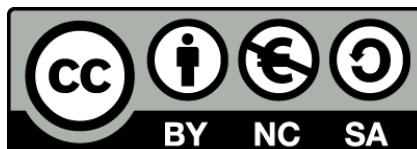




UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Producción de fuerza al realizar sentadillas con un dispositivo de resistencia rotacional con diferentes grados de estabilidad

Jairo Vázquez Guerrero



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement- NoComercial – Compartir Igual 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento - NoComercial – Compartir Igual 4.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0. Spain License.**

Tesis doctoral

**Producción de fuerza al realizar
sentadillas con un dispositivo de
resistencia rotacional con
diferentes grados de estabilidad**

2016

Jairo Vázquez Guerrero



INEFC

Institut Nacional
d'Educació Física
de Catalunya
Barcelona



Generalitat
de Catalunya

Adscrit a la Universitat de Barcelona



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Facultat d'Educació

UNIVERSIDAD DE BARCELONA

Facultad de Educación

INSTITUTO NACIONAL DE EDUCACION FISICA DE CATALUÑA

Centro de Barcelona

Programa de doctorado EEES

Activitat Física, Educació i Esport

**Producción de fuerza al realizar sentadillas con
un dispositivo de resistencia rotacional con diferentes
grados de estabilidad**

Tesis doctoral presentada por:

Jairo Vázquez Guerrero

Dirigida y tutorizada por:

Dr. Gerard Moras Feliu

Para optar al título de

Doctor por la Universidad de Barcelona

Barcelona 2016

A mis padres, Rosalía e Ildefonso, por darme
siempre todo vuestro cariño
y apoyo incondicional.

Esta tesis ha sido realizada gracias al apoyo del Instituto Nacional de Educación Física de Catalunya –INEFC- (Secretaria General de l'Esport) a través de su Programa predoctoral para la contratación de investigadores noveles.

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mi familia y, especialmente a mis padres y hermana, su apoyo durante la realización de esta tesis como también a lo largo de toda mi vida. Nunca podré devolveros todo lo que habéis hecho por mí.

A **Gerard Moras Feliu**, mi director de tesis, profesor, compañero y referente desde el inicio en mi singladura universitaria en el INEFC de Barcelona. Por depositar su confianza en mí, por compartir conocimientos y por su infinita capacidad de trabajo, porque contigo empezó todo!

A **Paco Seirul-lo, Joan Solé, Richi Serrés, Marcel·lí Massafret, Pep Segura, Xesco Espar, Julio Tous Fajardo, Michel Marina y Francesc Corbi** por hacer crecer mi pasión por las ciencias de la actividad física y el deporte, en particular en el ámbito del rendimiento deportivo y por dedicar siempre parte de su tiempo a responder mis inquietudes y enriquecerme con su conocimiento.

A **INEFC Barcelona** por darme la oportunidad de crecer académicamente.

A **FCBarcelona** por apoyar y facilitar parte de este proyecto.

A **Santi Molet**, mi primer profesor de Educación Física y amigo, por ayudarme siempre que he necesitado soporte informático.

A **Alejandro Morales** por su amistad y colaboración desinteresada.

A **Anabel Blasco** del Servicio de Estadística Aplicada de la Universidad Autónoma de Barcelona por su colaboración en el análisis estadístico de los estudios.

A mis compañeros investigadores del laboratorio del INEFC Barcelona, y en especial a **Sergio Rodríguez** por responder a mis dudas durante mis primeros pasos en esta tesis.

A **Jordi Català** por su amistad, por preocuparse de que todo fuera bien, por saber escuchar y por compartir muchos momentos en el INEF de Barcelona.

A **Xavier Padullés** por colaborar en diferentes cálculos correspondientes al estudio II.

A **Jaime Sampaio**, por darme el último empujón en el estudio IV de fuerza y entropía.

Y finalmente, quiero dar las gracias a todos los sujetos que han participado de forma voluntaria en los estudios de esta tesis.

Índice

<i>Resumen</i>	<i>iii</i>
<i>Abstract</i>	<i>v</i>
<i>Estructura de la tesis</i>	<i>vii</i>
<i>Lista de abreviaturas</i>	<i>viii</i>
INTRODUCCIÓN	1
1. LA FUERZA MUSCULAR	4
1.1. EL MÚSCULO ESQUELÉTICO: TIPOS DE ACCIÓN MUSCULAR	5
1.2. LAS ACCIONES MUSCULARES EXCÉNTRICAS	9
1.3. MANIFESTACIONES DE FUERZA	16
2. LA FUERZA EN EL ENTRENAMIENTO DEPORTIVO	19
2.1. APROXIMACIÓN HISTÓRICA A LA FUERZA EN EL ENTRENAMIENTO DEPORTIVO	19
2.2. LA FUERZA COMO CAPACIDAD CONDICIONAL BÁSICA	20
2.2.1. <i>Fuerza y rendimiento</i>	22
2.2.2. <i>Fuerza y prevención de lesiones</i>	23
2.3. ENTRENAMIENTO DE FUERZA Y PROPIOCEPCIÓN	24
2.4. ENTRENAMIENTO EXCÉNTRICO	31
2.5. DISPOSITIVOS DE RESISTENCIA ROTACIONAL	42
3. EQUILIBRIO, ESTABLE, ESTABILIDAD E INESTABILIDAD	49
3.1. PERSPECTIVA DE LA MECÁNICA	49
3.2. DEFINICIONES Y APLICACIONES AL MOVIMIENTO HUMANO	51
3.3. FACTORES QUE INCIDEN EN EL ESTADO METAESTABLE DE EQUILIBRIO EN EL SER HUMANO.....	57
3.4. DISPOSITIVOS DESESTABILIZADORES EN LOS PROGRAMAS DE ENTRENAMIENTO NEUROMUSCULAR	59
3.5. EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA CON MATERIAL DESESTABILIZADOR	62
3.5.1. <i>Efectividad del entrenamiento de fuerza mediante dispositivos desestabilizadores frente a condición de control y fuerza tradicional</i>	63
4. VALORACIÓN Y ANÁLISIS DE LA FUERZA MUSCULAR	64
4.1. MEDIOS PARA LA VALORACIÓN DE LA FUERZA	64
4.1.1. <i>Plataforma de fuerza</i>	64
4.1.2. <i>Encoder lineal y rotatorio</i>	65
4.1.3. <i>Galga de fuerza</i>	66
4.2. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE FUERZA: SISTEMAS LINEALES Y NO LINEALES	67
5. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	69

5.1.	OBJETIVOS	69
5.2.	HIPÓTESIS	69
6.	RESULTADOS	71
7.	DISCUSIÓN GENERAL	82
7.1.	INFLUENCIA DE LOS MATERIALES DESESTABILIZADORES EN LA PRODUCCIÓN DE FUERZA.....	83
7.2.	INFLUENCIA DE LOS MATERIALES DESESTABILIZADORES EN LA PRODUCCIÓN DE FUERZA CONCÉNTRICA Y EXCÉNTRICA	85
7.3.	INFLUENCIA DE LOS MATERIALES DESESTABILIZADORES EN LA VELOCIDAD DE EJECUCIÓN	87
7.4.	INFLUENCIA DEL ANÁLISIS DE LA FUERZA PRODUCIDA MEDIANTE MÉTODOS LINEALES Y NO LINEALES (<i>SAMPÉN</i>)...	88
8.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES PRÁCTICAS	91
8.1.	CONCLUSIONES	91
8.2.	RECOMENDACIONES PRÁCTICAS.....	91
8.3.	PERSPECTIVAS DE FUTURO	92
9.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
ANEXOS		
ESTUDIO I		
	FORCE PRODUCTION DURING SQUATS PERFORMED WITH A ROTATIONAL RESISTANCE DEVICE UNDER STABLE VERSUS UNSTABLE CONDITIONS.....	119
ESTUDIO: II		
	FORCE OUTPUTS DURING SQUATS PERFORMED USING A ROTATIONAL INERTIA DEVICE UNDER STABLE VERSUS UNSTABLE CONDITIONS WITH DIFFERENT LOADS.....	127
ESTUDIO III		
	CAMBIOS EN LA ARQUITECTURA MUSCULAR Y EN LA VELOCIDAD DE EJECUCIÓN DE SENTADILLAS EN VERSAPULLEY EN CONDICIONES ESTABLES E INESTABLES EN JUGADORES JUNIOR DE BALONCESTO DE ELITE DURANTE UNA TEMPORADA	143
ESTUDIO IV		
	FORCE VARIABILITY DURING SQUATS PERFORMED WITH A ROTATIONAL RESISTANCE DEVICE ON STABLE VERSUS UNSTABLE SURFACES.....	155

