ($p = 0.475$, $p = 0.125$ y $p = 0.680$, $p = 0.191$) ni en la variable de PF, ni en la de W en la interacción *protocolo x día*, para el protocolo 1 y 2, respectivamente. Esto nos podría indicar que junto a los análisis de la fiabilidad, que el ejercicio de la extensión de cadera en las fases concéntrica/excéntrica son estables tras múltiples mediciones consecutivas. Estudios como los de Clairbone et al. (2009) también evaluaron la fuerza de extensión de cadera en posición bípeda con tronco erguido. En este caso, la cadera fue fijada mediante cinchas para estabilizar la pelvis durante cada ejecución. Los valores de ICC para la extensión fueron de 0.90 y 0.76 (fase concéntrica y excéntrica) para la pierna derecha y de 0.80 para la pierna izquierda, tanto para la fase concéntrica y excéntrica. Los valores de ICC para la flexión de caderas fueron de 0.83, 0.90 y 0.82, 0.74, fase concéntrica y excéntrica para las piernas derecha e izquierda, respectivamente. Burnett, Filusch, & King (1990) fueron uno de los primeros que evaluaron la fuerza de la musculatura extensora de la cadera en niños con dinamometría isocinética con un ICC de 0.68 y 0.84

a 30°/s y 90°/s, respectivamente. Nadler, DePrince, Hauesien, Stitik, & Price (2000) obtuvieron una fiabilidad de 0.94 – 0.98 con un dinamómetro portátil, con CV menor del 9 %. Este procedimiento ha sido utilizado en otras investigaciones, como en la de Pua et al. (2008) en donde evaluaron la extensión de cadera en la misma posición (ICC = 0.84 – 0.97). En todos estos estudios la posición de evaluación del ejercicio de la flexión/extensión de la cadera fue colocando a los sujetos tumbados supino, concluyendo que la fuerza puede ser evaluada con buena y muy buena fiabilidad. A diferencia de todos los estudios mencionados anteriormente (Clairbone et al., 2009, Kollock et al., 2013; Sakamoto, Teixeira-Salmela, de Paula-Goulart, de Morais Faria, Guimaraes, 2009), en nuestra investigación el ejercicio de la extensión de caderas fue evaluado partiendo desde una posición anatómica. La principal ventaja de esta posición es su semejanza a la hora de ejercer fuerza comparado con una situación real. Aunque por otro lado, al realizar este tipo de evaluación desde dicha posición, se debe de ser cautos a la hora de estandarizar el gesto de evaluación puesto que la más mínima variación de posición puede generar distorsiones en la medida. Las principales amenazas a la fiabilidad del protocolo de evaluación son (a) estandarizar la posición inicial y final del gesto utilizando un goniómetro, de esta forma, independientemente de la longitud del segmento a valorar todas las evaluaciones se realizarán realizando el mismo ángulo (b) la familiarización con el gesto de evaluación. Al realizarse un protocolo de evaluación continuo (fase excéntrica-concéntrica) el sujeto debe de estar muy concentrado durante la realización de cada una de las repeticiones, (c) el agarre de las manos durante la ejecución del gesto debe ser controlado. Una excesiva transmisión de fuerza del complejo brazo-tronco puede contaminar demasiado la medida y por último (d) todas las posiciones deben de ser controladas por el mismo investigador.

Desde un punto de vista cinético y cinemático, los resultados presentados en este trabajo avalan la selección del agarre realizado en el Protocolo 2 (agarre proximal) para la evaluación del ejercicio de la extensión de caderas. Futuras investigaciones son necesarias incluyendo dispositivos electromiográficos para analizar el patrón de reclutamiento del conjunto de la musculatura del tren inferior, tanto en la acción principal de extensión de cadera, como en la estabilización de la posición por parte de la musculatura sinergista. Esta información puede ser relevante de cara a predecir déficits de coordinación neuromuscular (con su consecuente alto potencial a sufrir ciertas

patologías) que activen mecanismos correctores inapropiados tanto en la musculatura baja de la espalda como en el tren inferior.

Conclusiones

Los resultados obtenidos indican, por un lado, que el protocolo que mejor representa la acción de la extensión de caderas sin la participación de otra musculatura implicada en la acción de la extensión de la cadera es el Protocolo 2 (Agarre Distal_Rodilla). Por otro lado, los análisis de la fiabilidad test – retest de ambos protocolos de evaluación mostraron que tanto la variable de PF como la de W son más estables durante la realización del Protocolo 2 (Agarre Proximal_Rodilla). Finalmente se debe recalcar la importancia de un buen procedimiento de estandarización de las posiciones de evaluación para evitar efectos negativos adversos durante la obtención de los datos.

Limitaciones

Una de las principales limitaciones de este estudio fue que para poder comparar la variable de trabajo un ROM de 30 cm se estableció para todos los participantes, sin tener en cuenta la longitud de sus segmentos del tren inferior.

Agradecimientos

Nos gustaría agradecer a Rafael Ortega, responsable de la clínica Fisiosalud (Peligros, Granada, España) por su disponibilidad a la hora de prestarnos las instalaciones para poder realizar la toma de datos.

Referencias

1. Baldon, R. M, Lobato, D. F., Carvalho, L. P., Santiago, P. R., Benze, B. G. & Serrão, F. V (2011). Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. *J Appl Biomech*, 27(3): 223 -232.
2. Bera, S. G., Brown, L. E., Zinder, S. M., Noffal, G. J., Murray, D. P., & Garrett, N. M. (2007). The effects of velocity – Spectrum Training on the Ability to Rapidly Step. *J Strength Cond Res*, 21(4): 1101 – 1107.

3. Boling, M. C., Padue, D. A., & Creighton, R. A. (2009). Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train*, 44(1): 7 – 13.
4. Burnett, C. N., Filusch, E., & King, W. M. (1990). Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in Young boys. *Physical Therapy*, 70(4), 224 – 249.
5. Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J., & Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8), 1227-1232.
6. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech*, 22(1):41 – 50.
7. Claiborne T., Timons, M. K., & Pinciveiro, D. M. (2009). Test – Retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J Electromyogr Kinesiol*, 19: 345 – 352.
8. Erdermir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2006). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech*, 22: 131 – 154.
9. Friel, K., McLean, N., Myers, C., & Caceres, M. (2006). Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. *J Athl Train*, 41(1), 74-78.
10. Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med*, 34(2): 299-311.
11. Hollman, J. H., Kolbeck, K. E., Hitchcock, J. L., Koverman, J. V., & Krause, D. A. (2006). Correlations Between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. *J Sport Rehabil*, 15(1): 12 – 23.
12. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 30: 375–381.
13. Kannus, P. (1999). Isokinetic evaluation of muscular performance. *Int J Sports Med*, 15 Suppl 1: S11 – 8.
14. Kollock Jr., R. O., Van Lunen, B., Linza, J., & Onate, J. A. (2013). Comparison of isometric portable fixed dynamometry to isokinetic dynamometry for assessment of hip strength. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 18(6), 1 – 6.

15. Nadler, S. F., DePrince, M. L., Hauesien, N., Malanga, G. A., Stitik, T. P., Price, E. (2000). Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(8): 1072 – 1076.
16. Powers, C.M. (2003) The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11): 639 – 646.
17. Pereira, M. I. R., & Gomes, P. S. C. (2002). Movement Velocity in Resistance Training. *Sports Med*, 33(6): 427 – 438.
18. Pua, Y., Wrigley, T.W., Cowan, S.M., Bennell, K.L. (2008). Intrarater Test-Retest Reliability of Hip Range of Motion and Hip Muscle Strength Measurements in Persons With Hip Osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(6): 1146–1154.
19. Rückert, E., & d'Avella, A. (2013). Learned parametrized dynamic movement primitives with shared synergies for controlling robotic and musculoskeletal systems. *Front Comput Neurosci*, 17(7): 138.
20. Sakamoto, A. C., Teixeira-Salmela, L. F., de Paula-Goulart, F. R., de Moraes Faria, C. D., Guimaraes, C. Q. (2009). Muscular activation patterns during active prone hip extension exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(1): 105 – 112.
21. Scattone Silva, R., Veronese, L. M., Granado Ferreira, A. L., & Serrão, F. V. (2013). The influence of forefoot varus on eccentric hip torque in adolescents. *Manual Therapy*, 18(6), 487-491.
22. Sun-Young, K., Hye-Seon, J., Ohyun, K, Heon-seock, C., & Boram, C. (2013). Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions. *Manual Therapy*. 18 (4): 303-307.
23. Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Vacek, P. M., Slauterbeck, J. R., Johnson, R. J., & Beynnon, B. D. (2013). Reliability of a New Stabilized Dynamometer System for the Evaluation of Hip Strength. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 5(2), 129-136.
24. Van Den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., & Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(10): 1069-1077.

25. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1): 231 – 240.

FUTURAS
INVESTIGACIONES

FUTURAS INVESTIGACIONES

Numerosas investigaciones pueden ser realizadas a partir de la presente Tesis Doctoral. A continuación se enlistan las cuestiones y paradigmas que pueden ser tratados en futuras investigaciones a lo largo de la presente línea de investigación, siguiendo un orden cronológico:

1. Implementación de diferentes dispositivos (i.e. electromiografía, electroestimulación, goniómetros) dentro del sistema Haefni Health. Uno de los principales objetivos del sistema Haefni Health es evaluar y entrenar las diferentes manifestaciones de la fuerza. Centrándonos en la parte de evaluación, la implementación de señales electromiográficas podrá ayudar a la hora de conocer más en profundidad el funcionamiento de un músculo “sano” o “lesionado”. Por un lado, ayudará a diagnosticar con mayor eficacia las posibles lesiones musculares, mientras que por otro lado, se podrá controlar con mayor exactitud los cambios a nivel de rendimiento que se produzcan tras las diferentes sesiones de trabajo. Desde el punto de vista del entrenamiento, la implementación con dispositivos de electroestimulación proporcionará un trabajo con mayor calidad de estímulo tanto para el proceso de rehabilitación funcional como para el proceso de entrenamiento. En esta misma línea, la implementación con otros dispositivos como los goniómetros electrónicos permitirá al especialista conocer en todo momento las angulaciones producidas por los usuarios.
2. En la presente Tesis Doctoral se ha estandarizado el ejercicio de la extensión de caderas en una muestra femenina (Parte 2). En futuras investigaciones deberán tratarse la estandarización de las diferentes posiciones corporales en otros ejercicios como la flexión y la extensión de la rodilla, ejercicios de abducción-adducción, etc.

APLICACIONES PRÁCTICAS

APLICACIONES PRÁCTICAS



XCONCURSO NACIONAL DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO EN SALUD FONIS 2013

COMISIÓN NACIONAL DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y TECNOLÓGICA - MINISTERIO DE SALUD

MUJER SANA 3.0: Plan integral para la promoción de la salud y prevención de enfermedades crónicas del siglo XXI en la mujer chilena.



La evaluación de los pre-proyectos se realizará en base a las presentaciones realizadas en este formulario (Versión Oficial Única 2013), los que deben ser completados de acuerdo a las especificaciones establecidas en las Bases del Concurso y siguiendo las indicaciones de completitud del formulario.

**X° CONCURSO NACIONAL DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN Y
DESARROLLO EN SALUD
FONIS 2013**

Instrucciones generales para el llenado de este Formulario:

- Complete el formulario **sólo en español**
 - Tipo de letra Times New Roman o Arial, tamaño no menor de 12
 - El tamaño de los espacios se extenderá en la medida que usted lo vaya llenando
 - La extensión indicada como máxima para cada punto será tomada en consideración al momento de la evaluación, por lo que con el objetivo de garantizar la igualdad de condiciones de postulación, el texto que sobrepase la extensión señalada no será considerado por el panel de evaluadores del pre-proyecto
 - Una vez completo el formulario, guárdelo en formato pdf para ser enviado al concurso a través de la plataforma de postulación
 - Al final de este formulario encontrará una declaración Jurada Simple, la que debe llenar según usted como Investigador/a Principal, se encuentre o no postulando a otro Fondo Concursal del Estado Chileno, en forma paralela a su postulación al X Concurso FONIS
 - Las instrucciones pueden ser eliminadas en el documento final
-
- **TITULO DEL PROYECTO**
Debe ser breve e informativo, de modo que refleje bien pero resumidamente, el tema a desarrollar. Es deseable que el título aluda al diseño implementado.
(Extensión máxima 300 caracteres incluidos los espacios)

MUJER SANA 3.0: Plan integral para la promoción de la salud y prevención de enfermedades crónicas del siglo XXI en la mujer chilena.

“La mujer como eje o pilar de la educación para la salud: Aprendemos más imitando a aquellos que amamos y admiramos” E.P.

- **RESUMEN DEL PROYECTO**

Ingrese el resumen general de su propuesta.
(Extensión máxima 330 palabras)

Introducción: En el momento actual el número de causas de muerte por enfermedades crónicas ha aumentado exponencialmente. Estudios recientes muestran que las enfermedades cardiovasculares y el cáncer son las principales causas de muerte en la sociedad chilena. Con el presente proyecto se pretende abordar esta problemática social desde una perspectiva integral, centrada en la promoción de la salud y prevención de enfermedades crónicas del SXXI en la mujer. Nuestro enfoque sitúa a la mujer como eje principal para impulsar hábitos y estilos de vida saludables.

Objetivo: Impulsar el papel central de la mujer en la sociedad a través de un Plan Integral orientado a la promoción de hábitos saludables y prevención de enfermedades crónicas. Todo ello se llevará a cabo utilizando el potencial ofrecido por las nuevas tecnologías. Permitiendo de este modo, un fácil acceso y una mayor difusión, por un lado, de cómo adquirir conductas y hábitos de vida saludables. Mientras que por otro lado, favorecer sinergias positivas que induzcan patrones de vida saludables.

Procedimiento: A través de un ciclo en espiral se pretende secuenciar una actuación de trabajo sistemático donde exista un análisis de la situación actual (estudios epidemiológicos), introducción de un plan de intervención (plan de actuación) y seguido de un procesamiento de la información. Ésta servirá para retroalimentar el sistema y para tomar decisiones que sirvan de guía para futuras actuaciones.

Conclusión: Es necesario un programa nacional que ayude a transmitir los valores necesarios que cambien las conductas asociadas a los estilos de vida no saludables. El proyecto Mujer Sana 3.0 es una buena fórmula para alcanzar los objetivos nacionales relacionados con la salud pública.



- **DESCRIPCIÓN DEL PRE-PROYECTO**

En base a este capítulo se evalúa la Concordancia con los lineamientos generales establecidos en las Bases del Concurso, la pertinencia y relevancia del tema a ser estudiado para la salud de la población en Chile.

3.1.-ANTECEDENTES, MARCO TEÓRICO Y JUSTIFICACIÓN DEL PRE-PROYECTO.

¿Cuál es el problema que se quiere estudiar, cuál es su relevancia para los objetivos sanitarios del país o respecto a los lineamientos generales de la convocatoria? ¿Cuánto se sabe del problema y cómo aportará el proyecto propuesto a la resolución del problema existente? No olvide señalar los enfoques actualmente vigentes, puede citar hasta 5 referencias actualizadas que apoyen la pertinencia y oportunidad de la propuesta, y el vacío de conocimiento que justificaría la realización de la investigación propuesta. Describa también cómo el resultado o producto final contribuirá a la resolución del problema planteado.

(Extensión máxima 2 páginas)

En la actualidad, hemos asistido a importantes cambios demográficos, sociales, culturales, políticos y económicos en nuestra sociedad. El envejecimiento acelerado de la población, acompañado de una modificación de hábitos alimentarios y cambios en el estilo de vida, han configurado un nuevo perfil de salud caracterizado por el incremento de mortalidad de enfermedades crónicas no transmisibles (ENT).

La magnitud en términos de morbilidad de las ENT y siguiendo la tendencia mundial, la enfermedad cardiovascular (CVD) se presenta como la principal causa de muerte en Chile¹. Estos datos son confirmados a través de los últimos informes epidemiológicos extraídos de la Encuesta Nacional de Salud² que sitúan a la CVD como la primera causa de muerte, constituyendo alrededor del 30%.

Adicionalmente, factores asociados al predominio de estilos de vida poco saludables entre los que destaca el sedentarismo (86% de la población), el consumo de tabaco (40,6%), y los inadecuados patrones de alimentación, constituye un marco favorecedor e idóneo para el desarrollo de otras enfermedades en su mayoría evitables tales como la obesidad. Un estudio en el 2013 según la OMS revela que, nuestro país ocupa el noveno puesto en el ranking de los diez países, que presenta mayor obesidad en el mundo, con un IMC promedio nacional de 27,8 (siendo 27,1 para los hombres y, 28,5 para las mujeres). La preocupación por la obesidad radica no solo por sus efectos directos sobre la salud y calidad de vida de las personas, sino además por sus factores asociados con las principales ENT.