Resumen

La capacidad de generar fuerza (F) es una parte integral de la producción de potencia y es un factor clave en el deporte, por lo que los entrenadores y atletas utilizan varios métodos para desarrollar la F muscular a través del entrenamiento. La utilización del peso libre (PL) es el medio más común del entrenamiento de fuerza (EF), ya que se sirve de la F gravitatoria. Sin embargo, la carga externa en ejercicios de F puede ser también proporcionada por otros medios, como por ejemplo la resistencia rotacional de un volante. Por otro lado, los ejercicios de F que utilizan materiales desestabilizadores (MD's) han sido implementados por terapeutas y entrenadores en la rehabilitación y en el entrenamiento deportivo. El principal objetivo de la presente tesis es comparar la producción de F durante el ejercicio de sentadilla en el suelo (ESS) con la F alcanzada en el ejercicio de sentadilla encima de dos plataformas desestabilizadoras llamadas Pielasters (ESP) utilizando un dispositivo de resistencia rotacional (DRR). En el estudio I se comparó la F producida en el EES con la F producida en el ESP utilizando un DRR con polea cónica. La F media en el ESS fue ligeramente mayor que la F media obtenida al realizar el mismo ejercicio encima de dos Pielasters (P's), sin observarse diferencias entre ambas condiciones. La F media y pico producidas en la fase concéntrica (CON) y en la fase excéntrica (EXC) no mostraron diferencias entre ambas condiciones mientras que la F EXC media producida fue un 12,4 % menor que la alcanzada en la fase CON teniendo en cuenta las dos condiciones. Sin embargo, y a pesar de que la F pico EXC era ligeramente superior a la F pico CON, no se hallaron diferencias. Tampoco se encontraron diferencias en la F media y pico a lo largo de las series realizadas. Estos resultados sugieren que la realización de sentadillas mediante el DRR permite alcanzar niveles de F media y pico similares en el ESS y en el ESP ante las perturbaciones provocadas por los P's. En el estudio II se analizó la influencia de la carga en la producción de F al realizar el ESS y el ESP en un DRR de polea cónica. No se hallaron diferencias en la F alcanzada entre ambas condiciones en cada una de las cargas seleccionadas. La F media mostró diferencias entre algunas de las cargas en ambas condiciones, y la F pico fue diferente entre todas las cargas tanto en el ESS como en el ESP. La F media fue mayor en la fase CON que en la fase EXC (11,8 %) después de analizar las dos condiciones y todas las cargas. Sin embargo, no hubo diferencias en la F

pico entre la fase CON y EXC en ninguna de las cargas ni condiciones. El DRR permitió generar niveles de F similares en las dos condiciones. El estudio también proporcionó evidencia de que la F's alcanzadas mediante las diferentes resistencias utilizadas eran diferentes, especialmente en el caso de la F pico. La F CON fue mayor que la F EXC, excepto en la F pico, en ambas condiciones. En el estudio III se midió la velocidad del ESS y del ESP al superar la resistencia generada por el DRR durante una temporada. Los resultados no mostraron diferencias en la velocidad pico al realizar sentadillas en ambas condiciones en ningún momento de la temporada y aumentó un 17 % en el ESS y un 23 % en el ESP. Los resultados hallados mostraron que el entrenamiento regular de baloncesto suplementado con EF que incluía sentadillas con un DRR genera niveles similares de velocidad pico en ambas condiciones. En el estudio IV se comparó la variabilidad de la F producida durante el ESS con la variabilidad de la F alcanzada durante el ESP utilizando el DRR de polea cónica mediante el análisis de la entropía, concretamente de la *Sample entropy (SampEn)*. Los resultados obtenidos mostraron valores similares de *SampEn* en las dos condiciones. Esta variable no aumentó con el incremento de la producción de F, y se mantuvo sin cambios durante las series realizadas. Sin embargo, el efecto aleatorio individual de los participantes hizo posible distinguir entre los sujetos que presentaban una media de la *SampEn* igual a la media del grupo y aquellos con una *SampEn* diferente a la media. La F media y los valores de *SampEn* presentaron una correlación baja ($r = 0,184$). El análisis de conglomerados (*cluster analysis*) analizando la F media y los valores de *SampEn* resultó en dos grupos diferentes. De estos resultados se concluye que el análisis de la F mediante métodos no lineales permite distinguir diferentes patrones para gestionar la producción de F en el ESS y al realizar la misma tarea introduciendo un condicionante en forma de perturbación generada mediante P's en un DRR. Además, la realización de sentadillas sobre MD utilizando un DRR no altera sustancialmente los valores de entropía en comparación con la realización del ESS.

Abstract

Free weight exercises are the most widely used in strength training. However, the external load in strength exercises may also be assessed by other means – for instance, by using a rotational resistance flywheel. Strength exercises using destabilizing materials have been implemented in rehabilitation and sports training. However, at the time of writing, force output using rotational resistance devices and destabilizing materials has not been analysed. Here, in Study I, we compared the force produced in a squat exercise performed either on the floor or on Pielasters using a rotational resistance device with a single load. In Study II, we assessed the influence of the load during a squat exercise with a rotational resistance device on the floor and on Pielasters. In both studies the mean force produced was slightly higher in the squat exercise on the floor, with no differences between the two conditions and loads. The two studies showed that the mean eccentric force produced was lower than the force achieved in the concentric phase, taking into account the two conditions and all loads. However, although the peak eccentric force was slightly higher than the peak concentric force, the differences were not significant in either study. Nor were differences found in mean and peak forces throughout the series performed in Study I. In Study III, the maximum speed of the squat exercise was recorded in a rotational resistance device on the floor and on Pielasters over the course of a sports season. No difference in peak velocity were found over the season between the two conditions, with increases of 17 % in the squat exercises on the floor and 23 % in the exercises on the Pielasters. Study IV compared the variability of the force produced during the squat exercise in the two conditions using a cone pulley rotational resistance device and via the analysis of entropy. The entropy results showed no differences between the two conditions and remained unchanged during the series. In general the results of this thesis suggest that performing squats using similar mean and peak forces in the squat exercise performed either on the floor or with the interference created by the Pielasters. The mean concentric force was greater than the mean eccentric force, and the peak force values were similar. Furthermore, analysis of force through entropy identified different patterns of management in the two conditions: performing squats in a rotational resistance device

on destabilizing material did not modify entropy with regard the same exercise performed on the floor.

Estructura de la tesis

La presente tesis se estructura en 3 grandes partes, que se comentan a continuación.

La primera parte incluye una breve introducción general junto con un marco teórico que justifica la temática de la tesis mediante la revisión bibliográfica de la literatura, y un apartado en el que se especifican sus objetivos e hipótesis. La revisión de la literatura se centra en la definición de la F muscular y en el EF haciendo especial énfasis en dos sistemas de entrenamiento. Uno de ellos incorpora la utilización de DRR's basados en la resistencia provocada por volantes de inercia y otro que utiliza diferentes MD's. Finalmente, se analiza la F a través de sistemas no lineales (*SampEn*).

La segunda parte de la tesis incluye un resumen de los resultados de los estudios publicados, una discusión general de la tesis, las conclusiones finales de la misma y una serie de aplicaciones prácticas para la prescripción del ESS y del ESP con un DRR. Por último, se detallan las perspectivas de futuro.

La tercera y última parte incluye, en el apartado de anexos, una compilación de los tres estudios publicados y de un cuarto estudio en proceso de revisión en un revista de ámbito internacional en los que el doctorando consta como coautor. Los estudios se presentan en su formato e idioma original (inglés o español) de publicación.