Siguiendo esta línea, la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE) indica que nuestro país ocupa el sexto lugar con mayor obesidad infantil. Así mismo, en la actualidad esta cifra alcanza alrededor de 23% en la población. Según Clark, Goyder, Bissell, Blank y Peters (2007)³, afirman que el patrón de conducta alimentaria familiar tiene un papel relevante en el comportamiento de alimentación del niño, constituyendo un factor modificable para la prevención de la obesidad infantil. En este contexto, las madres tienen una gran responsabilidad, ya que señalan que las mujeres que inician su embarazo con sobrepeso tienen aproximadamente el doble de probabilidades de que sus hijos tengan sobrepeso en la adolescencia, riesgo que se eleva a 5 veces si la madre inicia su embarazo con obesidad. Además, el

aumento de la adiposidad al nacer puede predisponer a estos niños a un mayor riesgo de obesidad ⁴.

En relación a las mujeres chilenas en edad fértil, las estadísticas muestran que la prevalencia de exceso de peso es de un 63,9% y en las embarazadas es de un 32%, lo que puede explicar en gran medida las altas cifras de obesidad infantil ⁵. Por lo tanto, sería importante resaltar la importancia del papel de la mujer en nuestra sociedad como eje central en la transmisión de valores, estilos de vida, así como principal vehículo de conocimiento en nuestra sociedad.

Desafíos como éste y otros que surgen de la situación epidemiológica actual implican nuevos enfoques metodológicos y el desarrollo de herramientas que permitan conocer el estado de salud de las mujeres desde una perspectiva integral. Siguiendo esta línea de pensamiento, la valoración del estado de la salud debería dirigirse hacia un enfoque centrado en la educación, estrategias de prevención eficaces, disponibilidad de pruebas de diagnóstico, y manejo de la enfermedad en sus estados incipientes.

Considerando lo anteriormente expuesto, el presente proyecto proporciona una herramienta multidisciplinar basada en un conjunto de instrumentos de evaluación de apoyo al personal sanitario que permitirán identificar, valorar su salud. Además, será abordado por un equipo multidisciplinario en el área de salud pública, por lo que contribuirá a desarrollo de los lineamientos generales establecidos en la presente convocatoria.

Además, el diseño e implementación de esta herramienta facilita la evaluación del estado de salud de la mujer en los distintos cambios a lo largo de su vida, proporcionando información útil sobre el nivel de salud existente y disminuir el riesgo de padecer futuras enfermedades. De la misma manera, esta herramienta incitará a tomar decisiones más adecuadas en los programas y estrategias de salud que se implementen, y realizar intervenciones a las mujeres desde edades más tempranas, impulsando la promoción de la salud y calidad de vida de la población. Además de la concienciación y educación dirigida a adquisición de hábitos y estilos de vida saludables como eje transversal a otras líneas estratégicas que actúan sobre enfermedades crónicas cardiovasculares, obesidad, cáncer, artrosis, osteoporosis, frecuentes entre la población chilena.

REFERENCIAS

1. World Health Organization. The Global Health Observatory. 2012; Available at: <http://www.who.int/gho/en/index.html>. Accessed 9 November 2012.
2. Gobierno de Chile. Ministerio de Salud. (2011). Encuesta Nacional de Salud 2010-2011, ENS. [http:// www.encuestasalud.cl](http://www.encuestasalud.cl)
3. Clark, H., Goyder, E. Bissell, P., Blank, L. y Peters, J. (2007). How do parents' child-feeding behaviours influence child weight? Implications for childhood obesity policy. *J Public Health*, 29(2),132-141.
4. Josefson, J., Hoffmann, J., y Metzger, B., (2013). Excessive weight gain in women with a normal pre-pregnancy BMI is associated with increased neonatal adiposity. *Pediatric Obesity*, 8(2),e33-e36.
5. Ministerio de Salud (2009). Situación nutricional en el sistema público de salud 2007-2009

3.2.- PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

Formule la pregunta de investigación que origina el estudio, de manera precisa y clara, de tal forma que no exista ambigüedad respecto a la respuesta que se espera encontrar con la investigación planteada.

¿Puede un programa de intervención integral para la promoción de la salud y prevención de las enfermedades reducir los factores de riesgo asociados a las principales enfermedades no transmisibles?

3.3.- HIPÓTESIS O SUPUESTOS DE INVESTIGACIÓN

Formule claramente el o los supuesto(s) de investigación o la(s) hipótesis de la propuesta que ha sido formulada, que son los que orientan el propósito de la investigación, señalando de manera explícita el enfoque u orientación de la investigación.

(Extensión máxima 1/2 página)

Hipótesis_1: *Efecto de un programa de intervención integral en la mejora de los parámetros y marcadores principales de salud de la mujer chilena.*

Hipótesis_2: *Efecto positivo de un programa de intervención integral en la reducción de los factores de riesgo asociados a las ENT.*

Hipótesis_3: *Efecto del programa Mujer Sana 3.0 sobre la modificación de conductas para la adquisición de los hábitos de vida saludables.*

Hipótesis_4: *Análisis del impacto económico que supone el programa Mujer Sana 3.0 en la sanidad pública chilena.*

3.4.- OBJETIVOS: General/Específicos

Enuncie en este punto el Objetivo General y los Objetivos Específicos de la propuesta, si los hubiera (en lo posible no más de 5).

(Extensión máxima 1/2 página)

Objetivo General:

Generar un Plan Integral de promoción de la salud y prevención de enfermedades crónicas del S.XXI en la mujer.

Objetivos Específicos:

- 1. Conocer el estado de salud de la mujer chilena desde una perspectiva integral (psicológico, médico, social, cultural).*
- 2. Desarrollar un instrumento que facilite la evaluación, control y diagnóstico para el seguimiento del estado de salud integral de la mujer.*

3. *Diseñar una plataforma web y herramientas digitales que optimicen la captación o recogida, almacenaje y gestión de la información válida del plan integral Mujer Sana 3.0.*
4. *Potenciar el papel de la mujer en la sociedad chilena como pilar fundamental de transmisión de valores en la educación para la salud.*

- **METODOLOGÍA: Descripción diseño metodológico**

Señale las características esenciales del diseño metodológico: describa el diseño de la investigación y los métodos que planea utilizar para abordar los objetivos del proyecto; la población de donde provendrán los participantes; los criterios de selección de los participantes; el cálculo y tamaño de la muestra; las técnicas de recolección de la información y el plan de análisis de los datos. Señale los aspectos relevantes del diseño para dar respuesta al problema de investigación planteado y para la viabilidad del proyecto. En esta etapa del concurso no incluya detalles sobre procedimientos.

(Extensión máxima 1 página)

Descripción del diseño y métodos:

En el presente estudio se plantean dos tipos de diseños que dará a conocer el efecto real del programa de intervención Mujer Sana 3.0. en la sociedad chilena. Durante los dos años de estudio se llevará a cabo un estudio de cohortes (Estudio 1: Longitudinal de Evolución de Grupo), a la vez que se realizarán diferentes programas de intervención con diseños experimentales Pre-Post (ver Fig. 2).

Estudio 1: Longitudinal de evolución de grupo (Cohorts)

En este se examinarán los cambios a través del tiempo en los grupos específicos seleccionados por: Edad, Nivel Socioeconómico, Número de Hijos, Historial Médico. Los datos que se pretenden sacar de este estudio son fundamentalmente los relacionados con los indicadores o predictores de las ENT. Este estudio tendrá una duración de dos años, que es el tiempo estimado de duración para todo el proyecto que aquí se presenta.

Estudio 2: Experimental Pre-Post con varios Grupos Experimentales y un Grupo Control.

En primer lugar, es necesario matizar que no se trata de un sólo estudio, sino que se agrupan un conjunto de estudios donde se manipularan las diferentes variables independientes que permitirán observar el efecto del programa *Mujer Sana 3.0* en sus diferentes apartados o ámbitos de actuación. Es decir, desde la perspectiva de la variables sociales (se analiza el impacto del proyecto a nivel social) hasta las variables relacionadas con la salud integral de la mujer (se tienen en cuenta diferentes marcadores que muestran por ejemplo si ha mejorado o no la funcionalidad de la musculatura de la postura, la fuerza de los músculos de la marcha, la densidad ósea, etc.).

En segundo lugar, destacar los Grupos Intervención MS3.0, con GC y “n” GE (Dependiendo de la financiación del proyecto)

- Población: mujeres de Chile. Muestra representativa, que a su vez se dividirán al azar o por asignación aleatoria. En general, todos los grupos tendrán inicialmente el mismo número de participantes.

- Criterios de selección de la muestra: edad; ocupación; clase social; número de hijos; medicación; patologías o enfermedades; frecuencia de actividad física.

Todos estos datos serán registrados a través de cuestionarios, gestionados a través de la plataforma web diseñada para el proyecto. El tamaño de la muestra se seguirá el siguiente procedimiento:

1. Establecer el nivel de confianza o seguridad ($1-\alpha$). El nivel de confianza prefijado da lugar a un coeficiente (Z_{α}). Para una seguridad del 95% = 1.96, para una seguridad del 99% = 2.58.
 2. Determinar la precisión que deseamos para nuestro estudio.
 3. Obtener un valor aproximado del parámetro que queremos medir (en este caso una proporción). En caso de no tener dicha información utilizaremos el valor $p = 0.5$ (50%).
- Técnicas de recolección de la información: Todos los datos serán debidamente almacenados en una base de datos a la que cualquier investigador asociado al proyecto podrá acceder para hacer las consultas e informes necesarios.
 - Plan análisis de los datos: Los datos serán tratados con diferentes paquetes estadísticos. Dependiendo de la finalidad del estudio que se esté realizando en cuestión se utilizará la última versión de SPSS, al igual que para estudios de tendencias podrá ser utilizado el MatLAB.

Por último, todos los resultados del proyecto estarán disponibles en la Página Web y en la Plataforma que se diseñará para la gestión y difusión del mismo.

- **FLUJOGRAMA**

A continuación (Fig.1) se representa un diagrama de flujo con las actividades que se desarrollarán en el proyecto, así como las fases del estudio (investigaciones) que intervendrán en el mismo (Fig.2).

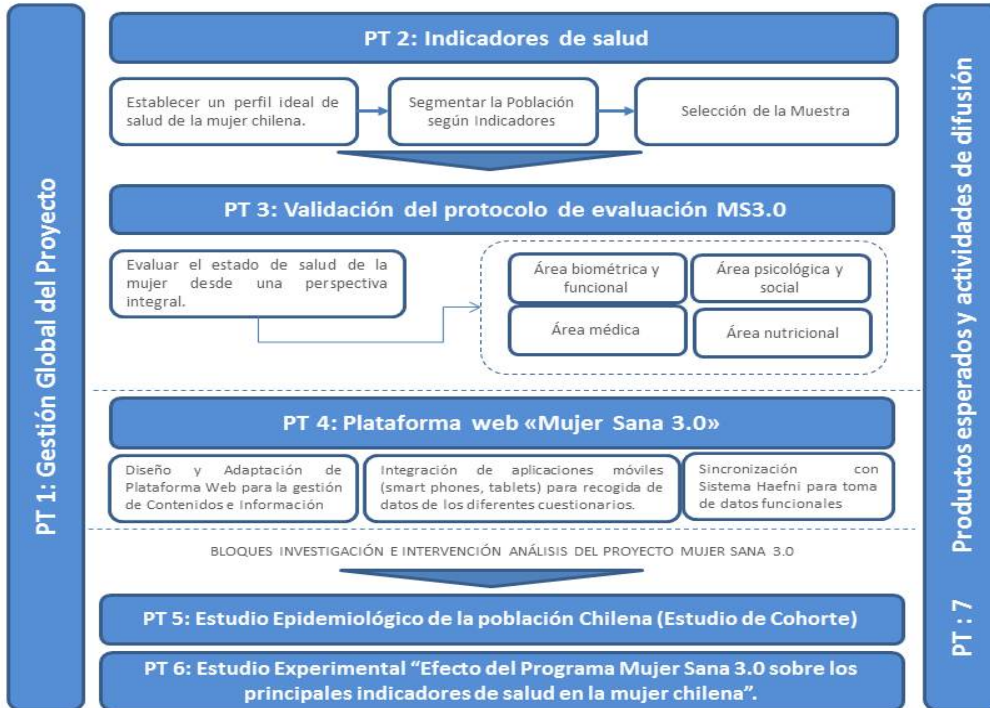


Figura 1. Flujo de actividades.



Figura 2. Fases de los estudios de cohorte e intervención.

- **PLAN DE TRABAJO**

Complete el siguiente cuadro con las etapas o actividades planificadas y necesarias para llevar a cabo la investigación propuesta, definiendo plazos viables para la realización y ejecución general del proyecto. Las etapas o actividades aquí señaladas, deben ser concordantes con las incluidas previamente en el flujoograma.

ETAPAS Y/O ACTIVIDADES	MES																							
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
PT1. Gestión Global del Proyecto																								
- Seguimiento y Control Pyto.																								
PT2. Indicadores de Salud																								
- Jornadas Informativas y Cuestionarios																								
- Selección de la Muestra																								
PT3. Validación Protocolo Evaluación																								
- Desarrollo de batería de test MS3.0																								
- Evaluación del estado de salud																								
- Diseño de una guía didáctica de salud																								
PT4. Plataforma Web - MS 3.0 -																								
- Diseño de Página Web																								
- Diseño e Integración de Bases de Datos																								
- Desarrollo e Integración APPS																								
- Sincronización de datos con Haefni																								
PT5. Estudio Epidemiológico																								
- Cursos y talleres formativos																								
- Evaluación de resultados de la población																								
- Divulgación en medios de comunicación																								
- Jornadas de Actividad Física																								
PT6. Estudio Experimental																								
- Análisis inicial																								
- Programa de intervención saludable																								
- Análisis final																								
PT7. Productos y actividades difusión																								
- Asistencia a Confer., Jornadas, Congre...																								
- Medios comunicación nación. e internac.																								
- Dípticos y folletos informativos																								
- Publicaciones en revista científicas*																								
- Tesis Doctorales y TFM*																								

* Estas actividades se llevarán a cabo a la conclusión de los estudios después de haber analizado los datos de los estudios llevados a cabo.

• PRODUCTOS ESPERADOS Y ACTIVIDADES DE DIFUSIÓN

Identifique claramente lo que se pretende lograr al finalizar el proyecto, los productos esperados, la aplicabilidad de los posibles resultados a la realidad local o nacional y las actividades de difusión que contempla su propuesta.

Resultados y productos esperados

Los resultados que se pretenden conseguir a través del desarrollo del proyecto son los siguientes:

- ❖ Impulsar las actividades para la promoción de hábitos saludables dirigidos a reducir los factores de riesgo de principales enfermedades crónicas que afectan a la mujer en la sociedad actual contribuyendo a una mejora de su calidad de vida.
- ❖ Propiciar la creación de aulas presenciales y espacios virtuales públicos de formación y reflexión que representen un aporte al conocimiento y diagnóstico de la realidad de nuestro país.
- ❖ Ser un referente internacional en el posicionamiento central de la mujer en la sociedad mostrando el papel principal de éstas como vehículo de transmisión de valores y conocimiento.

En función de estos resultados, se han desarrollado diferentes herramientas que permitirán mejorar la atención sanitaria en la mujer desde una perspectiva integral, en esta primera fase, para posteriormente extenderlo al total de la población.

- Plataforma web (interconectados con todos los portales sociales: Facebook, Twitter y Blogs), permitiendo optimizar los recursos y facilitar el acceso a tod@s los participantes.
- Aplicaciones para tablets y móviles compatibles fundamentalmente con sistemas operativos android e iphone.
- Una guía unificada y estandarizada para el seguimiento del estado de salud a lo largo de la vida: Biocarta “Mujer Sana 3.0”.
- Programa de intervención saludable: “3 pasos para mejorar tu salud”.
- Guía didáctica de salud sobre alimentación y ejercicio físico: “Mujer Sana”.

Actividades de difusión

A través del presente proyecto se pretende desarrollar un conjunto de actividades estratégicas destinadas a mejorar la salud de las mujeres en nuestro país.

- Asistencia a conferencias, jornadas y congresos.
- Cursos y talleres formativos.
- Dípticos y folletos informativos.
- Publicaciones en revistas científicas (que estén incluidas en el JCR) y revistas de divulgación científica en general.
- Tesis Doctorales y Trabajos Fin de Máster.
- Medios de comunicación locales e internacionales.
- Jornadas de actividad física en diferentes núcleos potenciales, difundiendo los valores que este proyecto pretende transmitir (renovación, innovación, confianza e integración), mediante acciones de merchandising.

Por último indicar que, el desarrollo de estas acciones constituye un impacto positivo sobre la salud, contribuyendo al fomento del Plan Nacional de Salud existente.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

Referencias de la Introducción

1. Atkinson, G., & Neville, A. M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine*, 25(8): 217 – 238.
2. Baumgartner, T. A. (1989). Norm-referenced measurement: reliability. In: Safrit MJ, Wood TM, editors. *Measurement concepts in physical education and exercise science*. Champaign (IL): Human Kinetics, 45-72
3. Beckstead, J. W. (2011). Agreement, reliability and bias in measurement: Comentary on Bland and Altman (1986:2010). *Int J Nur Stud*, 48: 134 – 135.
4. Bernard, P. L., Amato, M., Degache, F., Ramdani, S, Blain, H., Camels, P., & Cadine. P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of Young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55: 241 – 251.
5. Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307–310.
6. Bland, J. M., & Altman, D. G. (2010). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Int J Nur Studies*, 47: 931 – 936.
7. Bosquet L, Porta-Benache J, and Blais J. Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *J Sports Sci Med* 9: 459–463, 2010.
8. Brown, L.E. (2000) *Isokinetics in Human Performance*. 1st edition. Human Kinetics, Champaign, IL.
9. Bruton, A., Conway, J. H., Holgate, S. T. (2000). Reliability: What is it and how is it measured?. *Physiotherapy*, 2(86): 94 – 99.
10. Callaghan, M. J., McCarthy, C. J., Al-Omar, A., & Oldham, J. A. (2000). The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population. *Clinical Biomechanics*, 15: 678 – 683.
11. Cronin, J. B., Hing, R. D., & McNair, P. J. (2004). Reliability and validity of a lineal position transducer for measuring jump performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3): 590 – 593.

12. Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E., y Verschueren, S. (2005). Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 26: 662-668.
13. Drinkwater, E. J., Galna, B., McKenna, M. J., Hunt, P. H., & Pyne, D. B. (2007). Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2): 510 – 517.
14. Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Gleizes, S., Vanbiervliet, W., Camels, P., & Gremeaux, V. 2011. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: A systematic review of the effect of position. *J Sports Rehabilitation*, 20: 367 – 383.
15. French, D.N., Gomez, A.L., Volek, J.S., Rubin, M.R., Ratamess, N.A., Sharman, M.J., y Kraemer, W. J. (2004). Longitudinal tracking of muscular power changes of NCAA Division I collegiate women gymnasts. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 101-107.
16. García, J. M. (1999). La Fuerza: fundamentación, valoración y entrenamiento. Editorial Gymnos, S.L
17. Goldspink, G. (1992). Cellular and Molecular Aspects of Adaptation in Skeletal Muscle. In Komi, P. V. (Eds.). *Strength and Power in Sport*, (pp. 211-229). London, U. K.: Wiley-Blackwell.
18. González-Badillo, J. J. (2000). Concepto y medida de la fuerza explosiva en el deporte: posibles aplicaciones al entrenamiento. *Revista de Entrenamiento Deportivo*, 14(1), 5–16.
19. González-Badillo, J. J. (2007). *Consideraciones sobre la Manifestación y el Desarrollo de la Fuerza y la Potencia Muscular*. PubliCE Premium.
20. González-Badillo, J. J., & Gorostiaga, E. (1995). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza: Aplicación al alto rendimiento deportivo*. Barcelona, España: Inde publicaciones.
21. Grosser, M., Brüggemann, P., Zintl, F., Simon, W., & Loipersberger, A. (1989). *Alto rendimiento deportivo: planificación y desarrollo*. Barcelona, España: Ediciones Martínez Roca.
22. Haff, G.G., Stone, M., O'Bryant, H.S., Harman, E., Dinan, C., Johnson, R., y Han, K. H. (1997). Force-time dependent characteristics of dynamic and

- isometric muscle actions. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 11: 269-272.
23. Hansen, K. T., Cronin, J. B., & Newton, M. J. (2011a). The reliability of lineal position transducer and force plate measurement of explosive force-time variables during a loaded jump squat in elite athletes. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5): 1447 – 1456.
 24. Hansen, K. T., Cronin, J. B., & Newton, M. J. (2011b). The reliability of linear position transducer, force plate and combined measurements of explosive power-time variables during a loaded jump squat in elite athletes. *Sports Biomechanics*, 10(1): 46 – 58.
 25. Harman, E. (1993). Strength and Power Definition of Terms. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(6),18-20.
 26. Harris, G. R., Stone, M. H., O'bryant, H. S., Proulx, C. M. & Johnson, R. L. (2000). Short-term performance effects of high power, high force, or combined weight training methods. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 14(1),14-20.
 27. Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength & Conditioning Journal*, 32(4), 66–79.
 28. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 30: 375–381.
 29. Iossifidou, A., Baltzopoulos, V., & Giakas, G. (2005). Isokinetic knee extension and vertical jumping: are they related? *Journal of Sports Science*, 23: 1121-1127.
 30. Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation for muscle performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med*, 15: 11 – 18.
 31. Knuttgen, H. G., & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and measurement in exercise performance. *Journal of Sports Sciences Research*, 1, 1-10.
 32. Komi, P. V. (2003). *Strength and Power in Sport: Olympic Encyclopedia of Sports Medicine* (2^a ed. Vol. 3). London, U. K.: Wiley-Blackwell
 33. Kramer, J. B. (1997). Effects of single vs. multiple sets of weight training: impact of volume, intensity, and variation. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 11, 143–147.

34. Krizaj, D., Simunic, B., & Sagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyography and Kinesiology*, 18: 645 – 651.
35. McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, A., & Newton, R. U. (1999). A comparison of strength and power characteristics between power lifters, Olympic lifters and sprinters. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 13: 58-66.
36. McBride, J. M., Triplett-McBride, T., Davie, A., & Newton, R. U. (2002). The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 16: 75-82.
37. Merletti, R., Holobar, A., & Farina, D. (2008). Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyography and Kinesiology*, 18: 879 – 890.
38. Mookerjee, S., & Ratamess, N. (1999). Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 13: 76–81.
39. Orri, J. C., & Darden, C. F. (2011). Technical report: reliability and validity of the isam 9000 isokinetic dynamometer. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1): 310 – 317.
40. Perrin, D. (1994). *Isocinética y ejercicios de evaluación*. Bellaterra, Ediciones S.A
41. Randell, A. D., Cronin, J. B., Keogh, J. W. L., Gill, N. D., & Pedersen, M. C. (2011). Reliability of performance velocity for jump squats under feedback and nonfeedback conditions. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12): 3514 – 3518.
42. Reilly, T. & Mujika, I. (2006). Science and football in an applied context. *ICSSPE Bull*, 47: 8–14.
43. Rusu, L. D., Cosma, G. G. H., Cernaianu, S. M., Marin, M. N., Rusu, P. F. A., Ciocanescu, D. P., & Neferu, F. N. (2013). Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10:67.

44. Sands, W. A., Smith, L. S., Kivi, D. M., McNeal, J. R., Dorman, J. C., Stone, M. H., & Cormie, P. (2005). Anthropometric and physical abilities profiles: US national skeleton team. *Sports Biomechanics*, 4: 197-214.
45. Sato, K., Smith, S. L., & Sands, W. (2009). Validation of an Accelerometer for measuring Sport Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1): 341 – 347.
46. Schwartz, F. P., Bottaro, M., Souza-Celes, R., Brown, L. E., & de Oliveira , F. A. (2012). The influence of velocity overshoot movement artifact on isokinetic knee extension test. *J Sports Scien Med*, 9: 140 – 146.
47. Siff, M. & Verkhoshansky, Y. (2000). *Superentrenamiento*. Barcelona, España: Paidotribo.
48. Tis, L.L. and Perrin, D.H. (1993) Validity of data extraction techniques on the kinetic communicator (KinCom) isokinetic device. *Isokinetics and Exercise Science* 3, 96-100.
49. Tous–Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez–Jimenez, S., Usach, R., Moreno, D., & Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyography and Kinesiology*, 20: 761 – 766.
50. Van der Tillar, R., Saeterbakken, A. H., & Ettema, G. (2012). Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press? *J Sports Scien*, 30(6): 591 – 599.
51. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1): 231 – 240.
52. Zatsiorsky, V. & Prilutsky, B. (1995) Estimating muscle forces from a given movement. In: Zatsiorsky, V. (ed.), *Biomechanics of muscles and the structure of movement. Contemporary problems of biomechanics* (pp. 81-123, vol 7). Russian Academy of Science, Nizhny Novgoro
53. Zawadzki, J., Bober, T., & Siemienski, A. (2010). Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(4): 25 – 32.

Referencias Estudio I

1. Atkinson, G., & Neville, A. M. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine*, 25(8): 217 – 238.
2. Comstock, Solomon-Hill., G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H. Y., Dorbins, K. A., Dunn-Lewis, C., Fragala, M. S., Ho, J. Y., Hatfield, D. L., Vingren, J. L., Denegar, C. R., Volek, J. S., Kupchak, B. R., Maresh, C. M., & Kraemer, W. J. (2011). Validity of the Myotest in measuring force and power production in the Squat and Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6): 2293 – 2297.
3. Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol*, 91: 22 – 29.
4. Gomez-Piriz, P. T., Sanchez, E. T., Manrique, D. C., & Gonzalez, E. P. (2012). Reliability and Comparability of the Accelerometer and the Linear Position Measuring Device in Resistance Training. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6): 1664 – 1670.
5. Jones, T. W., Howatson, G., Russell, M., & French, D. N. (2013). Performance and neuromuscular adaptations following differing ratios of concurrent strength and endurance training. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(12): 3342 – 3351.
6. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 30: 375–381.
7. Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N, & Munzinger, Urs. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*, 27: 346 – 353.
8. Orri, J. C., & Darden, C. F. (2011). Technical report: reliability and validity of the isam 9000 isokinetic dynamometer. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1): 310 – 317.
9. Patterson, L. A., & Spivey, W. E. (1992). Validity and Reliability of the LIDO Active isokinetic System, *J Orthop Sports Phys Ther* 15(1): 32 – 36.

10. Requena, B., Requena, F., García, I., Saez-Saez de Villarreal, E., & Pääsuke, M. (2012). Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove™) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, (11): 115 – 122.
11. Tsiros, M. D., Grimshaw, P. N., Shield, A. J., & Buckley, J. D. (2011). Test – Retest Reliability of the Biodex System 4 Isokinetic Dynamometer for Knee Strength Assessment in Paediatric Populations. *Journal of Allied Health*, 40(3): 115 – 119.
12. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1): 231 – 240.

Referencias Estudio II

1. Baldon, R. M., Lobato, D. F., Carvalho, L. P., Santiago, P. R., Benze, B. G. & Serrão, F. V (2011). Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. *J Appl Biomech*, 27(3): 223 -232.
2. Bera, S. G., Brown, L. E., Zinder, S. M., Noffal, G. J., Murray, D. P., & Garrett, N. M. (2007). The effects of velocity – Spectrum Training on the Ability to Rapidly Step. *J Strength Cond Res*, 21(4): 1101 – 1107.
3. Boling, M. C., Padue, D. A., & Creighton, R. A. (2009). Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train*, 44(1): 7 – 13.
4. Burnett, C. N., Filusch, E., & King, W. M. (1990). Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in Young boys. *Physical Therapy*, 70(4), 224 – 249.
5. Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J., & Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8), 1227-1232.
6. Claiborne T., Timons, M. K., & Pinciveiro, D. M. (2009). Test – Retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J Electromyogr Kinesiol*, 19: 345 – 352.
7. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech*, 22(1):41 – 50.

8. Erdermir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2006). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech*, 22: 131 – 154.
9. Friel, K., McLean, N., Myers, C., & Caceres, M. (2006). Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. *J Athl Train*, 41(1), 74-78.
10. Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med*, 34(2): 299-311.
11. Hollman, J. H., Kolbeck, K. E., Hitchcock, J. L., Koverman, J. V., & Krause, D. A. (2006). Correlations Between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. *J Sport Rehabil*, 15(1): 12 – 23.
12. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 30: 375–381.
13. Kannus, P. (1999). Isokinetic evaluation of muscular performance. *Int J Sports Med*, 15 Suppl 1: S11 – 8.
14. Kollock Jr., R. O., Van Lunen, B., Linza, J., & Onate, J. A. (2013). Comparison of isometric portable fixed dynamometry to isokinetic dynamometry for assessment of hip strength. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 18(6), 1 – 6.
15. Nadler, S. F., DePrince, M. L., Hauesien, N., Malanga, G. A., Stitik, T. P., Price, E. (2000). Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(8): 1072 – 1076.
16. Pereira, M. I. R., & Gomes, P. S. C. (2002). Movement Velocity in Resistance Training. *Sports Med*, 33(6): 427 – 438.
17. Powers, C.M. (2003) The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11): 639 – 646.
18. Pua, Y., Wrigley, T.W., Cowan, S.M., Bennell, K.L. (2008). Intrarater Test-Retest Reliability of Hip Range of Motion and Hip Muscle Strength Measurements in Persons With Hip Osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(6): 1146–1154.

19. Rückert, E., & d'Avella, A. (2013). Learned parametrized dynamic movement primitives with shared synergies for controlling robotic and musculoskeletal systems. *Front Comput Neurosci*, 17(7): 138.
20. Sakamoto, A. C., Teixeira-Salmela, L. F., de Paula-Goulart, F. R., de Moraes Faria, C. D., Guimaraes, C. Q. (2009). Muscular activation patterns during active prone hip extension exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(1): 105 – 112.
21. Scattone Silva, R., Veronese, L. M., Granado Ferreira, A. L., & Serrão, F. V. (2013). The influence of forefoot varus on eccentric hip torque in adolescents. *Manual Therapy*, 18(6), 487-491.
22. Sun-Young, K., Hye-Seon, J., Ohyun, K., Heon-seock, C., & Boram, C. (2013). Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions. *Manual Therapy*. 18 (4): 303-307.
23. Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Vacek, P. M., Slauterbeck, J. R., Johnson, R. J., & Beynnon, B. D. (2013). Reliability of a New Stabilized Dynamometer System for the Evaluation of Hip Strength. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 5(2), 129-136.
24. Van Den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., & Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(10): 1069-1077.
25. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1): 231 – 240.

Referencias de la sección de aplicaciones prácticas

1. World Health Organization. The Global Health Observatory. 2012; Available at: <http://www.who.int/gho/en/index.html>. Accessed 9 November 2012.
2. Gobierno de Chile. Ministerio de Salud. (2011). Encuesta Nacional de Salud 2010-2011, ENS. [http:// www.encuestasalud.cl](http://www.encuestasalud.cl)
3. Clark, H., Goyder, E. Bissell, P., Blank, L. y Peters, J. (2007). How do parents' child-feeding behaviours influence child weight? Implications for childhood obesity policy. *J Public Health*, 29(2),132-141.

4. Josefson, J., Hoffmann, J., y Metzger, B., (2013). Excessive weight gain in women with a normal pre-pregnancy BMI is associated with increased neonatal adiposity. *Pediatric Obesity*, 8(2): 33-e36.
5. Ministerio de Salud (2009). Situación nutricional en el sistema público de salud 2007-2009

ANEXOS

ANEXOS

Manual usuario Haefni Health System 1.0

Advertencias

Leer todas las instrucciones antes de utilizar el producto. El producto está destinado al uso comercial.

El dispositivo Hæfni Health HHe1.0 ha sido diseñado y realizado para instalarla en un recinto cerrado; cualquier otro uso debe considerarse inadecuado y, por ende, peligroso.

Impedir a los niños el acceso no vigilado al producto; los padres y demás adultos a cargo de los niños deben hacerse responsables de éstos y evitar situaciones y comportamientos para los cuales el producto no es adecuado.

Este aparato no está destinado para ser usado por personas (incluidos niños) cuyas capacidades físicas, sensoriales o mentales estén reducidas, o carezcan de experiencia o conocimiento, salvo si han tenido supervisión o instrucciones relativas al uso del aparato por una persona responsable de su seguridad. Los niños deberían ser supervisados para asegurar que no juegan con el aparato.

Antes de realizar cualquier ejercicio, consultar a un médico u operador sanitario calificado y autorizado. Es buena norma hacerse estudios e informarse de forma exhaustiva sobre cualquier actividad y cualquier elección que implique posibles efectos en la salud.

En caso de dolores o síntomas anormales, suspender de inmediato el entrenamiento y consultar a un especialista sanitario.

Este producto no es impermeable y no se debe exponer al agua.

No utilizarlo al aire libre; no dejarlo en el exterior, expuesto a los agentes atmosféricos. No exponer el producto a chorros de agua.

Para la limpieza, utilizar un paño húmedo y jabón neutro de uso doméstico.

Este manual ha sido escrito en el idioma original por el fabricante y luego ha sido traducido al idioma del país de uso; forma parte del producto Hæfni Health HHe1.0 y siempre deberá acompañarlo, incluso en caso de mudanza o cambio de propiedad. Conservar el manual en un lugar accesible, conocido por el personal encargado, protegido de la humedad y del calor.

Las reparaciones realizadas en el producto por personal no autorizado por iVolution Research & Development dejan la garantía sin efecto.

Para todo aquello que no esté especificado en este manual, dirigirse al Servicio de Asistencia:

iVolution Research & Development. Servicio técnico.

Peligro

iVolution Research & Development no asume responsabilidad alguna si el equipo se utiliza sin haber seguido las instrucciones de uso establecidas en este manual.