Lista de abreviaturas

BdS	Base de sustentación
CdM	Centro de masas
CEA	Ciclo de estiramiento–acortamiento
CON	Concéntrica
DRR	Dispositivo de resistencia rotacional
EF	Entrenamiento de fuerza
ESP	Ejercicio de sentadilla realizado encima de Pielasters
ESS	Ejercicio de sentadilla realizado en el suelo
EXC	Excéntrica
F	Fuerza
MD's	Materiales desestabilizadores
P's	Pielasters
PL	Peso libre
<i>SampEn</i>	<i>Sample Entropy</i>
SNC	Sistema nervioso central

INTRODUCCIÓN

El deporte se ha convertido en uno de los fenómenos sociales más importantes de nuestra sociedad. Muchas personas vibraron viendo a Usain Bolt situar el récord del mundo de los 100 metros lisos en 9 segundos y 58 centésimas y el récord de los 200 metros lisos en 19 segundos y 19 centésimas volando sobre el tartán de Berlín en 2009, con tan solo un día de diferencia. Otras lo hicieron cuando Dennis Kimetto batió el récord mundial del maratón en Berlín parando el cronómetro en 2 horas 2 minutos y 57 segundos o viendo a Vitaly Scherbo, ganador de seis medallas de oro en los Juegos Olímpicos de Barcelona 1992, realizar con una plasticidad indescriptible ejercicios como el “cristo” en las anillas. Además, los aficionados al baloncesto se emocionaron viendo a Michael Jordan compitiendo contra Dominique Wilkins en la final del concurso de mates de la NBA (*National Basketball Association*) en 1988, desafiando la gravedad con un vuelo estratosférico desde el tiro libre. Y, ¿cuántos millones de personas disfrutaron y celebraron el gol conseguido por Iniesta en la final del Mundial de fútbol de Sudáfrica 2010, alzando a la selección española a lo más alto, olvidando por algunos instantes cualquier otro pensamiento? Así, se podrían enumerar multitud de acciones deportivas que han cautivado a diferentes generaciones de aficionados al deporte en todo el mundo.

En los ejemplos anteriores confluyen tanto deportes individuales como colectivos, ambos con características diferentes, pero, y aunque parezca una obviedad, todos ellos practicados por seres humanos conformados por una estructura hipercompleja, integrada a su vez por una serie de subestructuras disipativas: bioenergética, condicional, coordinativa, cognitiva, socioafectiva, emotivovolitiva, creativoexpresiva y mental (figura I-1). La comprensión de estas estructuras de forma holística permite entender la motricidad humana y los diferentes mecanismos que participan en la optimización del rendimiento deportivo. De las estructuras humanas anteriormente citadas la estructura condicional, coordinativa, cognitiva y socioafectiva son las que permiten especialmente optimizar el rendimiento deportivo. Concretamente, en los deportes colectivos es necesario enfatizar más las dimensiones intuitiva, sintética, no lineal, cualitativa, holística y cooperativa que en los deportes individuales. Si se “reduce” el ángulo de visión de todas

las estructuras focalizando la atención únicamente sobre la estructura condicional se observa el núcleo principal de esta tesis: la F muscular o la F como capacidad física básica a partir de la cual pueden expresarse el resto. Los seres humanos se desenvuelven en su entorno a través del movimiento, produciéndose éste mediante una amplia gama de acciones musculares, todas ellas tomando la F como denominador común. Así, ninguna actividad física del ser humano es imaginable sin la F. Las relaciones que se establecen entre la F, el espacio y el tiempo en que se manifiestan permiten explicar el resultado final de todas las acciones motrices que realiza el ser humano.

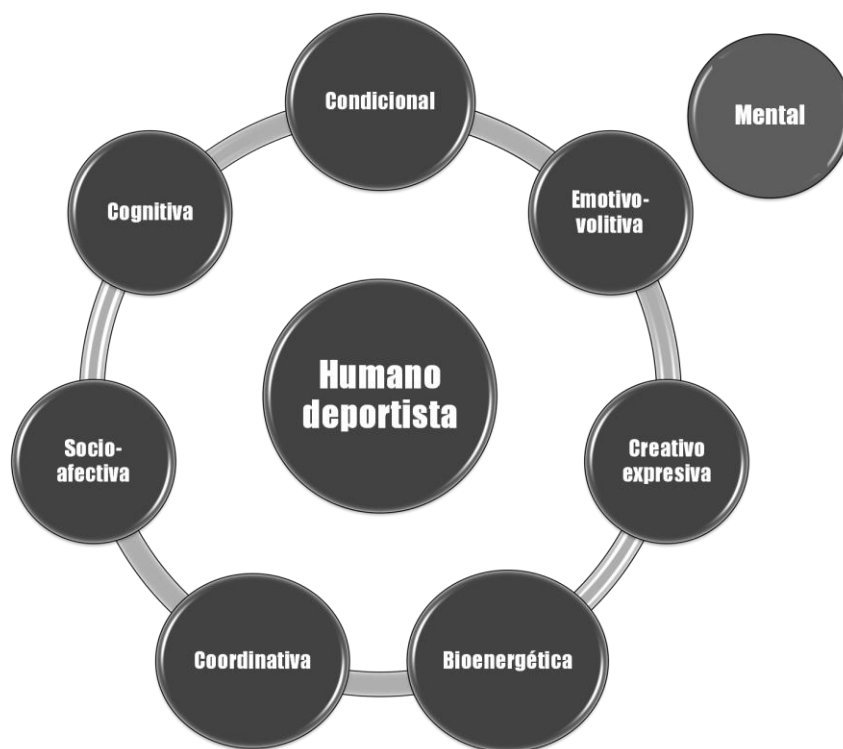


Figura I-1. Conjunto de subestructuras que conforman al ser humano como una estructura hipercompleja [1].

Por tanto, y si se analizan únicamente las capacidades condicionales, la F muscular es la cualidad fundamental a partir de la cual Bolt, Kimetto, Scherbo, Jordan e Iniesta realizaron las diferentes acciones que maravillaron a millones de espectadores. De esta forma, la F muscular como parte de la estructura condicional está en constante interacción con el resto de capacidades de la estructura condicional, así como de las diferentes estructuras propias del ser humano. Por otro lado, la evidencia científica relaciona la baja condición musculoesquelética con un mayor riesgo para la salud,

señalando la importancia que ejerce la masa muscular, por ejemplo, en la regulación endocrina lo que sitúa a la F muscular también como un componente importante de la condición física saludable. El EF ha demostrado ser eficaz en la prevención de la diabetes y el tratamiento de diabéticos diagnosticados, cosa que mejora el metabolismo de la glucosa y la tolerancia a ésta, además de disminuir la resistencia a la insulina gracias al aumento de la sensibilidad de las células a esta hormona; también, puede mejorar la salud cardiovascular, disminuir el colesterol de las lipoproteínas de baja densidad y los triglicéridos, y aumentar el colesterol de lipoproteínas de alta densidad; el EF también puede promover el desarrollo del hueso, incrementando la densidad mineral ósea; puede ser eficaz para reducir el dolor de espalda y aliviar el malestar asociado con la artritis y la fibromialgia y se ha demostrado adecuado para revertir factores de envejecimiento específicos en el músculo esquelético. De esta forma, con el devenir del tiempo, el EF se ha convertido en un aspecto fundamental tanto en el rendimiento deportivo como en el ámbito de la actividad física saludable apareciendo diferentes sistemas de entrenamiento basados en la tecnología de inercia rotacional y en los MD's con el objetivo de optimizar el EF.

Los diferentes aspectos mencionados anteriormente motivaron la presente tesis, pues aunque existe bibliografía que señala diferentes aspectos positivos del EF utilizando DRR's y MD's utilizados de forma aislada, no existen estudios que indiquen su potencial al ser combinados.