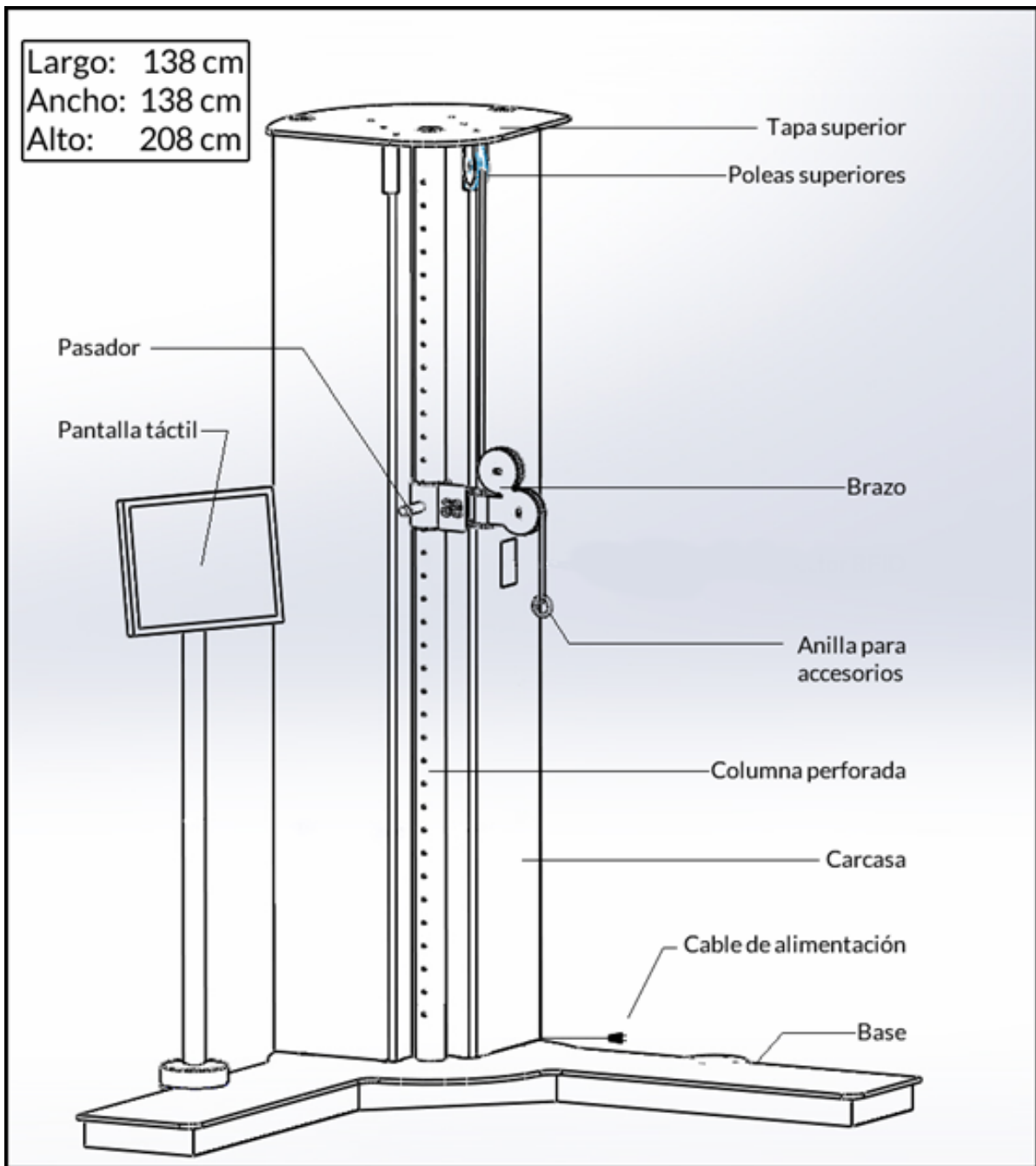
CONSERVA EL MANUAL DE USO

ANTES DE COMENZAR

Gracias por elegir el dispositivo Hæfni Health HHe1.0, una innovación diseñada por iVolution Research & Development.

Para su beneficio, lea el manual cuidadosamente antes de usar el dispositivo. Si tiene alguna pregunta después de leer este manual, por favor póngase en contacto con nosotros anotando antes el número de modelo y número de serie. El número de **modelo** y la ubicación de la calcomanía con el **número de serie** se muestran en la portada de este manual.

Antes de seguir leyendo, por favor estudie el dibujo abajo y familiarícese con las piezas y sus nombres.



Descripción del equipo

Descripción de las distintas partes separadas que configuran el equipo.

- Columna Perforada:** es la estructura sobre la que se desliza el brazo con agujeros y la posición en la carcasa para colocarlo y poder realizar el ejercicio
- Brazo con polea:** Esta situado en la columna y hay que colocarlo en la posición indicada para ejecutar el ejercicio
- Pantalla táctil:** Pantalla con PC integrado donde se desarrolla la interface del sistema, el feedback para el usuario y el especialista y poder visualizar los programas y su contenido

- D. **Base:** Superficie sobre la que está situados los componentes. Es muy pesado y requiere dos o tres personas para su desplazamiento.
- E. **Web cam:** Cámara de HD que reproduce los movimientos que realiza el usuario.
- F. **Carcasa:** Instrumento para proteger los componentes internos del sistema.
- G. **Pasador:** Pieza para anclar el brazo con polea a la columna perforada. Es un sistema retráctil por lo que al llevar a la posición adecuada se proyecta hacia el interior. Tiene un seguro que se utiliza al sacar el pasador y girarlo 30 grados en cualquier dirección. Para quitar el seguro, replicar la acción y esperar hasta que se proyecte al interior para asegurar la posición del brazo.
- H. **Sistema electrónico:** Encargado del accionamiento del motor según las órdenes recibidas desde el ordenador.
- I. **Cable alimentación:** Cable que debe ir conectado a la red eléctrica para alimentar el sistema.
- J. **Anilla para accesorios:** Pieza de anclaje a los accesorios para la realización de los ejercicios en el sistema.
- K. **Tapa superior:** Tapa del sistema con anclaje para poleas y sensor de fuerza.
- L. **Sensor de fuerza:** Mide la tensión en la cuerda.
- M. **Poleas:** un dispositivo mecánico de tracción, que sirve para transmitir una [fuerza](#). Se trata de una rueda, que con el concurso de una cuerda o cable que se hace pasar por el canal.

Datos técnicos

Peso total: 215 kg

Dimensiones físicas: 138x138x208 cm

Longitud máxima de la cuerda: 5 m

Tensión 230 VAC

Corriente. 9A

Frecuencia 50/60Hz

Potencia máxima 2000 W

Temperatura de trabajo de +5 a +35 °C

Directivas Europeas

EN 60335-1

EN61000-6-2 (2005)

AC(2005)+EN61000-6-4 (2007)

A1 (2011)

Clase de aislamiento *Clase I*

Marcas y certificaciones CE

Especificaciones del sistema. Características.

Motor 200VDC – 3000RPM

Fuente de alimentación regulable:

Entrada: 230 VAC, 1500W.

Salida: 0-360 V, 15A.

Fuente de alimentación fija:

Entrada: 230 VAC, 120W.

Salida: 5V, 15V, -5V y -15 V.

Placa electrónica: 5V, 15V, -5V y -15V, 80W.

Relés de Conmutación: 200VDC – 40A.

Asus EeeTop ET2220INTS I3-2120/4GB/1TB/GT 520M/21.5" Táctil - **ET2210INTS-**

B064C o similar con 21.5'' Flat Panel LCD Monitor de pantalla táctil

Multi-Mode operación: isotónico, pleotónico, isocinético, pleocinético y flexibilidad

Velocidad concéntrica hasta $1,5 \text{ ms}^{-1}$

Velocidad excéntrica hasta $1,5 \text{ ms}^{-1}$

Pico Fuerza hasta 700N

Tecnología Hæfni (Software) ®

Ambiente de instalación

Para que la realización de ejercicios con la Hæfni Health HHe1.0 sea fácil, segura y eficaz, el espacio en el que se va a utilizar debe satisfacer determinados requisitos; en particular, antes de determinar el lugar para la instalación del equipo, conviene asegurarse de que:

- **la temperatura** esté comprendida entre +10 °C y +25 °C;
- la renovación del aire sea suficiente para garantizar durante la realización de los ejercicios un nivel de **humedad** comprendido entre el 20% y el 90%;
- **la iluminación** sea suficiente para garantizar que los ejercicios se ejecuten en las mejores condiciones de confort y relajación;
- la superficie necesaria para el desarrollo de los ejercicios de forma correcta y segura es de 3x3 metros, y la altura necesaria es de **2.5** metros;
- la superficie sea estable, plana, no tenga vibraciones y pueda soportar el peso combinado del equipo más el usuario.

Desembalaje y montaje

El desembalaje y el montaje de el dispositivo Hæfni Health HHe1.0 han de ser realizados exclusivamente por personal autorizado de iVolution Research & Development.

Advertencia: El embalaje no se debe abandonar en el medio ambiente, se debe manejar según la legislación local en materia de residuos sólidos urbanos.

Mantenimiento ordinario

Para las intervenciones de mantenimiento no descritas en el presente manual, diríjase al Servicio de Asistencia Técnica de IVOLUTION.

Es importante limpiar el equipo y respetar las normas básicas de higiene.

Con el sistema apagado: Limpie los componentes externos del equipo todas las semanas con una esponja humedecida en agua. No utilice disolventes ni detergentes. Para secar los paneles utilice un paño de microfibra.

Advertencia

- No frote con fuerza excesiva sobre los dibujos e instrucciones presentes en las etiquetas.
- No utilice productos abrasivos para limpiar las partes pulidas.
- No utilizar soluciones de limpieza que contengan amoníaco o alcohol
- Deje que el sistema se seque completamente antes de volver a las sesiones de test, de rehabilitación o de ejercicio.

Asistencia técnica

El Servicio de Asistencia Técnica de iVolution Research & Development le ofrece:

- asesoramiento por teléfono
- información sobre mantenimiento durante el período de garantía o facturable
- servicio de asistencia in situ
- suministro de piezas de repuesto originales

El horario de atención telefónica es de lunes a viernes de 8:00 a 18:30 (hora estándar de Madrid), al teléfono +34 958 266 717 ó +34 625 447 254.

Para obtener información, visite la página web www.haefni.com o www.health.haefni.com o envíe un mensaje por correo electrónico a soporte@haefni.com

Cuando se dirige al Servicio de Asistencia Técnica, es necesario especificar los siguientes datos:

- modelo del equipo
- fecha de adquisición
- número de serie
- detalles del problema que se está produciendo.

Advertencia

Las reparaciones y tareas de mantenimiento realizadas por personal sin autorización de iVolution Research & Development invalidarán la garantía.

Ordenar piezas de repuesto

Para pedir piezas de repuesto, póngase en contacto con el departamento de atención al usuario. Para ayudarnos a proporcionarle asistencia, tenga a mano la siguiente información cuando nos contacte:

- el número de modelo y número de serie del producto (vea la portada de este manual)
- el nombre del producto (vea la portada de este manual)
- el número de la pieza y descripción de la pieza de repuesto(s) (vea la LISTA DE PIEZAS al final de este manual)

iVolution Research & Development suministra los esquemas eléctricos y de cableado a las empresas encargadas de la asistencia técnica.

Cómo mover el dispositivo

Debido al tamaño y peso del dispositivo, su movilización requiere dos o tres personas.

Antes de mover el dispositivo, desenchufe el cable de alimentación. Desplazar horizontalmente, manteniendo la misma distancia con respecto al suelo, la base sin inclinarla un ángulo superior a 110 grados en relación a la horizontal. Es aconsejable, desconectar el monitor de su ubicación, ya que el PC está integrado con el monitor y desplazarlo paralelamente a la plataforma para evitar un daño mayor y/o su rotura.

De cualquier modo, antes de mover el dispositivo ponerse en contacto con el Servicio Técnico para recibir mayor información o necesidad de desplazarse a realizar la acción.

Almacenaje

Si el equipo no se va a utilizar durante un período prolongado de tiempo, debe almacenarse:

- en un lugar limpio y seco, con una cubierta para proteger del polvo;
- a una temperatura ambiente entre -10 °C y +70 °C, y una humedad ambiental entre el 20% y el 90%.

Desecho del equipo

Es siempre oportuno evitar que el equipo pueda constituir fuente de peligro; por lo tanto, no permita que los niños jueguen con él. Si el período de inactividad previsto es relativamente largo o se piensa desechar el equipo, hay que desenchufarlo.

Está terminantemente prohibido abandonar el equipo en espacios no protegidos, en zonas públicas y en zonas privadas utilizadas por el público.

El dispositivo Hæfni Health HHe1.0 se ha fabricado con materiales reciclables, como acero, aluminio y plásticos, que se deben desechar de acuerdo con el método establecido por la legislación vigente en materia de desechos urbanos y similares, con el asesoramiento de empresas especializadas en higiene urbana y medioambiental.

GUÍA RÁPIDA DE FUNCIONAMIENTO

Conexión eléctrica del equipo

Antes de conectar el equipo a la red, verifique si las características de la instalación eléctrica son conformes a las leyes vigentes. Verifique las características de la alimentación principal indicadas en la etiqueta de identificación que hay cerca del interruptor general.

Peligro

- **La toma de corriente debe tener toma de tierra. Si esta última falta, debe ser instalada por personal especializado antes de conectar el equipo.**
- Conecte el cable IEC al sistema, es muy importante que el interruptor de encendido se encuentre en la posición de apagado. No conecte el sistema a la red con el interruptor encendido, esto podría dañar el equipo. Conecte primero el cable de alimentación al conector del equipo y a continuación a la toma de la pared. Una vez que el cable esté bien conectado, se puede proceder a encender el sistema colocando el interruptor en posición de encendido.
- Conecte primero el cable de alimentación al conector del equipo y a continuación a la toma de la pared.
- Para encender el equipo coloque el interruptor en la **posición I** (encendido).
- Para apagar el equipo coloque el interruptor en la **posición 0** (apagado).
- La carga al encender el equipo es 0 y regresa a 0 siempre que el equipo permanece inactivo durante más de 10 minutos.

Advertencia

- Verifique periódicamente el estado del cable de alimentación.
- Si el equipo debe permanecer inutilizado largo tiempo, se aconseja apagarlo accionando el interruptor y, además, desenchufarlo.
- El interruptor sirve para encender y apagar el equipo, pero no lo aísla por completo de la tensión de la red, ni siquiera cuando está en posición “0” (apagado). Para separar el equipo de la red eléctrica hay que desenchufarlo.
- Si el dispositivo ha sido expuesto a bajas temperaturas, deje que alcance la temperatura ambiente antes de conectar la alimentación. Si no lo hace, podría dañar la pantalla de la consola u otros componentes eléctricos.

Ajustes previos del dispositivo por el especialista

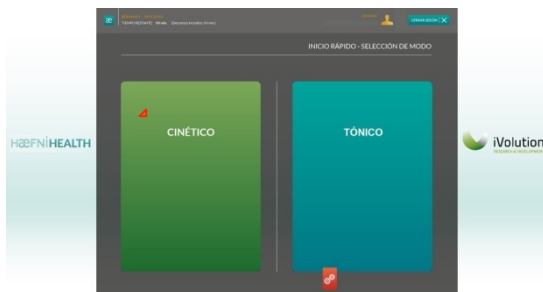
Una vez encendida el dispositivo, en la pantalla táctil le aparecerá una invitación a acceder con el login y usuario de especialista o como invitado. Para ello previamente tendrá que activar su cuenta personal para lo cual rogamos se ponga en contacto con nuestro departamento de atención al cliente.

Modo Libre



En la pantalla de inicio de la sesión por parte del especialista, aparece la posibilidad de acceso mediante un login a la zona de programas y usuarios del sistema y poder realizar un modo libre del mismo. Este modo libre no almacena ninguna información de la colocación del brazo ni el registro de recorrido y fuerza derivados de la ejecución del ejercicio, pero si se almacenan los datos del mismo.

Al pulsar sobre Modo Libre aparecen los modos de funcionamiento que tiene el sistema. Pudiendo elegir entre cinéticos y tónicos.



Una vez que se ha elegido una de las opciones aparecen sus principales parámetros a elegir o seleccionar. En el caso de elegir el modo de funcionamiento cinético aparecen las siguientes opciones: flexibilidad (según modelo de sistema Haefni), lento (30 cm/s), normal (50 cm/s) y muy rápido (100 cm/s). Se puede aumentar o disminuir el número de series y el número de repeticiones. Al seleccionar sólo una opción se realizará el ejercicio de forma isocinética. Si se seleccionan dos valores,

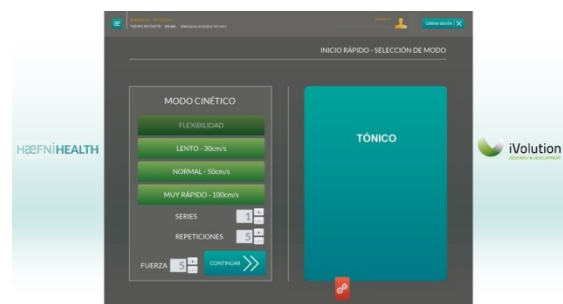
el ejercicio se ejecutará de forma pleocinética, teniendo en cuenta que la velocidad inicial será la indicada en primer lugar en la selección y la velocidad final será la seleccionada en segundo lugar. En el movimiento de vuelta (fase excéntrica) los valores se invierten.

Al pulsar sobre continuar, se inicia la ejecución del ejercicio

Pleocinético 30-100 cm/s // 100-30
cm/s

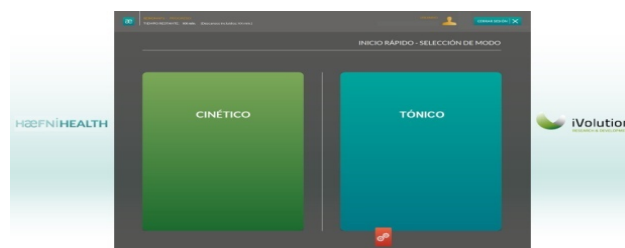
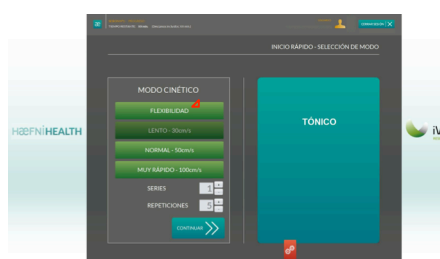


Según el modelo del sistema Haefni adquirido, también se puede ejecutar el modo de flexibilidad desde el inicio rápido.

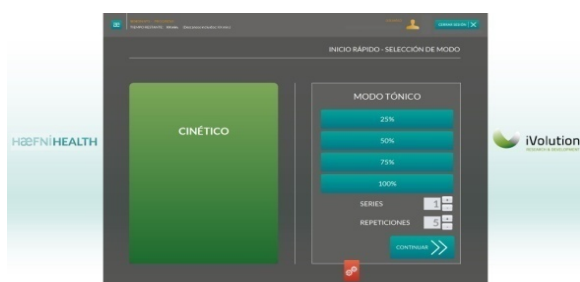


Basta con seleccionar el botón de flexibilidad y aparecerá la opción de fuerza en la parte inferior izquierda de la pantalla. Esta opción se establece para la cantidad de fuerza que ejercerá el sistema durante la fase de recogida de cuerda. Esta fuerza se puede seleccionar en un rango de 1 kg a 20 kg. El sistema siempre llega hasta el punto de inicio de cuerda, por lo que es recomendable para aumentar la flexibilidad modificar la posición de inicio.

Isocinético Lento 30 cm/s

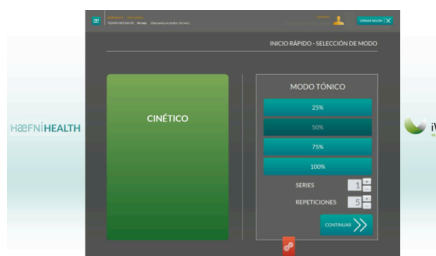


En el caso de elegir el modo de funcionamiento tónico aparecen las opciones de porcentaje de Repetición Máxima (RM), que el ejecutante realizará en el siguiente paso: 25%, 50%, 75%, 100% (no recomendable en usuarios de nivel básico de actividad física). Se puede aumentar o disminuir el número de series y el número de repeticiones. Al seleccionar sólo una opción se realizará el ejercicio de forma isotónica. Si se seleccionan dos valores, el ejercicio se ejecutará de forma pleotónica, teniendo en cuenta que la intensidad inicial será la indicada en primer lugar en la selección y la intensidad final será la seleccionada en segundo lugar. En el movimiento de vuelta (fase excéntrica) los valores se invierten.

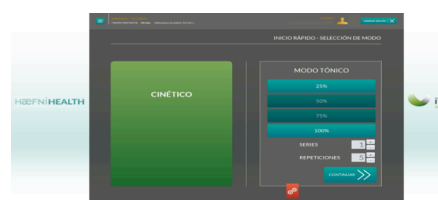


Al pulsar sobre continuar, se inicia la ejecución del ejercicio.

Isotónico 50% 1 RM



Pleotónico 50-75% // 75-50 %



Cómo usar la pantalla táctil

El dispositivo presenta una tableta con una pantalla táctil a todo color. La siguiente información le ayudará a familiarizarse con la tecnología avanzada de la pantalla:

- La pantalla táctil funciona similar a otras consolas. La pantalla no es sensible a la presión. No es necesario presionar con fuerza en la pantalla.
- Para escribir información en un cuadro de texto, toque el cuadro de texto para ver el teclado. Para utilizar una letra mayúscula, pulse el botón con la flecha orientada hacia arriba. Para utilizar múltiples personajes de capital, toque el botón de flecha. Para volver al teclado en minúsculas, toque el botón de flecha por tercera vez. Para borrar el último carácter, toque el botón con una flecha que mira hacia atrás y una X.
- Utilice los botones que se muestran en la pantalla para navegar por el programa.

Creación cuenta de usuario

El especialista debe acceder al sistema mediante un usuario y contraseña facilitado por el centro. Entonces puede acceder a su listado de usuarios para activarlo o añadir uno nuevo a través de la pantalla táctil.

Seleccionada la opción de añadir un nuevo usuario, se tendrá que rellenar el formulario que aparece en pantalla para su registro completo. De este modo el usuario podrá acceder al contenido del dispositivo simplemente pulsando la pantalla táctil.



Nota: También podrá dar de alta a un usuario desde la aplicación de escritorio, con la que además adquirir, modificar, diseñar y cargar el programa o test a realizar por el usuario. Para descargarse esta aplicación, ponerse en contacto con soporte@haefi.com

Configuración visualización del usuario.

Tras su registro, podrá personalizar el modo de visualización del usuario o pasar directamente a seleccionar el programa o test a realizar.



Visualización Básica.- Se ven los valores de recorrido y pico de fuerza durante la ejecución del usuario



Visualización Intermedia.- Durante la ejecución del ejercicio, el usuario puede ver los valores de: recorrido, pico de fuerza, gráfica de fuerza-distancia y potencia.



Visualización Avanzada.- Durante la ejecución, el usuario recibe los valores de: recorrido, pico de fuerza, pico de velocidad, potencia y gráfica fuerza-distancia.



Visualización Personalizada.- En este tipo, durante la ejecución se pueden elegir los valores que el usuario va a recibir durante la ejecución del ejercicio. Se puede elegir mostrar los siguientes valores: recorrido, pico de fuerza, pico de velocidad, gráfica fuerza-tiempo, gráfica fuerza-distancia, potencia y trabajo.



Carga de programa y test para el usuario

Una vez iniciada la sesión por parte del especialista para cargar el usuario solo se elige el usuario y se pulsa sobre COMENZAR. El usuario cargado permite realizar dos opciones. El inicio desde modo libre en el que no hay ningún programa ni ejercicio prefijado por el especialista o acceder a los programas y test que tiene el dispositivo preinstalados o los que el especialista ha ido creando desde el Haefni Desktop



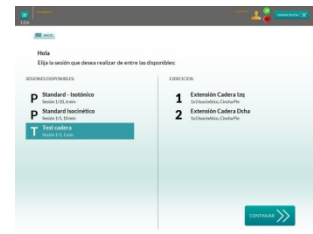
Para asignar programas y test solo hay que seleccionar el usuario y pulsar sobre ASIGNAR. En la selección de programas y test el especialista puede filtrar la lista disponible por región, tipo de movimiento, etiquetas, fase en la que se encuentra el usuario o directamente realizando una búsqueda en el listado.



Una vez elegido el programa o test, aparecerá un resumen de la sesión a realizar por el usuario.

Si el usuario tiene asignado más de un programa y test, aparece la información de todos los programas y test asignados. Entonces hay que seleccionar el programa o test que se vaya a desarrollar y pulsar sobre CONTINUAR. En la pantalla aparece toda la información de ejercicios, series, repeticiones que contienen los programas y/o test.

Nota: Esta selección y activación del programa y/o test a realizar por el usuario también se puede realizar desde la aplicación de escritorio, pudiendo además desde allí adquirir, modificar y crear un programa o test específico. Para descargar Haefni Desktop tendrá que ponerse en contacto con soporte@haefni.com



- **Qué es un programa:** conjunto de sesiones enfocadas a la consecución de un determinado objetivo en un tiempo establecido. Un programa se compone de diferentes sesiones con objetivos relacionados entre sí, y a su vez las sesiones, se componen de diferentes ejercicios.
- **Qué es un ejercicio:** una acción específica sobre un grupo muscular determinado con unos parámetros establecidos y relacionados con las características y objetivos del programa.
- **Relación de programas y ejercicios:** los ejercicios dependen de las características del programa. Un programa puede tener diferentes ejercicios de un grupo muscular pero siempre relacionado con sus objetivos. Si se quiere establecer ejercicios con diferentes parámetros que afecten a un grupo muscular, estos ejercicios deben estar enmarcados en diferentes programas.

Calibración sensor de fuerza (necesario al cambiar el accesorio para la ejecución del ejercicio)

Se pulsa sobre el icono para que aparezcan las opciones de calibrar el sensor de fuerza y para subir/bajar el brazo.



Para calibrar el sensor de fuerza, siempre necesario cada vez que se cambia de accesorio para la ejecución de un ejercicio y, muy recomendable, cada vez que se inicia por primera vez el sistema. Se pulsa sobre el botón de calibrar.



Aparece el peso que tiene el accesorio, y sin agarrarlo ni permitiendo que esté en contacto con el suelo, se pulsa sobre calibrar para que se realice la acción y aparezca 0.0 kg o un valor muy cercano al mismo. Durante la acción de calibración, se emiten unas señales luminosas consistentes en el parpadeo de color naranja de la luz. Si al finalizar la acción no aparece el valor 0.0 kg, repetir el procedimiento.



Subir y bajar el brazo

Para subir y bajar el brazo hay que pulsar sobre el icono para que aparezcan las opciones de ejecución. Es muy recomendable no tener cogido el agarre, ya que la cuerda se desplazará hasta que se mantenga en contacto con la polea.



Una vez que la cuerda está en contacto con la polea se procederá a realizar la siguiente acción que muestra la ventana. Aparece la instrucción de soltar el pasador para liberar el sistema de poleas y se pueda desplazar a lo largo de la columna perforada. El pasador se

libera de la siguiente manera: Tirar de la pieza que es retractil y girar 30 grados en cualquier dirección.



Una vez que se ha soltado el pasador para liberar el sistema, simplemente hay que determinar el número de posiciones que el brazo con polea va a subir o bajar. Repetir la operación hasta dejar el brazo en el lugar deseado.



Al llegar al lugar deseado, volver a fijar el pasador repitiendo la acción anterior. Girar la pieza 30 grados en cualquier dirección y esperar hasta que se proyecta al interior para asegurar la posición del brazo.

Volver a pulsar sobre el icono para continuar el desarrollo de la sesión. Al pulsar sobre el icono para recoger el desplegable para calibrar y subir/bajar el brazo el sistema hace un rebote contra la polea por lo que es recomendable no tener cogido el agarre.



El dispositivo almacena la posición en la que se encuentra el brazo polea para la siguiente vez que el usuario vuelva a realizar el ejercicio. Si la posición se quiere

modificar, solamente hay que pulsar sobre el número que la indica y desplazarse sobre los botones hasta colocar la posición deseada y actualizada.



Acceso del programa del dispositivo por usuario

Una vez el usuario haya sido registrado podrá acceder al programa mediante cuenta de usuario y contraseña. Automáticamente se mostrará el resumen de la sesión a realizar y presentación progresiva de los ejercicios a realizar. Si tiene más de un programa y/o test asignado, aparecerá la misma distribución que hay en el apartado anterior



El sistema consta de un código de luces situadas en la parte de arriba. Luz roja que indica que el dispositivo se encuentra en estado de reposo. La luz verde parpadeando indica que el dispositivo está en pausa durante un ejercicio o a la espera de comenzar el ejercicio. La luz verde se mantendrá fija mientras se está realizando un ejercicio.



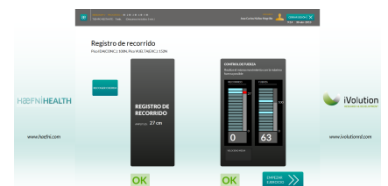
Si es la primera vez que realiza el ejercicio, el sistema le indicará la necesidad de realizar un registro de recorrido de movimiento.

Anterior a ese registro de recorrido, se puede sacar o recoger cuerda para alcanzar la posición más adecuada a la ejecución del ejercicio.

Compruebe que en cada ejercicio aparece el mensaje de conformidad (OK).

Si le sale un mensaje de error de registro, ha de repetir el ejercicio para que sea bien registrado.

Una vez realizado el registro se puede iniciar la actividad siguiendo las instrucciones mostradas en pantalla.



En los ejercicios Tónicos, también se debe hacer un registro de fuerza para que los parámetros del ejercicio se actualicen correctamente. Este registro de fuerza consiste en dos repeticiones, donde se deberá ejercer la mayor fuerza posible durante todo el rango de recorrido del ejercicio. Si se hace correctamente aparece el mensaje de conformidad (OK).

Desde el perfil de especialista se configura la pantalla para que cuente con la información más útil para una mejor realización de los ejercicios. Además de la opción de pausar la actividad, el usuario puede observar el número de repeticiones válidas realizadas, el total a realizar, e indicadores a tiempo real del movimiento realizado en cada ejercicio, los picos de fuerza y de velocidad, la aceleración, una comparativa de la potencia y trabajo realizado en comparación con la media establecida a partir de los resultados de este tipo de ejercicio. Asimismo, dos diagramas indicativos de la fuerza en relación a la distancia y al tiempo. Su visualización en pantalla puede variar dependiendo de la configuración elegida desde el perfil especialista.

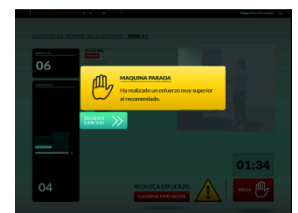


Desde el panel podrá seleccionar la cámara que quiere activar para un mejor seguimiento audiovisual en la realización de cada ejercicio.

Aviso esfuerzo excesivo. El sistema permite al especialista fijar la intensidad de los ejercicios. Si se realizan con demasiada intensidad, aparecerá un mensaje de alerta avisando que debe moderar la intensidad.



Si se mantiene esa intensidad excesiva este aviso se hará más notable llegando al extremo de pausarse automáticamente el dispositivo mostrando una señal de alerta con la opción de pasar al siguiente ejercicio, avisar al especialista o finalizar la sesión.



Cada vez que se finaliza la serie de ejercicios, se mostrará en pantalla el tiempo total disponible de descanso y un reloj en cuenta atrás del que resta para reiniciar la actividad. Además, información de los resultados obtenidos en cuanto a pico fuerza, movimiento, pico velocidad, potencia y trabajo máximo, y unos diagramas indicativos de la fuerza en relación a la distancia y al tiempo.



Antes de pasar a la siguiente serie o ejercicio, el usuario deberá valorar su sensación de dolor y esfuerzo.

Si durante la realización de una serie se quiere abandonar la sesión, previamente hay que pausarla. Una vez interrumpida, aparece un mensaje de sesión pausada dando opción de continuar o abandonar la sesión.

Para abandonar cuando no se están realizando ejercicios, se ha de pulsar en el botón de CERRAR SESIÓN, situado en la parte superior derecha. **Atención:** recuerda realizar en todo momento los ejercicios en la postura adecuada, tal y cómo se muestra en la pantalla. Por el contrario, no se lograrán los efectos deseados o peor aún, se pueden generar lesiones.

Modos de Funcionamiento

0 – Registro de movimiento

Se divide en dos partes. Cuando la dejas parada por primera vez entiende que es la distancia necesaria para empezar el ejercicio (cm de cuerda sacada) y a partir de ahí comenzaría el ejercicio, registrando su rango cuando vuelvas a pararte.

1 – Isocinético

Se define una velocidad constante hasta el fin del recorrido. Requiere una pequeña fuerza de activación para que se mueva y no hay límite de fuerza ejercida.

2 – Pleocinético

Se varía a voluntad la velocidad durante el recorrido.

7. **Pleocinético Lineal.** Se va aumentando (*acelerativo*) o disminuyendo (*desacelerativo*) linealmente la velocidad del movimiento durante el recorrido completo.
8. **Pleocinético Lineal Doble máximo número de paradas.** Permite variar la velocidad linealmente en dos secciones elegidas del recorrido.

3 – Isotónico

Resistencia fija con recorrido cerrado. Se mueve cuando se vence la resistencia prefijada y permite acelerarla. Cuando se acelera, no disminuye la resistencia, que permanece constante (no efecto inercial). En la ida, si se hace menor fuerza que la resistencia, el movimiento se decelera hasta pararse. En la vuelta, si se hace más fuerza que la resistencia, el movimiento se decelera hasta pararse.

4 – Pleotónico

Se varía a voluntad la resistencia durante el recorrido.

9. **Pleotónico Lineal.** Resistencia variable linealmente (progresiva o regresiva) con recorrido cerrado. Se mueve cuando se vence la resistencia prefijada en cada punto del recorrido y permite acelerarla. Cuando se acelera, no disminuye la resistencia (no efecto inercial) sino que se mantiene la prefijada en cada punto del recorrido. En la ida, si se hace menor fuerza que la resistencia, el movimiento se decelera hasta pararse. En la vuelta, si se hace más fuerza que la resistencia, el movimiento se decelera hasta pararse.
10. **Pleotónico Lineal Doble.** Permite variar la resistencia linealmente en dos

secciones elegidas del recorrido.