1. LA FUERZA MUSCULAR

El EF ha adquirido mayor relevancia en los últimos años. Científicos e instituciones como el *American College of Sports Medicine (ACSM)*, la *American Heart Association (AHA)* y las *Australia's Physical Activity and Sedentary Behaviour Guidelines* han enfatizado las actividades que permiten desarrollar o mantener la F muscular puesto que mantienen y promueven la salud y la independencia física [2,3] e inciden positivamente en los aspectos señalados en la introducción. De esta forma recomiendan el EF en niños, jóvenes, adultos y adultos mayores. Además, y aunque sólo una minoría de las personas mayores de Estados Unidos cumplen las recomendaciones o pautas para el EF, el entrenamiento de esta capacidad ha sido asociado recientemente con la disminución de la mortalidad general [4]. El EF en el deporte estaba destinado principalmente a atletas con altos requerimientos de F y a los fisicoculturistas. Sin embargo, el EF ha demostrado también aumentar la F, la potencia y la velocidad [5] en diferentes grupos de deportistas, aspecto muy importante ya que la mejora del rendimiento durante la competición es el objetivo fundamental de la preparación de los atletas. Además, hay evidencia suficiente para que el EF continúe siendo una parte integral del acondicionamiento físico también en los deportes de equipo [6].

La F se define desde la perspectiva de la mecánica, como toda causa capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo. La F también es la causa capaz de deformar los cuerpos, ya sea por presión o por estiramiento o tensión. En resumen, la F es empujar algo o tirar de algo siendo la medida el resultado de la interacción de dos cuerpos. En los sistemas gravitacionales, la F viene definida básicamente por el producto de una masa por una aceleración y su unidad de medida en el sistema internacional es el Newton. De esta forma la F muscular como causa sería la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo [7] mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento. Desde el punto de vista fisiológico, la F se entiende como la capacidad que tiene el músculo de producir tensión al activarse [7]. Como resultado de esta interacción entre F's internas y externas aparece otro concepto y valor de F que es la F aplicada. La F aplicada es el resultado de la acción muscular sobre la resistencia externa. La F aplicada se mide mediante los cambios de

aceleración de las resistencias externas y por la deformación que se produce en los dinamómetros, tanto por efecto de la tensión como de la compresión que se ejerce sobre ellos. De esta forma, la F en el deporte puede definirse como la manifestación externa (F aplicada) que se hace de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos a una velocidad y en un tiempo determinados [7].

1.1. El músculo esquelético: tipos de acción muscular

El músculo esquelético es el tejido más abundante del cuerpo humano. Está compuesto por más de 600 músculos y está integrado por diferentes estructuras (Figura 1-1) como son los fascículos, las fibras (Figura 1-2), las miofibrillas, y el sarcómero (Figura 1-3) como unidad anatómica y funcional. El sarcómero está formado por proteínas contráctiles como la actina y la miosina que al activarse generan tensión muscular formando puentes activos de forma que los discos Z se acercan (Figura 1-3) y provocan la acción o activación muscular [8], que a su vez puede resultar en tres acciones diferentes: mantenimiento, acortamiento o alargamiento de la longitud muscular [5,9]. Así, dependiendo de la magnitud de la tensión muscular con respecto a la resistencia externa, la longitud del músculo será igual, menor o mayor dando lugar a tres tipos de acciones musculares en la producción de F: las acciones isométricas, las acciones CON's y las acciones EXC's [9,10].

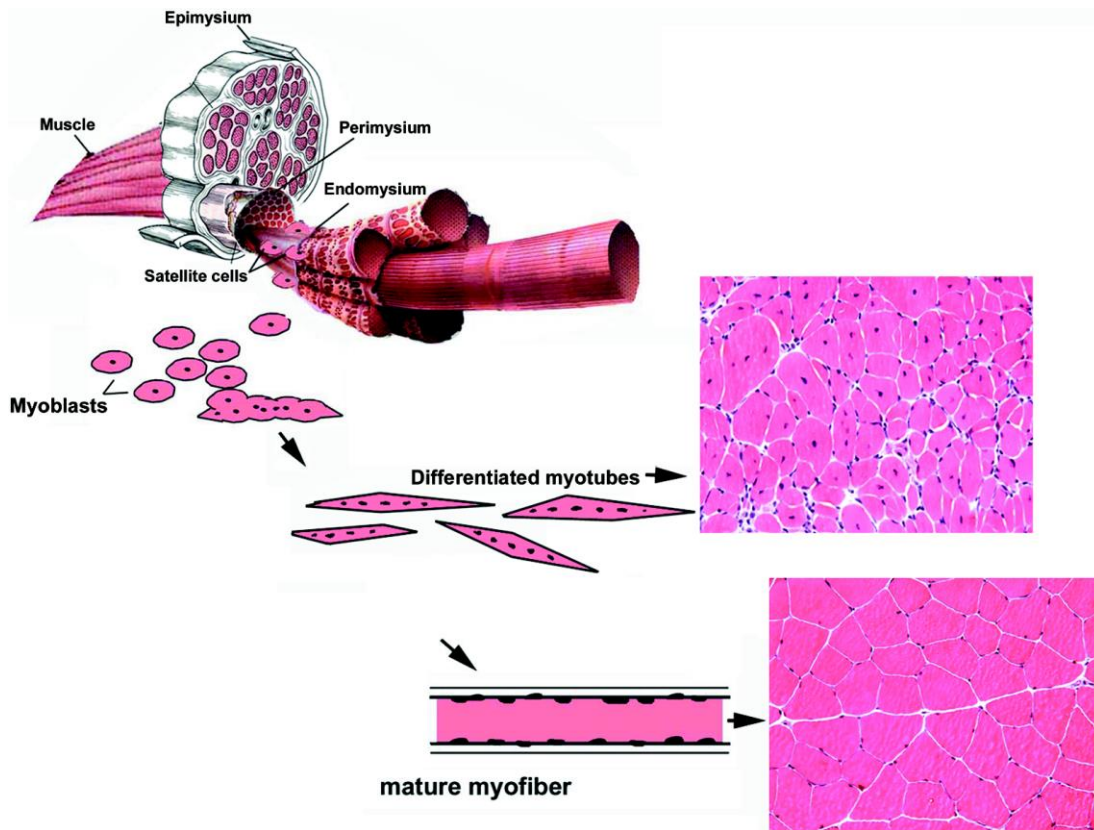


Figura 1-1. El tejido muscular está integrado por diferentes estructuras como son los fascículos, las fibras, las miofibrillas y el sarcómero Huard y col. [11].

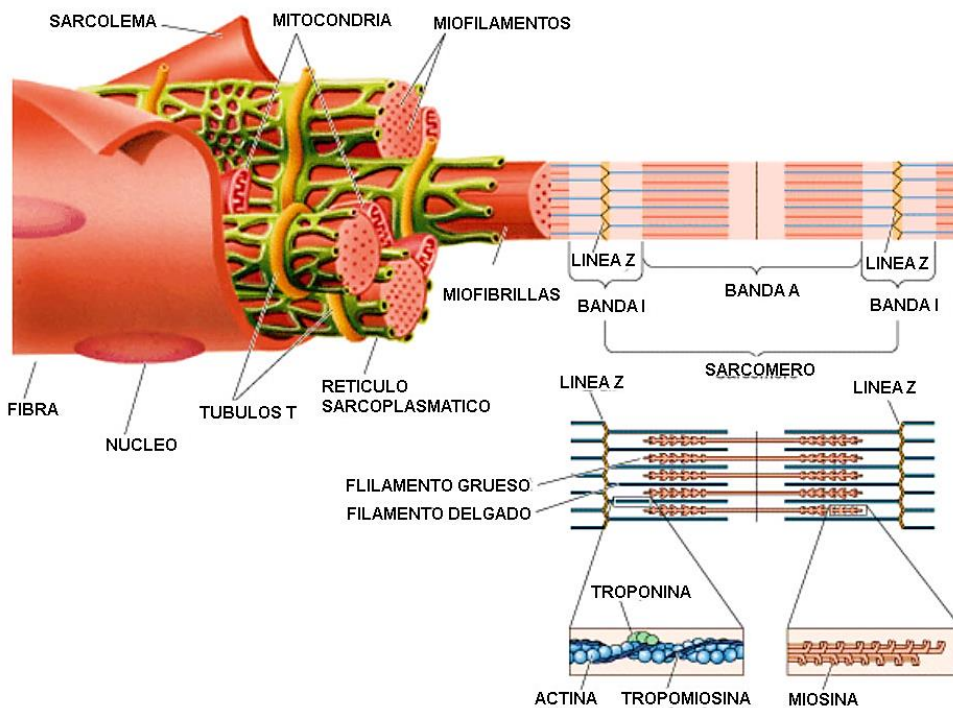


Figura 1-2. Organización de la fibra muscular. [12]

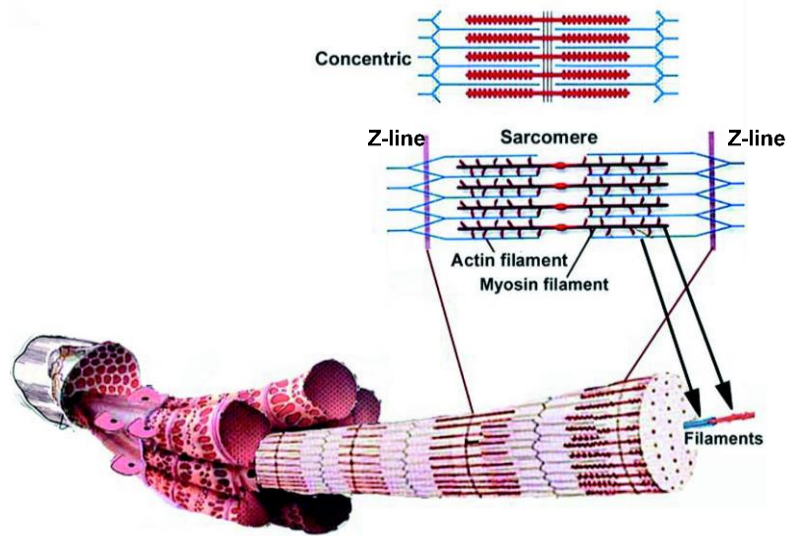


Figura 1-3. Activación muscular mostrando el acercamiento de los discos Z. Adaptado de Huard y col [11].

Las acciones EXC's son las que pueden producir mayores niveles de F, seguidas de las isométricas y de las CON's. En general, las acciones musculares pueden ser isométricas (estáticas) o anisométricas (dinámicas). Ambas se producen mediante la activación muscular, sin producirse variación del ángulo articular en las acciones isométricas. Las acciones musculares anisométricas pueden ser CON's o EXC's. Las CON's ocurren cuando el músculo, al activarse, disminuye el ángulo de la articulación sobre la cual actúa (acortamiento o trabajo positivo). En muchos de los movimientos del ser humano estas tres acciones están acopladas generando el ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA) de las acciones musculares (trabajo negativo, estático y positivo). Sin embargo, la clasificación de las tensiones producidas como consecuencia de acciones isométricas o anisométricas era muy reduccionista por lo que Siff y Verkoshansky [13] propusieron analizar la tensión muscular teniendo en cuenta la duración, la intensidad y la frecuencia de la acción. De esta forma aparecen 8 tipos de tensión muscular: tónica, fásica, fásica-tónica, explosivo-isométrica o explosivo-tónica, explosivo-balística o explosivo-elástica, explosivo-reactiva balística o explosivo-reactiva elástica, veloz-acíclica y veloz-cíclica. Otros autores sugieren que esta clasificación puede resumirse en 4 tipos básicos de tensión: tónica (al vencer una resistencia elevada mediante una significativa y relativamente prolongada acción isométrica o anisométrica), tónica-explosiva (por ejemplo el salto sin contramovimiento), elástico-explosiva (por ejemplo el salto con contramovimiento) y elástico-explosiva-reactiva (por ejemplo el *Drop jump*).

En relación con los términos que permiten clasificar los tipos de acción muscular (isométrica, CON y EXC) se quiere destacar que no reflejan con exactitud lo que sucede en el complejo musculotendinoso. En su lugar, se propone la utilización de los términos de acción estática, miométrica y pliométrica respectivamente [9] (Figura 1-4). De esta forma, en la acción estática no se aprecia movimiento articular significativo. Estas acciones denominadas habitualmente “isométricas” (*iso* = misma; *métrica* = medida), no reflejan que a nivel intramuscular sí se produce movimiento ya que los componentes contráctiles (sarcómeros) y elásticos en paralelo (sarcolema, tejido conjuntivo...) se contraen y los componentes elásticos en serie (tendones) se estiran. Por su parte, la acción CON no refleja lo que ocurre en este tipo de acción muscular ya que el término CON hace referencia a tener un centro en común, de ahí que el término miométrica (*mio* = menor; *métrica* = medida) debería sustituir al término CON. A su vez, la acción EXC hace referencia a no tener un centro en común, por lo que el término pliométrica (*plio* = mayor; *métrica* = medida) parece más adecuado [14]. Sin embargo, se debe diferenciar de la mal denominada pliometría, que tradicionalmente se ha confundido con el CEA. La pliometría incluye únicamente la acción de frenado, mientras que el CEA comprende los tres tipos de acciones musculares: pliométrica, estática y miométrica. No obstante, en la bibliografía se utilizan normalmente los términos CON y EXC de manera que se relegan las palabras miométrica y pliométrica a una pocas referencias. Por esta razón, en esta tesis se utiliza la denominación de acción muscular CON y EXC aun a sabiendas de que no son los términos más adecuados.

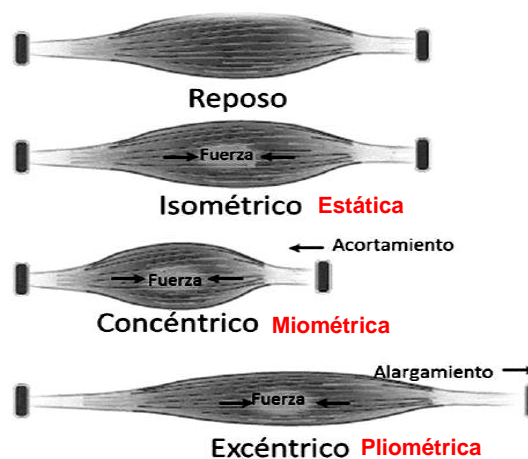


Figura 1-4. Acciones musculares. Adaptado de Knuttgen y Kraemer; Kraemer y col. 2012 [9,15].

1.2. Las acciones musculares excéntricas

La acción muscular EXC o trabajo negativo se produce cuando el sentido del vector de la F muscular producida es opuesto al del cambio en la longitud del músculo y produce un incremento del ángulo de la articulación sobre la que actúa (alargamiento o trabajo negativo) [16] (Figura 1-5). De esta forma, el músculo se alarga al no vencer una resistencia externa mayor que la tensión muscular generada. Las acciones musculares EXC's se producen tanto en las acciones deportivas como en los movimientos cotidianos. Debido a la importancia de las acciones EXC's en el EF y a su relevancia en esta tesis, es de suma importancia desarrollarlas con mayor profundidad.

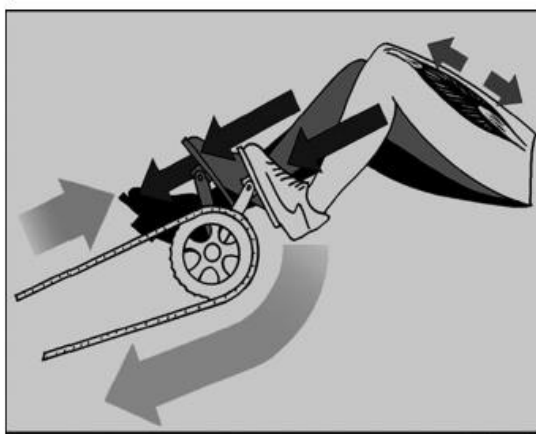


Figura 1-5. Los pedales se mueven hacia el sujeto generando una resistencia contra el movimiento del sujeto gracias a un motor de propulsión. Debido a que la magnitud de la fuerza producida por el motor es superior a la producida por el sujeto, la rodilla y los extensores de la cadera actúan de forma excéntrica, generando trabajo negativo [16].

Durante el trabajo excéntrico las fibras musculares en tensión aumentan progresivamente su longitud mientras el músculo absorbe la energía mecánica y reduce la energía cinética. La energía mecánica puede ser disipada en forma de calor o almacenarse como energía elástica que puede ser utilizada durante la posterior acción CON de forma similar a un muelle [17] (Figura 1-6). Existe un amplio consenso al reconocer que las acciones EXC's presentan características que las diferencian de las acciones CON's lo que permite, además, alcanzar mayores niveles de F cuando la acción EXC precede a la acción CON en un breve intervalo de tiempo [18,19]. Este hecho se produce gracias al almacenamiento y posterior utilización de la energía elástica [20]. Por otro lado, la

activación muscular es capaz de generar mayores niveles de tensión durante las acciones EXC's en comparación con las acciones CON's [18,21–24] (Figura 1-7 y Figura 1-8) soportando, en algunos casos, cargas entre un 40 % y un 50 % superiores a las del trabajo concéntrico [25].