5 – Flexibilidad

Son ejercicios a una velocidad lenta o muy lenta, dónde se obtiene el punto de inicio quedando libre el punto final para aumentar el estiramiento muscular. La ejecución se realiza una vez que se ha determinado el punto final, el sistema inicia el retorno al punto de inicio a una velocidad muy lenta. Siempre que se realiza fuerza mayor a los valores de fuerza predeterminados (ver Inicio Rápido) el sistema se detiene, pudiendo realizar una contracción isométrica, y cuando vuelve a detectar valores de fuerza inferiores reinicia el retorno hacia el punto de inicio.

Recomendaciones

- Los ejercicios se pueden colocar marcas para conocer los valores de la ejecución y el porcentaje de acierto establecido en cada repetición. Estas marcas se establecen en el gestor de escritorio por parte del especialista.
- Posicionamiento para pruebas estándar y patrones de ejercicios (flexión, extensión, etc. de pie, sentados, tumbados, etc.).

Sistema de luces de Haefni

Verde	Modo cinético / Pleocinético
Azul	Modo Tónico / Pleotónico
Turquesa	Sistema en espera
Rojo	Pausa / Isometría
Amarillo	Movimientos Internos (P. e.: sacar o recoger cuerda)
Morado	Registro de Recorrido
Verde	Registro de Fuerza
Blanco	Modo Flexibilidad
R A N D O M	Encendido / Calibrar

Configuración de ejercicios

- Verificar la calibración por lo menos dos veces al mes. Si se van a utilizar los datos en un tribunal o investigación, calibrar y verificar antes de la prueba que se realiza.
- Cada paciente debe realizar el test de rango de movimiento antes de cada ejercicio para optimizar la ejecución del ejercicio.
- Asegúrese de familiar al usuario con el equipo antes del test de rango de movimiento para garantizar el aprendizaje.
- Utilice la higiene postural apropiada, haciendo todo lo posible para restringir el movimiento a la zona de interés. El movimiento incontrolado conduce a errores de pruebas.
- Alineación de los ejes de movimiento con el eje anatómico de rotación del sujeto es crucial para asegurar la coherencia del movimiento con la biomecánica de la articulación. La alineación correcta también ayuda a eliminar la carga estresante de la articulación y el reclutamiento de otros grupos musculares.
- El estímulo verbal y visual debe ser coherente.

Nota: Al ver los valores de la prueba en el monitor, se puede recomendar al usuario que llegue a los niveles marcados por el especialista para una correcta ejecución a fin de alcanzar los valores para cumplir con el objetivo propuesto.

Modos de ejercicios

- **De pie.** El ejercicio se va a realizar de pie, a la distancia del dispositivo, con una ligera flexión de piernas y manteniendo la espalda recta.
- **Tumbado.** El ejercicio se va a realizar tumbado (en el suelo o sobre una Camilla/banco).
- **Sentado.** El ejercicio se puede realizar sentado: a 90 grados, inclinado (formando un ángulo de 135° con respecto a la horizontal) o declinado (formando un ángulo de 270° sobre la horizontal). Si se adjunta banco, poner las características del banco.
- **Flexión.** Movimiento por el cual una parte corporal se aproxima entre sí en dirección anteroposterior.
- **Extensión.** Movimiento de separación entre las partes del cuerpo en dirección anteroposterior.
- **Rotación.** Movimiento de cambio de orientación de un fragmento corporal de forma que un punto permanece fijo.
- **Abducción.** Movimiento por el que una extremidad del cuerpo se aleja de su plano medio.

- **Aducción.** Movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría medial.
- **Empuje.** Movimiento de alejamiento de una extremidad con respecto al eje corporal.
- **Tracción.** Movimiento de atracción de una extremidad hacia el eje corporal.

Nota: El sistema es extremadamente versátil y puede adaptarse a muchos test y necesidades de cualquier ejercicio. Si usted encuentra una nueva configuración que pueda ser especialmente útil en su práctica, asegúrese de documentarlo y facilitar la información para su estudio e inclusión en la base de datos.

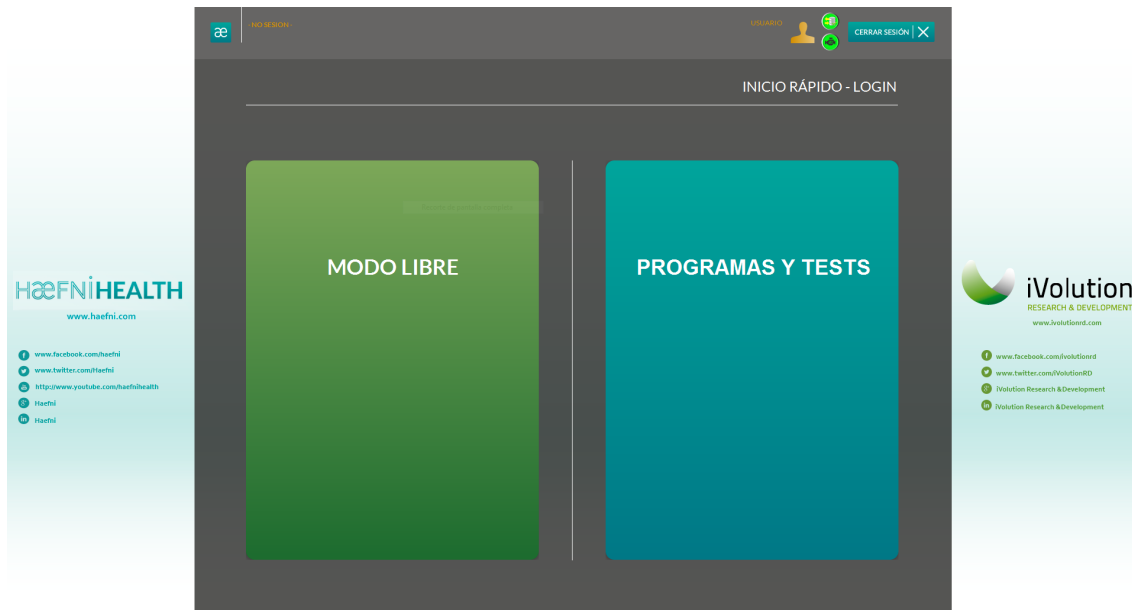
Conectividad del dispositivo

Para que el dispositivo HHE 1.0 funcione correctamente, se deben dar las siguientes circunstancias:

- Exista conexión entre el ordenador y el dispositivo HHE 1.0: necesario para el envío de datos (motor, posición, distancia, fuerza...)
- Exista conexión con Internet en el ordenador: para el envío de los resultados a la base de datos propia de cada cliente que se almacena en nuestros servidores externos.

Para ello, se ha dotado a la aplicación INTERFAZ de unos mecanismos que nos permiten verificar en todo momento que esas condiciones se cumplen. La aplicación es capaz de detectar en cualquier instante si se ha perdido la conexión, y mostrarnos mensajes de error por pantalla que nos indiquen qué sucede. A partir de ahí, explicaremos como actuar en los distintos casos.

Como podemos ver, cuando iniciamos “Interfaz”, en la parte superior derecha, hay dos iconos:



El icono superior se refiere a la conexión con Internet y el icono inferior a la conexión con el motor.



Si perdemos la conexión con el motor o con Internet, el icono correspondiente se pondrá de color rojo y nos mostrará por pantalla el aviso. Si por el contrario, la conexión se encuentra activa, el icono se mantiene en color verde en todo momento.



Pérdida de conexión con Internet



Pérdida de conexión con el motor

Pérdida de conexión con el motor:

La conexión entre el ordenador y el motor, se realiza mediante un cable de red RJ-45 UTP Cat.5e. Este cable une la tarjeta de red del ordenador y la tarjeta de red del

dispositivo HHE 1.0. Ambos se pueden encontrar en la parte trasera de los dispositivos. Si en cualquier instante durante la ejecución de “Interfaz”, nos muestra el mensaje de error continuamente, deberíamos revisar que el cable de red en cualquier de sus dos extremos esté bien conectado, es decir, que no se haya soltado y que haga buena conexión su conector. Podemos también probar con otro cable de red para descartar que exista una falla en ese cable. En caso de ser así, si el mensaje persiste, debéis contactar con nuestro Servicio de Atención al Cliente.

Pérdida de conexión con Internet:

La conexión entre el ordenador e Internet, se puede realizar de las siguientes formas:

- Mediante cable de red RJ-45 al Switch o Router donde se sitúe el dispositivo HHE 1.0. Hay que tener en cuenta que el ordenador sólo dispone de una tarjeta de red, así que si se quiere tener por cable, habrá que adquirir por separado un conector USB-RJ45 que nos añadirá una segunda tarjeta de red al ordenador.
- De modo inalámbrico mediante WiFi. El ordenador dispone de tarjeta de red inalámbrica que deberá ser configurada por el Dpto Informático correspondiente para conectarse a Internet en su red corporativa.

Cuando el icono de Internet cambia a color rojo, puede indicar alguno de los siguiente errores:

- Del lado del cliente:
 - o No existe conexión con Internet en la red corporativa del cliente: debe contactar con su Departamento Informático para que solucione el problema.
 - o No está abierto el puerto de red 3306 en la red corporativa del cliente, necesario para realizar consultas a la base de datos de iVolution R&D: debe contactar con su Departamento Informático para que solucione el problema.
- Del lado de iVolution R&D
 - o El servidor externo donde se almacenan las bases de datos, esta caído temporalmente: debe contactar con el Servicio de Atención al Cliente de iVolution R&D para que solucione el problema.

Información Técnica rangos de velocidades y parámetros de intensidad.

Rangos de velocidades máximas

Articulación	Movimiento	Velocidades	
		Paciente	Atleta
Rodilla	Flexión/Extensión	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Rodilla	Rotación	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Hombro	Flexión/Extensión	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Hombro	Rotación Interna/Externa	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Hombro	Aducción/Abducción	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Hombro	Press	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Hombro	Tracción	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Codo	Flexión/Extensión	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Muñeca	Flexión/Extensión	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Cadera	Flexión/Extensión	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Cadera	Aducción/Abducción	1 ms ⁻¹	1,5 ms ⁻¹
Cadera	Rotación	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Tobillo	Flexión/Extensión	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Tobillo	Rotación	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Tronco	Rotación	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹
Tronco	Flexión Lateral	0,5 ms ⁻¹	1 ms ⁻¹

Rangos de intensidades

De 0 a 120 % con un peso máximo de 60 Kg.

Uso de material adicional

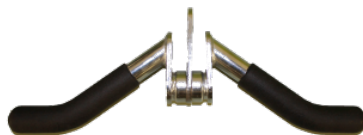
Agarre a una mano. Material con el que se va a realizar el ejercicio consistente en una empuñadura para poder ejecutar con una extremidad.



Barra corta. Material consistente en una barra con un anclaje para ejecutar ejercicios de forma simultanea.



Barra corta zig zag. Material consistente en una barra con un anclaje y con forma triangular para ejecutar ejercicios de forma simultánea, principalmente de extensión de brazos.



Barra jalón. Material consistente en una barra con empuñaduras y un anclaje en el centro para poder ejecutar con ambas extremidades, principalmente ejercicios de tracción.



Chaleco. Material con el que se va a realizar el ejercicio colocado sobre los hombros del usuario, a modo de jersey, y anclado al sistema para la ejecución de los ejercicios.



Cinta para mano. Material con el que se va a realizar el ejercicio que irá amarrado al final de la extremidad para ejecutar el ejercicio sin necesidad de agarre.



Cinta para pie. Material con el que se va a realizar el ejercicio que irá amarrado por la articulación del tobillo para ejecutar el ejercicio sin necesidad de anclaje.

Tobillera. Cinta anclada al sistema. La colocación es a modo de calzado, colocando el pie de forma que siempre se ejerza la mayor fuerza en la ejecución sobre la zona acolchada blanca.



Vista superior



Vista lateral

Cuerda. Material para agarrar y realizar ejercicios de flexión y extensión de brazos. Viene preparado para realizar de forma simultánea (2 agarres) o de forma unilateral (1 agarre).



2 agarres














1 agarre

Agarre estrecho. Material con un anclaje para mantener los brazos próximos entre sí a la hora de ejecutar ejercicios principalmente de tracción.





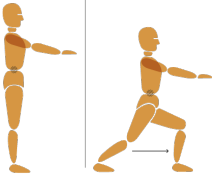

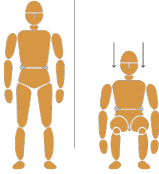

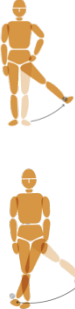









Accesorios y movimientos que se pueden hacer por articulación




	Movimiento	Material
Tobillo		Chaleco  Cinta pie 
		Cinta pie 









	Movimiento	Material
Rodilla	 	Cinta pie  Tobillera 
		Cinta pie 


Ca de ra	Movimiento	Material
----------------	------------	----------

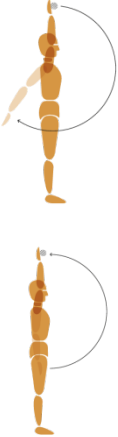





		<p>Cinta pie</p> 
		<p>Tobillera</p> 
		<p>Chaleco</p> 
		<p>Chaleco</p> 
		<p>Cinta pie</p> 
		<p>Tobillera</p> 
	<p>Cinta pie</p> 	





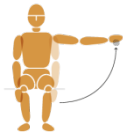
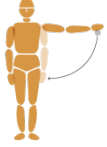



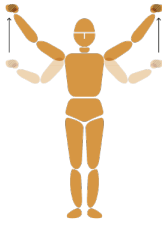



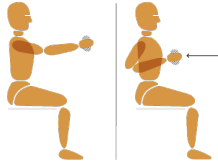


	Movimiento	Material
Muñeca		<p>Agarre</p> 

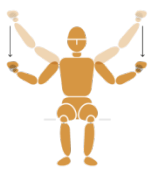



		 Cinta mano 
--	---	--

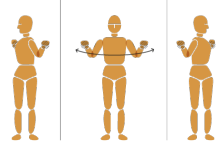




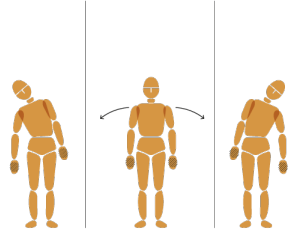


	Movimiento	Material
Codo		Agarre  
		Cinta mano  Barra corta   Barra larga  Cuerda 1 y 2 apoyos

		
--	--	---

	Movimiento	Material
Hombro		<p>Agarre</p>  <p>Cinta mano</p>  <p>Barra corta</p>  <p>Barra larga</p>  <p>Cuerda 1 y 2 apoyos</p> 

		<p>Agarre</p>   <p>Cinta mano</p> 
	 	<p>Agarre</p>   <p>Cinta mano</p> 
		<p>Agarre</p>   <p>Cinta mano</p> 
		<p>Agarre</p>  

		<p>Cinta mano</p>  <p>Agarre estrecho</p>  <p>Barra larga</p> 
--	---	---

	Movimiento	Material
		<p>Agarre</p>   <p>Cinta mano</p>  <p>Agarre estrecho</p> 
Tronco		<p>Agarre</p>   <p>Cinta mano</p>

		
--	--	---

Solución de problemas habituales

La mayoría de los problemas de el dispositivo se pueden solucionar siguiendo estos pasos de abajo. Busque el síntoma que correspondiente y siga los pasos indicados. Si necesita más ayuda, póngase en contacto con el **departamento de atención al usuario**.

Tenga en cuenta que el dispositivo se activa por orden del ordenador, si desde este se produce un error, aquí puede consultar como solucionarlo.

Para detener cualquier actividad que esté realizando el dispositivo, basta con pulsar sobre el botón y comenzar la actividad requerida. Si el sistema no cesa en su actividad, apagarlo y ponerse en contacto con el Servicio de Atención al Cliente.



SÍNTOMA A: El dispositivo no enciende, luces verde y roja apagadas.

SOLUCIÓN 1: Compruebe el que el cable de alimentación se encuentra conectado correctamente, para ello, coloque el interruptor en posición de apagado, ajuste bien el cable y vuelva a colocar el interruptor en posición de encendido.

SOLUCIÓN 2: El interruptor de encendido consta de una luz interna, cuando este se encuentra en posición de encendido y alimentado correctamente la luz debe estar encendida. De no ser así puede haber un problema en la instalación eléctrica.

SOLUCIÓN 3: Si la solución 1 y 2 no funcionan, es posible que el fusible que hay colocado en la entrada del cable de alimentación se haya fundido. Es importante que una persona cualificada realice la comprobación y sustitución del fusible. Para sustituirlo espere 10 minutos con el sistema totalmente desconectado de la red eléctrica, después extraiga el fusible que se encuentra donde el conector de alimentación del sistema. Debe haber un recambio en el mismo conector, cámbielo y compruebe nuevamente si todo va bien. Si no hubiera recambio contacte con el servicio técnico.

SOLUCIÓN 4: Si después de realizar todo lo anterior, el ordenador no es capaz de accionar el sistema, por favor, desconecte el equipo por completo y contacte lo antes posible con el servicio técnico.

SÍNTOMA B: El dispositivo se enciende, pero no se mueve (alguna de las luces roja o verde encendidas).

SOLUCIÓN 1: Si el ordenador no avisa de fallo de conexión y ambas luces se encuentran encendidas al mismo tiempo, indica que algo en el sistema está bloqueado, apague el sistema del interruptor, espere 15 segundos y conéctelo de nuevo. Compruebe nuevamente la conexión en el ordenador.