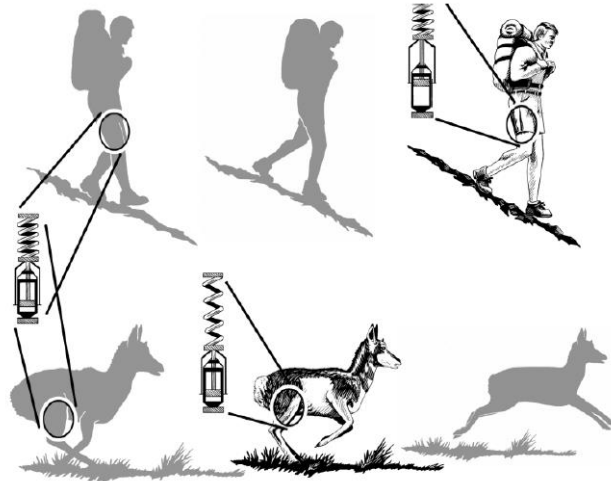


Figura 1-6. Cuando un músculo activo se alarga durante una acción excéntrica, se comporta como un complejo muelle-absorbente. Caminado cuesta abajo, casi la totalidad de la energía que extiende el músculo activo se pierde en forma de calor al realizar la acción concéntrica. En cambio, los mamíferos cuando corren almacenan la mayoría de la energía requerida para estirar el músculo en el retroceso elástico (extensión del muelle), se puede recuperar en la siguiente acción. El tiempo del estiramiento y de la recuperación de la energía generada por el retroceso elástico depende tanto de la magnitud de las fuerzas implicadas, así como de la complianza del músculo [17].

Algunos autores resaltan la importancia de enfatizar el EF incluyendo acciones EXC's si el objetivo es aumentar el tamaño del músculo [26,27] y la F [22,27]. En este sentido, el ejercicio excéntrico máximo ha demostrado alcanzar una mayor síntesis de proteínas miofibrilares en el músculo esquelético respecto al ejercicio concéntrico [28] y que el ejercicio agudo mediante acciones EXC's o CON's provocó una tasa similar de la síntesis de proteínas a pesar de que la carga mecánica relativa en el método excéntrico era marcadamente menor [29,30].

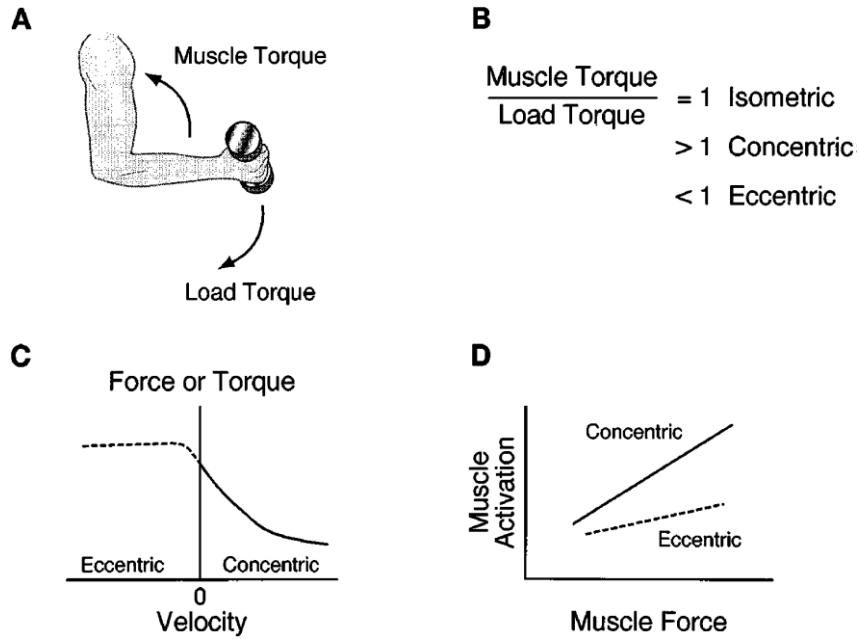


Figura 1-7. Características mecánicas y activación en las acciones excéntricas. A: movimiento depende de la ratio del torque muscular y de la carga. B: Ratios del torque muscular y de la carga que producen la acción isométrica (sin cambio en la longitud del músculo), concéntrica (acortamiento) y excéntrica (alargamiento). C: variación en la fuerza muscular máxima en función de la velocidad de la acción muscular. D: diferencias en los requerimientos de activación en el músculo (EMG) entre la acción concéntrica y excéntrica requerida para lograr una fuerza determinada [23].

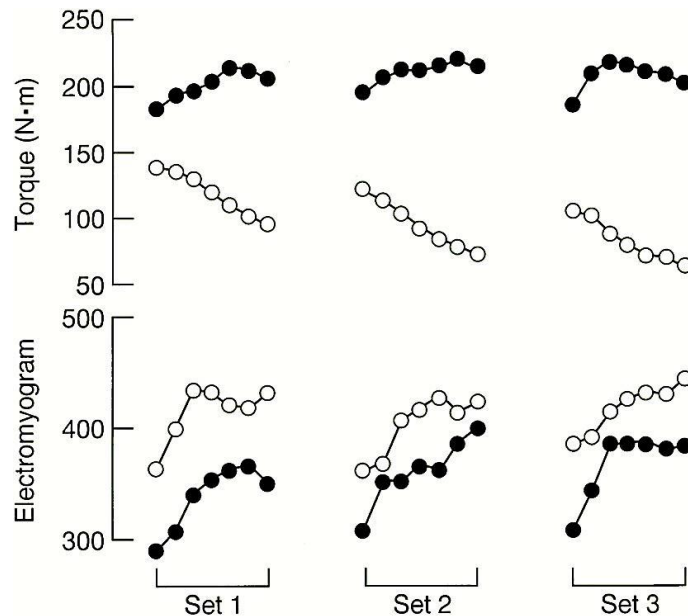


Figura 1-8. Torque de los músculos extensores de la rodilla y EMG registrada en el músculo vasto lateral durante 3 series de 32 contracciones máximas realizadas con un dispositivo isocinético. Acciones excéntricas (círculos negros); acciones concéntricas (círculos blancos) [23].

En conjunto, los resultados de diversos estudios [26,31] sugieren que tanto la propia acción EXC (acción de estiramiento) como la alta carga mecánica son estímulos esenciales para el aumento de la hipertrofia muscular inducida por este tipo de ejercicio. Los estudios infieren que los protocolos de EF que incluyen únicamente acciones EXC's [22,27] o acciones CON's y EXC's de alta intensidad [26], aunque no necesariamente acciones máximas, proporcionan una mayor hipertrofia muscular que los programas que incorporan únicamente acciones CON's. Todo parece indicar que cada una de las fibras activas soportaría más carga durante la fase EXC lo que podría explicar, al menos en parte, una mayor hipertrofia. Los estudios muestran que la F aumenta más con programas que proporcionan trabajo con sobrecarga EXC respecto a los que incluyen trabajo concéntrico y excéntrico constante [25,32,33] o trabajo concéntrico únicamente [18,22]. Por lo tanto, el EF utilizado por algunos atletas durante décadas, añadiendo carga mecánica durante la fase EXC o durante la acción CON y EXC generando sobrecarga EXC para amplificar los estímulos de crecimiento muscular y de F era beneficioso. Además, si el entrenamiento excéntrico se realiza a altas velocidades los efectos son superiores [34]. También se ha observado un aumento del número de sarcómeros en serie [35,36].

Cabe destacar también el menor gasto energético respecto a las acciones CON's [19,37–39]. Uno de los mecanismos que podría explicar este menor coste energético consiste en que durante las acciones CON's, la separación de la cabeza de la miosina de la actina consume ATP, hecho que sucede en menor proporción en las acciones EXC's [40].

Las acciones EXC's requieren un control neuromuscular diferente a las acciones isométricas y CON's. De esta manera, se observa un patrón de reclutamiento distinto en las acciones EXC's, ya que las fibras rápidas de tipo IIb o IIx (fibras glucolíticas rápidas) serían reclutadas antes que las fibras rojas o lentas y antes que las de tipo IIa u oxidativo-glucolítico, de forma distinta a lo que ocurre en las acciones CON's tal como indica el Principio de Henneman [23,27]. Sin embargo, otros autores afirman que este principio es el mismo para todas las acciones, produciéndose la activación de las fibras de tipo IIx de manera más rápida y menos escalonada [41,42]. Otro aspecto diferencial hace referencia a la utilización de una estrategia distinta del sistema nervioso central (SNC) en la programación y ejecución de la acción EXC en relación a la CON [43,44] (Figura 1-9) encontrándose una mayor actividad cortical. Las áreas corticales evaluadas podrían

procesar más información sensorial al ser estimuladas por mecanismos reflejos originados por el estiramiento de los músculos; dicha información se relaciona estrechamente con la función tanto de los órganos tendinosos de Golgi como de los husos musculares. Un tercer aspecto hace referencia a la sollicitación de un menor número de unidades motoras durante la acción EXC en comparación con la acción CON, lo que produciría una menor actividad electromiográfica [23,24,27,43,45].

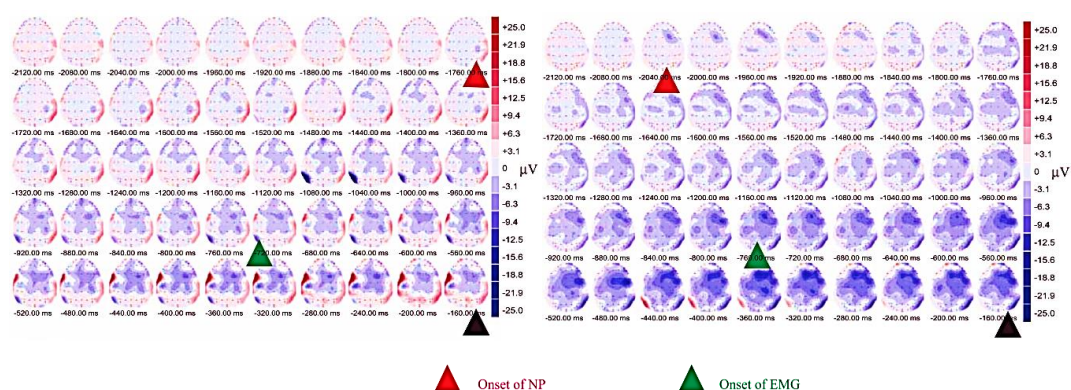


Figura 1-9. Mapas topográficos de potencial cortical que muestran la distribución espacial y temporal de la actividad eléctrica en la superficie cortical para las acciones máximas voluntarias concéntricas (izquierda) y excéntricas (derecha) de los flexores del codo. Los mapas muestran que (1) la preparación fue más larga y comenzó antes en la acción excéntrica que en la acción concéntrica, (2) el potencial negativo fue mayor durante la acción excéntrica que en las acciones concéntricas, especialmente durante finales de los períodos de preparación y los períodos de ejecución en los lóbulos frontal y parietal, y (3) el área de activación fue mayor para la acción excéntrica que el movimiento concéntrico [44].

Además de los efectos positivos del entrenamiento excéntrico podemos destacar algún aspecto negativo relacionado con este tipo de entrenamiento. En este sentido, altos niveles de carga EXC, producen daño muscular en las estructuras musculares y en el tejido conectivo [46] (Figura 1-10). Probablemente este efecto sea consecuencia de un menor reclutamiento de fibras unido a una mayor carga mecánica propio de las acciones musculares EXC's, además de una mayor predisposición a la rotura de las proteínas contráctiles de las fibras tipo IIX ante cargas EXC's elevadas [47]. De esta forma, la mayor producción de F reclutando un menor número de unidades motoras favorecería la ruptura de los sarcómeros tanto en los filamentos de actina y miosina [48] (Figura 1-11) como en los filamentos de titina y nebulina [49] o en los discos Z [50]. Se produce así una respuesta inflamatoria posterior para reparar el daño ocasionado. También se ha asociado a una pérdida aguda de F así como a una disminución de la amplitud de movimiento, y

actualmente se baraja la posibilidad de que estos mecanismos reparadores permitan adherir células satélites a las fibras dañadas [40]. Por otro lado, se produciría una alteración de los órganos sensoriales musculares, tanto de los husos musculares como de los órganos tendinosos de Golgi [51].

La literatura científica aporta el fenómeno conocido como *Repeated Bout Effect*, que consiste en la adaptación al trabajo excéntrico frente a nuevas cargas de estas mismas características de tal manera que en las sesiones posteriores, el daño muscular generado por el ejercicio excéntrico es menor y se recupera la F [47]. En relación a este hecho se aportan tres posibles teorías que justifican este efecto: la adaptación neural, la adaptación mecánica y la teoría de adaptación celular [47].

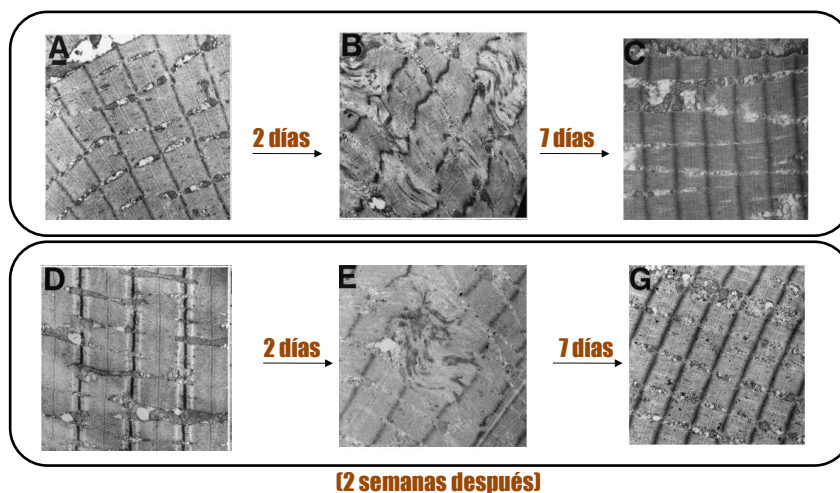


Figura 1-10. Secciones longitudinales del vasto lateral humano antes A) y 2 B) y 7 días (C) después de realizar 10 series de 10 repeticiones de trabajo excéntrico del cuadiceps. Secciones longitudinales se muestran también antes D) y 2 E) y 7 días (G) después de realizar 10 series de 10 repeticiones de trabajo excéntrico realizado 2 semanas después del mismo trabajo realizado anteriormente. [46].

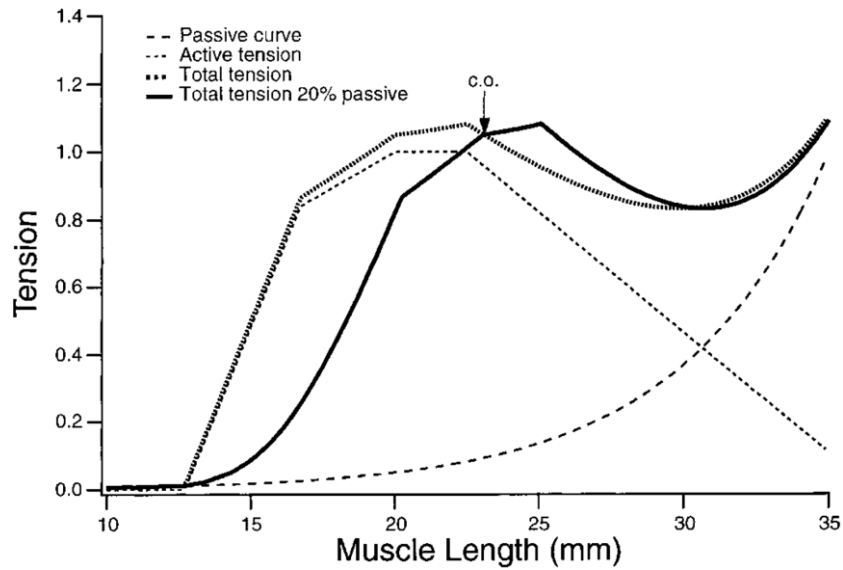


Figura 1-11. Modelo de un músculo con algunos sarcómeros afectados. Las curvas de longitud/tensión para un músculo simulado de 10.000 sarcómeros/fibra [48].