SOLUCIÓN 2: Si la conexión no es el problema, asegúrese de haber realizado correctamente los ajustes para la inicialización del ejercicio. Si el problema persiste, póngase en contacto con el servicio técnico.

SOLUCIÓN 3: Si el ordenador no detecta al sistema, asegúrese de que la conexión de red entre el ordenador y el dispositivo se ha realizado correctamente, desconecte los cables y vuelva a conectarlos, si el problema persiste, repita esta acción con el sistema desconectado, si aún así el problema continua por favor póngase en contacto con el servicio técnico.

SÍNTOMA C: Las pantalla táctil no funciona correctamente

SOLUCIÓN: póngase en contacto con el servicio técnico, mientras tanto puede conectar un ratón USB y usar el dispositivo normalmente.

SÍNTOMA D: El dispositivo no se conecta a la red inalámbrica

SOLUCIÓN: comprueba que el router esté encendido y que aparezca en redes detectadas, compruebe la clave.

CERTIFICADO DE GARANTÍA

IMPORTANTE: Usted debe registrar este producto dentro de los 30 días siguientes a la fecha de la compra para evitar cargos adicionales por el servicio necesario por la garantía.

Ir a www.haefni.com/registroproducto.

El presente certificado de garantía garantiza la calidad del producto que adquiere, en los términos legalmente establecidos, durante el periodo determinado en el mismo y a partir de la fecha de entrega. Ivolution R&D, S.L., con domicilio social en Carretera de Jaén, Km. 427 Polígono Industrial Olinda. Nave 17. 18.197 – Pulianas. Granada (España), concede el periodo de garantía especificado en el presente certificado, por defectos de materiales o fabricación en sus productos distribuidos en España. A continuación se detallará la duración de la garantía por (tipo de) producto. El cliente queda obligado por los términos y condiciones especificados en la garantía de los productos objeto de la compra a través de o uno de sus afiliados, sucursales y/o distribuidores. La garantía se aplica siempre y cuando el producto sea utilizado bajo las condiciones normales de explotación determinadas por el fabricante. Las garantías recogidas en el presente certificado serán prestadas por Ivolution con sujeción a los términos y condiciones generales expresadas en el presente documento.

Ivolution reconoce sin limitación alguna los derechos de garantía regulados en el Real Decreto-Legislativo 1/2007 (o norma que la sustituya en la regulación del régimen jurídico de la garantía en la venta de bienes), siempre que el producto se encuentre dentro de su ámbito de aplicación y el adquirente tenga la condición de consumidor protegido. No obstante, en la medida que los compradores potenciales de los productos de Ivolution no son consumidores finales, la garantía de los productos se regirán por lo dispuesto en este documento.

1.- RECLAMACIÓN DE LOS DERECHOS DE GARANTÍA

1.1.- Cualquier cliente o usuario de los productos de Ivolution, en orden a reclamar los derechos de garantía establecidos en el presente documento, deberá proceder de la siguiente forma:

1.1.A. Informar de inmediato y por escrito a la empresa que le vendió el producto, o en su defecto, al representante de Ivolution en España, cuyo domicilio se especifica en el primer párrafo de este documento. Dicho informe deberá ir acompañado de una copia del justificante de compra del equipo o elemento objeto de reclamación en el que figure la fecha de adquisición.

1.1.B. Recibida dicha reclamación, el departamento de servicio postventa procederá a su análisis, resolviendo su procedencia o no, justificadamente al amparo de lo establecido en el presente documento de garantía, e informando de ello al cliente y de las instrucciones a seguir, en el plazo más breve posible. La devolución del equipo o producto objeto de reclamación no podrá realizarse sin la previa autorización por escrito del departamento de servicio postventa de Ivolution.

1.1.C. Una vez establecida la justificación de la reclamación de garantía, el servicio de postventa de Ivolution organizará, la reparación y, cuando esto no sea posible, la sustitución del equipo, elemento o producto defectuoso. Si el producto es enviado a un centro de servicio de Ivolution, los gastos de transporte serán de cuenta del cliente. Si las piezas de repuesto se envían mientras el producto está en garantía, el cliente será responsable de los gastos de manipulación mínima. Para el servicio a domicilio, el cliente será responsable de los costes de envío mínimo. Esta garantía no se extiende a daños durante el transporte del producto

1.1.D. Todos los equipos, elementos o productos reemplazados después de su sustitución en aplicación de la presente garantía volverán a ser propiedad de Ivolution.

1.1.E. Los derechos de garantía aquí establecidos no necesariamente cubren los costes de transporte de los equipos, elementos o productos defectuosos, derivados de la devolución a Ivolution y de su posterior reposición al cliente. No cubre, así mismo, los costes de intervención derivados del desmontaje del equipo defectuoso, ni los de la reinstalación posterior de los equipos repuestos.

2.- EXCLUSIONES Y LIMITACIONES DE GARANTÍA

2.1.-Con carácter general, se encuentran cubiertos por garantía los defectos de materiales y fabricación. Salvo de resultar aplicable en RDL 1/2007 (en cuyo caso se presumirán por 6 meses), nunca se presumirá que un defecto es de fabricación. Estarán exentos de los derechos de garantía aquí establecidos los daños y fallos de funcionamiento o de servicio de los equipos, productos o elementos que tengan su origen en:

2.1.A. Posibles accidentes, golpes, manipulaciones indebidas o uso negligente, impropio o claramente inadecuado del equipo, elemento o producto sujeto a la garantía.

2.1.B. No respetar las instrucciones de instalación, uso y mantenimiento establecidas en la documentación acompañante al producto suministrado, manual de instrucciones y/o los reglamentos y normativas técnicas y de seguridad vigentes, de rango nacional o local, que le fueran de aplicación en cada momento.

2.1.C. Exposición a ambientes corrosivos y deteriorantes.

2.1.D. Modificaciones, instalaciones, reparaciones o empleos erróneos, aplicado al interior del equipo, elemento o producto suministrado, y no realizados por personal autorizado por el servicio de postventa de Ivolution.

2.1.E. Daños producidos por inundaciones, plagas, terremotos, acciones de terceras partes o cualesquiera otras causas de fuerza mayor ajenas a las condiciones normales de funcionamiento del equipo y al control de Ivolution.

2.2.- La responsabilidad de Ivolution derivada del presente certificado de garantía estará limitada a las obligaciones expresadas anteriormente y, cuantitativamente, al importe de la factura abonada por el cliente (que haya sido abonado de forma efectiva) en concepto de compra del equipo, elemento o producto objeto de reclamación, quedando expresamente excluida cualquier responsabilidad por daños indirectos tales como la pérdida de ingresos o beneficios de explotación, etc.

2.3.- Las citadas limitaciones de garantía serán de aplicación siempre y cuando no contravengan las disposiciones legales aplicables en cada país respecto de la responsabilidad por el producto. De darse esta circunstancia de anulación de alguna de las disposiciones anteriores, la nulidad solo afectará a esa disposición en particular, manteniéndose vigentes el resto de las mismas.

2.4.- Queda excluido cualquier otro derecho de garantía que no se encuentre mencionado expresamente en el presente certificado de garantía.

3.- DURACIÓN DE GARANTÍA

3.1- Los derechos de garantía establecidos en el presente documento podrán ser reclamados durante el periodo de vigencia establecido en cada caso y de forma inmediata a su detección, salvo que se trate de defectos visibles y obvios antes de instalar el producto, en cuyo caso la reclamación deberá efectuarse en un plazo límite de una semana a contar desde la fecha de entrega al primer comprador.

3.2.- Con carácter general se reconoce un plazo de garantía de dos años desde la entrega del producto, a excepción de los siguientes componentes:

3.3.- El marco y brazo metálicos y piezas mecánicas (poleas, rodillos, reductora) tienen una garantía de 12 meses a partir de la fecha de compra. Las piezas electrónicas tienen garantía de por vida. La cuerda tiene garantía de 3 meses a partir de la fecha de compra. El motor tiene una garantía de 12 meses a partir de la fecha de compra. El ordenador y monitor y las fuentes de alimentación del sistema tienen garantía de 12 meses desde la fecha de compra.

STUDY II

Study II: Reliability of two incremental evaluation protocols: isokinetic flexion exercise and hip extension in healthy women

Abstract

The hip muscles play an important role in controlling the transverse and frontal plane of the femur during displacement. The hip extension and abduction/adduction exercises are among the most widely evaluated protocols both clinically and in research. The objectives of this study were to analyze which assessment protocol in an isokinetic strength regime (distal grip-ankle vs. proximal grip-knee) best represents the action of hip extension and to analyze the test-retest reliability in the variables peak force (PF) and work (W). A total of 20 subjects participated in this research. All participants were female. The mean and standard deviations of age, weight and height were 21 ± 3.9 years, 65 ± 11 kg, 166 ± 3.4 cm, respectively. Significant differences were found in both variables (PF and W) between protocols 1 and 2 ($p < 0.05$) on assessment days 1 and 2. No differences between days 1 and day 2 in either protocol ($p < 0.05$) were found. Index values of interclass correlation (ICC) of protocol 1 ranged between 0.38 and 0.86. In protocol 2 the ICC range was between 0.33 and 0.87. In light of these results, the hip extension exercise with a proximal grip best represents the strength of the muscle groups involved in this action.

Key words: hip extension, lower body strength testing, and isokinetic.

Introduction

The hip muscles play an important role in controlling the transverse and frontal plane of the femur during displacement. Hip extension and abduction/adduction exercises are among the most widely evaluated research and clinical protocols. Typically, when these exercises are carried out isokinetically, the values of peak force (PF), work (W) and power (P) of the lower body are most commonly used [2, 6, 13, 14, 17]. Therefore, one of the main functions of the isokinetic assessment of hip musculature is to determine the values of PF, and W to prevent falls and restore balance to unstable situations [6, 11]. In addition, weakness and strength imbalances of the gluteus maximus (GM) are associated with lower limb injuries, including patello-femoral pain syndrome, ACL tears, and chronic ankle instabilities [9, 16, 10, 5]. Weakness in the GM muscles also leads to poor posture, difficulty walking and requires support from synergist muscles, thus causing other functional imbalances. Therefore, a specific GM neuromuscular re-education to strengthen these muscles is clinically recommended in rehabilitation programs to prevent or reduce lower back pain and to prevent lower body injuries [22]. On the other hand, evaluations of these exercises should be necessary because a lack of reliability in the measurements can have negative consequences on the decision-making process in both diagnosis and design of specific treatments.

Normally, the hip extension exercise is measured starting from a supine or prone position, using a range of motion (ROM) of 90 degrees. Further, straps are frequently used to immobilize and secure the trunk to the support bench of isokinetic device itself [2, 3, 21]. However, this creates an overly analytic situation that does not represent the functional reality of this set of muscles. Therefore, the use of mathematical models designed to predict the force generated in these movements is recommended [8, 19, 24]. The strength of the hip muscles has been studied in order to correlate its value with functional imbalances that can lead to lower body injury. Hollman, Kolbeck, Hitchcock, Koverman, & Krause [11] analyzed hip strength through isometric actions in abduction and adduction, as well as internal and external rotation. Correlations between force values versus the Q angle of knee and foot arch were ($r = 0.35$, $p = 0.025$). Kollock, Van Lunen, Linza & Onate [14] compared different exercises involving the major hip muscles to determine if an isometric measure could replace an isokinetic measurement. The results supported the idea of replacing one isometric value for an isokinetic value

and highlighted the substantial cost and limited portability of isokinetic systems as compared to devices that are easier to use.

The term reliability refers to the stability of a measure over the course of multiple measurements [12]. Generally, in health sciences reliability is confirmed using the test-retest method [25]. Based on this, if, a measurement of an individual is tested for a dependent variable on multiple occasions, the higher rate of intraclass correlation (ICC) obtained, the more reliable the measure. Furthermore, if the values of standard error of measurement (SEM) are known, both partial reliability as well as absolute reliability of these variables is known. Boling, Padue, & Creighton [3] conducted a hip extension work comparison protocol in patients with and without patello-femoral pain. The ICC and SEM of hip extension for variable PF were 0.79 and 15.63 N, and 0.89 and 15.01 N for concentric and eccentric phases, respectively. On the other hand, Burnett, Betts, & King [4] analyzed the reliability of torque produced by an isokinetic hip extension exercise in children. The speeds tested were $30^{\circ} \times \text{sec}^{-1}$ and $90^{\circ} \times \text{sec}^{-1}$ on two different days. The ICC obtained for flexion and hip extension at $30^{\circ} \times \text{sec}^{-1}$ and $90^{\circ} \times \text{sec}^{-1}$ were 0.63, 0.75 and 0.68, 0.84, respectively. The authors concluded that there are many factors that influence the reliability test, such as lack of precision in body placement at the start and end of ROM, and evaluation by the same evaluator. These are some of most important factors to consider.

Therefore, due to the lack of research evaluating the strength of hip extension in a functional status, the objectives of this study were to (a) analyze which assessment protocol on an isokinetic device (distal grip-ankle vs. proximal grip-knee) best represents the action of hip extension and (b) to analyze the test-retest reliability for the variables peak force and work.

Method

Participants

A total of 20 female participants carried out this research. The mean and standard deviation of age, weight and height were 21 ± 3.9 years, 65 ± 11 kg, 166 ± 3.4 cm. Prior to the assessment tests all participants signed an informed consent explaining the risks and benefits of participation in this research. The Ethics Committee at the University of Granada approved the procedure and the research was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki (1964).

Procedure

All tests were performed in a physical therapy clinic (Fisiosalud, Peligros, Granada, Spain). The procedure was explained to each of the participants in advance of the isokinetic evaluation test. All volunteers participated in two familiarization sessions prior to the testing. No participant had prior experience in conducting isokinetic tests. Participants performed a standardized warm-up consisting of 5 minutes on a stationary bike plus 2 sets of 15 repetitions of a specific movement rate (i.e. hip extension at a rate of $0.50 \text{ m} \times \text{sec}^{-1}$). After the warm-up was completed all the participants had a 5-minute break for rest and hydration.

Hip Extension Test (HET) on the Haefni Health System 1.0 (HHe1.0)

All participants were instructed to perform the hip extension exercise under the same mechanical conditions. They were positioned in an anatomical position standing in front of the HHe1.0 device. The pulley height was adjusted so that the resistance vector was perpendicular to the column with the mobile arm moved by the pulleys. In the initial position (see Figure n° 1), the feet were spread hip width apart, facing the pulley arm, this being the bisector relative to inside of the ankle (medial malleolus). To compare both assessment situations (distal grip-ankle vs. proximal grip-knee) a ROM of 30 cm was previously established for all participants. During the evaluation, the body was upright. Participants kept their arms by their sides with their hands resting on a

support to maintain balance during the test. The same researcher responsible for putting the participants in the correct evaluation position performed all evaluations.

INSERT FIGURE 1 (initial position)

Each exercise consisted of a hip extension with the support leg fully extended and the moving leg slightly bent to an angle of no more than 30°. Each participant was instructed to exercise at maximum strength throughout the ROM. Each exercise involved an extension movement (concentric phase), and another backward or flexion movement, (eccentric phase). The execution protocol was performed in isokinetic mode consisting of 3 repetitions (a repetition being extension and flexion) at four constant speeds (0.15, 0.30, 0.45 and 0.60 m x s⁻¹). These speeds were selected to facilitate analysis of how work and isokinetic strength peaks varied in an incremental protocol. The recovery between sets (velocity) was 1 minute for both legs. In both protocols participants had a total of 10 minutes of recovery. The mean of 3 repetitions of each strength test was used for data analysis to attempt to eliminate the effects of learning (first series) and fatigue (last series).

The HET was performed using two different grips. For the proximal grip test, the strap was placed just above the kneecap enveloping the entire leg. In the distal grip test, webbing was placed on the ankle, just above the malleoli (see Figure n° 1).

Devices

To assess strength, an isokinetic device was used (Haefni Health System, Ivolution R&D, Granada, Spain). The system is designed to test physical activities simulating real life physical motions, be it those of daily movement, or those of an elite athlete. Varying velocities and resistance levels from the electronic motor system take into account participant response and store settings for later use and application in therapy or training sessions.

Statistical analysis

All results were expressed as mean and standard deviations (SD). An analysis of variance for repeated measures (RM ANOVA) was performed (Day [2] x Protocol [2] x Orientation [2] x Velocity [4]) for each of the dependent variables (PF and W). Reliability analyses were conducted using the formula Index of intraclass correlation (ICC 2,1). Para el cálculo del tamaño del efecto (η^2) se utilizó omega (ω^2), ya que el tamaño muestral fue menor de $n = 30$. The Standard Error of Measurement (SEM) was estimated using the formula: $SEM = \sqrt{MSe}$, where MSe is the mean square of the errors of the ANOVA [12, 25]. SPSS (version 20 for mac, SPSS Inc, Chicago, IL) was used for analysis.

Results

Tables 1 and 2 summarize the descriptive statistics (Mean \pm SD) of PF and W on Day 2.

Table 1. Descriptive statistics (mean \pm SD) of the Peak Force variable (PF) during Day 2 evaluations.

	Protocol 1 (Ankle)		Protocol 2 (Knee)	
	PF extension (N)	PF flexion (N)	PF extension (N)	PF flexion (N)
Velocity1 (0.15 m x s⁻¹)	164 (48)	201 (50)	229 (84)	249 (73)
Velocity 2 (0.30 m x s⁻¹)	170 (41)	237 (51)	244 (98)	291 (90)
Velocity 3 (0.45 m x s⁻¹)	165 (37)	242 (51)	227 (84)	307 (94)
Velocity 4 (0.60 m x s⁻¹)	167 (54)	250 (55)	226 (105)	322 (104)

Table 2. Descriptive statistics (mean \pm SD) of the Work variable (W) during Day 2 evaluations.

	Protocol 1 (Ankle)		Protocol 2 (Knee)	
	Workextension (N)	Workflexion (N)	Workextension (N)	Workflexion (N)
Velocity 1 (0.15 m x s⁻¹)	91 (21)	53 (12)	101 (20)	60 (12)
Velocity2 (0.30 m x s⁻¹)	95 (22)	60 (15)	109 (20)	67 (16)
Velocity3 (0.45 m x s⁻¹)	95 (25)	62 (17)	110 (25)	73 (17)
Velocity4 (0.60 m x s⁻¹)	96 (24)	64 (16)	111 (32)	77 (20)

Comparison of Protocol 1 vs. Protocol 2 based on Test Day (Day 1 vs. Day 2)

Analysis of Peak Force Variable

The RM ANOVA showed significant differences in the protocol effect (F [1, 19] = 16.174, $\rho = 0.001$, $\omega^2 = 0.519$, $1-\beta = 0.964$) in the variable PF. The average value of PF in relation to the protocol, regardless of the other variables was $203 \pm 10.29 \pm 16.57$ N and 251 N for Protocols 1 (Ankle) and 2 (Knee), respectively.

The RM ANOVA showed significant differences in the interaction day \times protocol (F [1, 19] = 11.780, $\rho = 0.004$, $\omega^2 = 0.440$, $1-\beta = 0.894$). The post-hoc Bonferroni showed significant differences ($p = 0.001$ and $p = 0.003$) for Protocol 1 (Ankle) vs. Protocol 2 (Knee) on days 1 and 2, respectively. The mean values of PF were higher in Protocol 2 (Knee) 262 N vs. 199 N and 240 N vs. 207 N, for days 1 and 2, respectively.

Analysis of the Work variable

The RM ANOVA showed significant differences in the protocol effect (F [1, 19] = 18.154, $\rho = 0.001$, $\omega^2 = 0.548$, $1-\beta = 0.978$) in the variable Work. The average value of Work in relation to the evaluation protocol, regardless of the other variables was 76 ± 3.60 and 92 ± 5.44 J for Protocol 1 (Ankle) and Protocol 2 (Knee), respectively.

The RM ANOVA showed significant differences in the interaction day \times protocol (F [1, 19] = 7.752, $\rho = 0.014$, $\omega^2 = 0.341$, $1-\beta = 0.74$). The post-hoc Bonferroni showed significant differences ($p = 0.001$ and $p = 0.001$) for Protocol 1 (Ankle) vs. Protocol 2 (Knee) on Days 1 and 2, respectively. The mean values were higher in the Work Protocol 2 (Knee) 95 ± 6.89 vs. 75 ± 3.54 J for day 1 and 88 ± 4.92 vs. 76 ± 3.54 J for Day 2.

Comparison Day 1 vs. Day 2 for Protocol 1 vs. Protocol 2

Analysis of the Peak Force Variable

The RM ANOVA showed no significant differences based on Day (F [1, 19] = 0.462, $\rho = 0.507$, $\omega^2 = 0.030$, $1-\beta = 0.098$) in the variable PF. The average value of PF according to assessment protocols 1 and 2, regardless of the other variables was $199 \text{ N} \pm 9.16$, $20.16 \pm 206 \text{ N}$ and $262 \text{ N} \pm 20$, $240 \pm 15.52 \text{ N}$ for Days 1 and 2, respectively.

The RM ANOVA showed no significant differences in the Protocol x Day interaction ($p = 0.475$ and $p = 0.125$) for the comparison of Protocols 1 (Ankle) and 2 (knee) on Day 1 vs. Day 2, respectively.

Analysis of the Work Variable

The RM ANOVA showed no significant differences in the Day effect (F [1, 19] = 0.462, $\rho = 0.502$, $\omega^2 = 0.031$, $1-\beta = 0.099$) in the Work variable. The average value for Work based on the assessment day regardless of the other variables was 85 ± 4.88 and $83 \pm 4.5 \text{ J}$ for Days 1 and 2, respectively.

The RM ANOVA showed no significant differences in Protocol x Day interaction ($p = 0.680$ and $p = 0.191$) in comparison of Protocols 1 (Ankle) and 2 (knee) on Day 1 vs. Day 2, respectively.

Analysis of the Reliability of Protocol 1 (Distal grip- Ankle)

Table 3 summarizes the ICC of Protocol 1 (Distal Grip - Ankle) in all test conditions.

Table 3. Index Values of intraclass correlation (ICC) and Standard Error of Measurement (SEM) for all conditions evaluated in Protocol 1 (Ankle).

Day 1	Day 2	Direction	Variable	ICC , (SEM [N]) Velocity 1	ICC (SEM, [N]) Velocity 2	ICC (SEM, [N]) Velocity 3	ICC (SEM, [N]) Velocity 4
Protocol 1	Protocol 1	1	PF	0.55 (53)	0.33 (72)	0.65 (50)	0.63 (62)
Protocol 1	Protocol 1	2	PF	0.59 (49)	0.71 (55)	0.74 (57)	0.74 (60)
Protocol 1	Protocol 1	1	W	0.71 (16)	0.72 (20)	0.78 (17)	0.83 (20)
Protocol 1	Protocol 1	2	W	0.58 (11)	0.59 (15)	0.72 (13)	0.87 (12)

*Abbreviations = Index of intraclass correlation (ICC), Standard Error of Measurement (SEM),

Velocity Direction 1 = extension, Direction 2 = flexion

Reliability Analysis of Protocol 2 (Proximal Grip _Knee)

Table 4 summarizes the ICC Protocol 2 (Proximal Grip _Knee) for all conditions tested.

Table 4. Index Values of intraclass correlation (ICC) and Standard Error of Measurement (SEM) for all conditions evaluated in Protocol 2 (Knee)

Day 1	Day 2	Direction	Variable	ICC (SEM [N]) Velocity 1	ICC (SEM [N]) Velocity 2	ICC (SEM [N]) Velocity 3	ICC (SEM [N]) Velocity 4
Protocol 2	Protocol 2	1	PF	0.52 (41)	0.38 (56)	0.55 (43)	0.76 (49)
Protocol 2	Protocol 2	2	PF	0.56 (40)	0.69 (40)	0.63 (50)	0.68 (45)
Protocol 2	Protocol 2	1	W	0.56 (15)	0.76 (12)	0.83 (12)	0.82 (12)
Protocol 2	Protocol 2	2	W	0.57 (11)	0.72 (9)	0.68 (10)	0.79 (9)

*Abbreviations = Index of intraclass correlation (ICC), Standard Error of Measurement (SEM),

Velocity Direction 1 = extension, Direction 2 = flexion.

Discussion

One of the main objectives of this study was to analyze which protocol (distal grip-ankle vs. proximal grip-knee) performed on an isokinetic device best represented the action of a hip extension (concentric-eccentric phase) carried out from a functional position. In addition, another objective was to analyze the test - retest reliability of the variables PF and W in both evaluation protocols.

The main contribution of this research is the novelty of a hip extension protocol from a standing position. Most papers found in the literature on the subject [1, 2, 3, 15, 18, 23] have evaluated the performance of hip extension from a supine position. In our point of view, evaluation of the hip extension from a lying-down position does not represent a biomechanical reality regarding the use of hip muscles. This is, at best, an isolated and analytical evaluation, since it does not take into account the stabilizing role of the hip in addition to the involvement of different muscle chains. Furthermore, some other research [7, 14] assessed this exercise starting from a standing position. Similarly, our research is based on a standing position, in addition to the use of a stabilizer to ensure an upright position of the torso (see Figure 1). The HHe1.0 device enabled the maximum dynamic force of the hip extensor muscles to be measured isokinetically with a linear force vector for the first time. From a purely muscular point of view, of the action generated in Protocol 2 (proximal grip_knee) resulted in higher values of PF and W (see Table 1), in both the concentric and eccentric phase. One possible explanation is that the realization of this protocol does not interfere with other muscles and levers not being evaluated. It allows the sole evaluation of the hip extensor muscles. Moreover, in evaluation from a functional, or standing position, the synergistic muscles, or hip stabilizer muscles execute a firmer position. However, the main problem in the implementation of Protocol 1 (distal grip-ankle) was maintaining standardization of the angle of the knee joint, which increases the variability in the standardization of movement. However, it is worth noting that there were no significant differences found in the comparison of protocol 1 on both evaluation days.

In the analysis of the test-retest reliability PF and W variables (see Table 3 and 4), the results showed little to moderate reliability. Performing a detailed analysis, except for the velocity of $0.30 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$, the reliability analysis, analyzed using ICC, varies between 0.52 and 0.83, that is, moderate to good reliability. On the other hand, the SEM obtained

for both variables in all evaluation conditions shows a low measurement error. This indicates that although reliability from the ICC was moderate, and even low in some conditions, the SEM was low, indicating good reliability for the measures of PF and W in both assessment protocols. Notably, no significant differences ($p = 0.475$, $p = 0.125$ and $p = 0.680$, $p = 0.191$) either for the PF variable, nor W were found in the interaction protocol x day, for protocols 1 and 2, respectively. This, together with the reliability analysis, indicates the hip extension exercise in concentric/eccentric phases is stable after multiple consecutive measurements. Studies like those by Claiborne, Timmons, & Pincevero [7] also evaluated the strength of hip extension in a standing position with a straight trunk. In this case, the hip was locked in a stable position using belts to immobilize the pelvis during each repetition. ICC values for the extension were 0.90 and 0.76 (concentric and eccentric phase) for the right leg and 0.80 for the left leg, both in the concentric and eccentric phase. ICC values for hip flexion were 0.83, 0.90 and 0.82, 0.74, in the concentric and eccentric phases for the right and left legs respectively. Burnett, Betts, & King [4] were one of the first to evaluate the strength of the hip extensor muscles in children with isokinetic dynamometry with an ICC of 0.68 and 0.84 at $30^\circ \times \text{sec}^{-1}$ and $90^\circ \times \text{sec}^{-1}$, respectively. Nadler et al. [15] obtained reliability of 0.94 to 0.98 with a portable dynamometer, with a CV less than 9%. This procedure has been used in other studies, such as that of Pua et al. [18] which evaluated the hip extension in the same position (ICC = 0.84 to 0.97). In all these studies the evaluation position of the flexion/extension of the hip had the subject lying supine, concluding that the force can be evaluated with good to very good reliability. As already mentioned, in contrast to all the above studies [7, 14, 20] in our research the hip extension exercise was evaluated starting from an anatomical position. The main advantage of this condition is its similarity to the force exerted as compared to a real situation. On the other hand, when performing this type of evaluation from a standing position, care must be taken to standardize the evaluation movement since the slightest change in position can lead to distortions in measurement. The main obstacles to reliability of the evaluation protocol are (a) standardization of the initial and final position and movement using a goniometer; (b) familiarization with the movement to be evaluated, regardless of the length of the segment rating all assessments must be conducted at the same angle;(c) controlling the handgrip during the execution of the movement as excessive force transmitted through arm - trunk complex can distort the results; and finally (d) monitoring by the same researcher while the continuous assessment

(eccentric-concentric phase) protocol is carried-out. Additionally, the subject must be very concentrated during the performance of each of the repetitions to ensure reliable results.

From a kinetic and kinematic view, the results presented in this paper support the proximal grip selection in Protocol 2 for the evaluation of the hip extension exercise. Further research including electromyography devices is needed to analyze recruitment patterns of all lower body muscles, both in the main action of hip extension, and the stabilization of the position by the synergist muscles. This information may be relevant in predicting deficits of neuromuscular coordination (with its consequent high potential to suffer from certain conditions) that activate both inappropriate corrective mechanisms in the lower back muscles and lower body.

Conclusions

The results indicate, first, that the protocol that best represents the action of hip extension without involving other muscles involved in the action of hip extension is Protocol 2 (proximal grip_knee). Furthermore, the analysis of the test-retest reliability evaluation of both protocols showed that both the PF and W variables are more stable during Protocol 2 (proximal grip_knee.) Finally, the importance of good procedure to standardize assessment positions to avoid adverse negative effects during data collection must be emphasized.

Limitations

A major limitation of this study was restrictive ROM set at 30 cm for all participants, regardless of the length of their lower body segments, in order to evaluate the W variable.

Acknowledgements

We would like to thank Rafael Ortega, Director, Fisiosalud (Hazard, Granada, Spain) for making his clinic available and loaning his facilities to collect the data for this study.

References

1. Baldon, R.M, Lobato, D.F., Carvalho, L.P., Santiago, P. R., Benze, B.G. &Serrão, F.V (2011). Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. *J ApplBiomech*, 27(3): 223 -232.
2. Bera, S. G., Brown, L. E., Zinder, S. M., Noffal, G. J., Murray, D. P., & Garrett, N. M. (2007). The effects of velocity – Spectrum Training on the Ability to Rapidly Step.*J Strength Cond Res*, 21(4): 1101 – 1107.
3. Boling, M. C., Padue, D. A., & Creighton, R. A. (2009). Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train*, 44(1): 7 – 13.
4. Burnett, C. N., Filusch, E., & King, W. M. (1990). Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in Young boys. *Physical Therapy*, 70(4), 224 – 249.
5. Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J., &Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain.*MedSciSportsExerc*, 39(8), 1227-1232.
6. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J ApplBiomech*, 22(1):41 – 50.
7. Claiborne T., Timons, M. K., &Pinciveiro, D. M. (2009). Test – Retest reliability of cardinal plane isokinetic hip torque and EMG. *J ElectromyogrKinesiol*, 19: 345 – 352.
8. Erdermir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2006). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *ClinBiomech*, 22: 131 – 154.
9. Friel, K., McLean, N., Myers, C., & Caceres, M. (2006). Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain.*J Athl Train*, 41(1), 74-78.
10. Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J SportsMed*, 34(2): 299-311.
11. Hollman, J. H., Kolbeck, K. E., Hitchcock, J. L.,Koverman, J. V., & Krause, D. A. (2006). CorrelationsBetween Hip Strength and StaticFoot and KneePosture. *J Sport Rehabil*, 15(1): 12 – 23.

12. Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 30: 375–381.
13. Kannus, P. (1999). Isokinetic evaluation of muscular performance. *Int J SportsMed*, 15 Suppl 1: S11 – 8.
14. Kollock Jr., R. O., Van Lunen, B., Linza, J., & Onate, J. A. (2013). Comparison of isometric portable fixed dynamometry to isokinetic dynamometry for assessment of hip strength. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 18(6), 1 – 6.
15. Nadler, S. F., DePrince, M. L., Hauesien, N., Malanga, G. A., Stitik, T. P., Price, E. (2000). Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(8): 1072 – 1076.
16. Powers, C.M. (2003) The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J OrthopSportsPhysTher*, 33(11):639 – 646.
17. Pereira, M. I. R., & Gomes, P. S. C. (2002). Movement Velocity in Resistance Training. *Sports Med*, 33(6): 427 – 438.
18. Pua, Y., Wrigley, T.W., Cowan, S.M., Bennell, K.L. (2008). Intrarater Test-Retest Reliability of Hip Range of Motion and Hip Muscle Strength Measurements in Persons With Hip Osteoarthritis. *ArchPhysMedRehabil*, 89(6): 1146–1154.
19. Rückert, E., & d'Avella, A. (2013). Learned parametrized dynamic movement primitives with shared synergies for controlling robotic and musculoskeletal systems. *Front ComputNeurosci*, 17(7): 138.
20. Sakamoto, A. C., Teixeira-Salmela, L. F., de Paula-Goulart, F. R., de MoraisFaria, C. D., Guimaraes, C. Q. (2009). Muscular activation patterns during active prone hip extension exercise. *J ElectromyogrKinesiol*, 19(1): 105 – 112.
21. Scattoni Silva, R., Veronese, L. M., Granado Ferreira, A. L., & Serrão, F. V. (2013). The influence of forefoot varus on eccentric hip torque in adolescents. *Manual Therapy*, 18(6), 487-491.
22. Sun-Young, K., Hye-Seon, J., Ohyun, K, Heon-seock, C., & Boram, C. (2013). Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip

- extension with knee flexion in three hip abduction positions. *Manual Therapy*, 18 (4): 303-307.
23. Tourville, T. W., Smith, H. C., Shultz, S. J., Vacek, P. M., Slauterbeck, J. R., Johnson, R. J., & Beynnon, B. D. (2013). Reliability of a New Stabilized Dynamometer System for the Evaluation of Hip Strength. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 5(2), 129-136.
24. Van Den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., & Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(10): 1069-1077.
25. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1): 231 – 240.