Algunos de los aspectos tratados en este apartado, como pueden ser el menor nivel de F producida y la menor actividad eléctrica durante las acciones EXC's, han quedado en entredicho recientemente al utilizar dispositivos que proporcionan resistencia rotacional en el EF. Esto sería debido a las características de estos dispositivos que pueden generar altos niveles de trabajo excéntrico [52,53] (Figura 1-12) Estos dispositivos serán tratados en mayor profundidad más adelante.

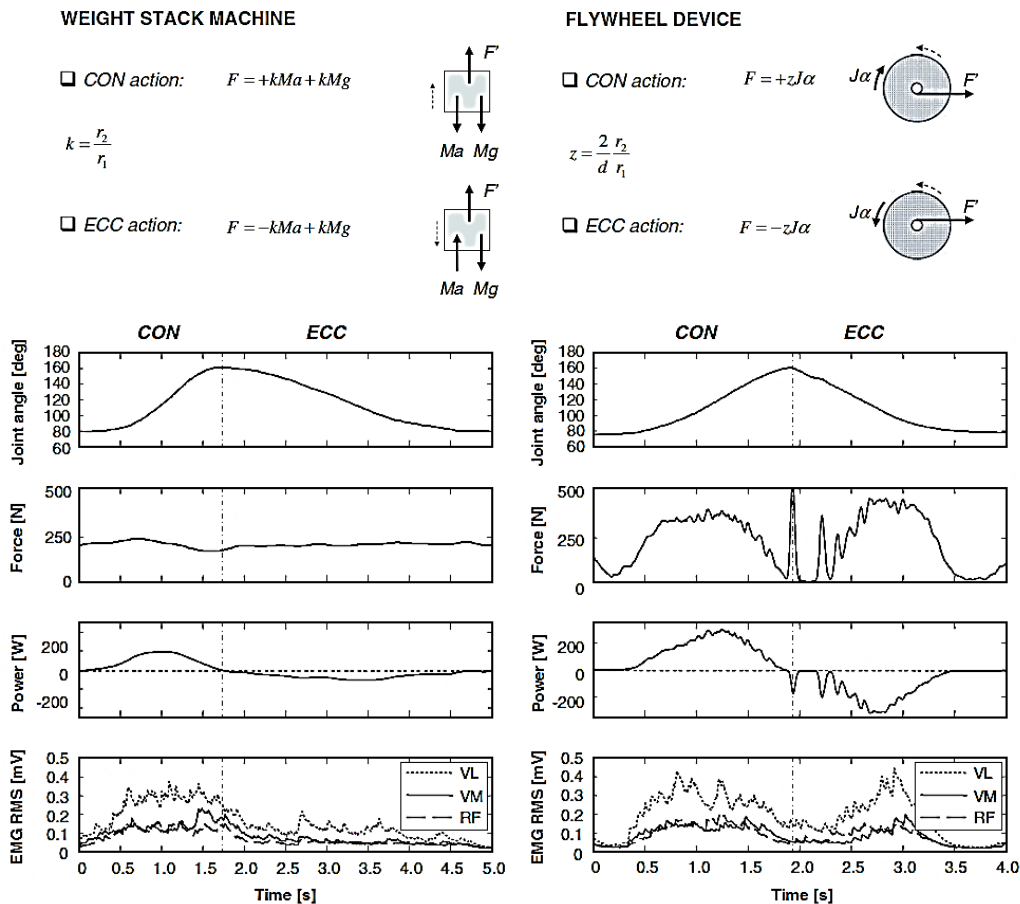


Figura 1-12. Cinética y electromiografía de superficie (EMG) durante ejercicio con peso libre (izquierda) y un dispositivo de resistencia rotacional YoYo™ Technology Inc., Stockholm, Sweden (derecha) en un sujeto. Análisis cinemáticos simplificados: F' es la fuerza aplicada a la carga de peso libre o a la resistencia rotacional, que está relacionada con la fuerza ejercida por factores geométricos dependientes de la máquina. El ángulo de la articulación de la rodilla ($^\circ$), Fuerza (N), potencia (W), y la raíz cuadrada media (RMS) EMG (mV) en una repetición completa. EMG RMS se midió en los músculos vasto lateral (VL), medial (VM) y recto femoral (RF), respectivamente. La línea vertical discontinua indica el cambio entre la fase concéntrica y excéntrica [52].

En resumen, la evidencia científica destaca las cualidades y ventajas de las acciones EXC's [18,19,54] por lo que se ha sugerido que aumentar la incidencia sobre el trabajo excéntrico durante ejercicios que incluyan tanto acciones CON's como EXC's acopladas puede generar adaptaciones positivas al EF [55].

1.3. Manifestaciones de fuerza

A partir del conocimiento de los diferentes tipos de acción muscular en el ámbito de la actividad física y el deporte, se observan diversas situaciones y condiciones en las que se manifiestan diferentes tipos de tensiones musculares y manifestaciones de F . Su

conocimiento debe ser el punto de partida para la programación del EF. De esta forma, una de las posibles clasificaciones es la propuesta por Tous [56] en la que distingue fundamentalmente la manifestación estática cuando el trabajo intramuscular que se produce no genera trabajo mecánico externo; la manifestación activa que se produce al realizar un ciclo simple de trabajo muscular (acortamiento del tejido contráctil) partiendo de una posición estática (no existe contramovimiento) y en el que destaca la F máxima dinámica, la F inicial, la F de aceleración y la F explosiva máxima; y por último, la manifestación reactiva que incluye la F producida al realizar un ciclo doble o ciclo de estiramiento acortamiento distinguiéndose la F elástico-explosiva, la F reflejo-elástico-explosiva, la F de aceleración y la F explosiva máxima. Además, se puede distinguir la capacidad de resistencia a la fatiga que pueden producir las manifestaciones citadas anteriormente y que se verán reflejadas en ejercicios de F según su mayor o menor duración. Otra de las clasificaciones que aparecen en la literatura es la propuesta por González y Ribas [7]. Los autores indican que cuando se habla de la medición y valoración de la manifestación de F lo que se debe medir es el valor de F aplicada, concretamente el pico de F conseguido y la relación con el tiempo necesario para alcanzarla, lo que se conoce como curva F-tiempo. Cuando la F se mide en la acción dinámica aparece un equivalente a la curva F-tiempo, la curva F-velocidad. La Figura 1-13 describe la manifestación de la F en las acciones isométricas y dinámicas [7].

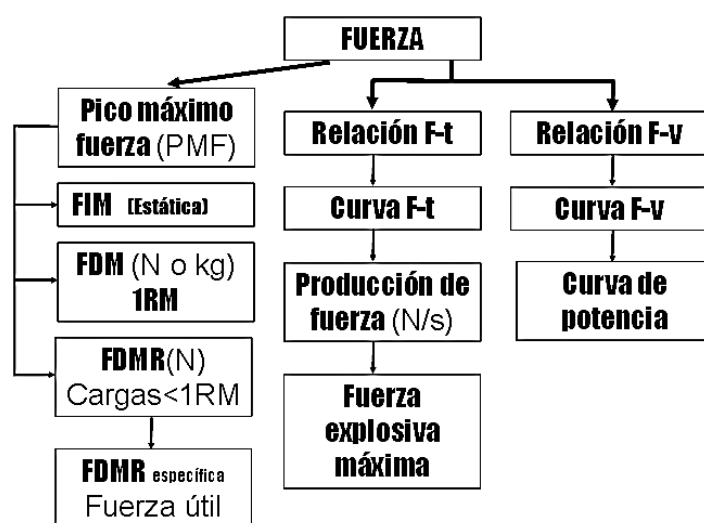


Figura 1-13. Manifestación de la fuerza en acciones estáticas y dinámicas concéntricas FIM = fuerza isométrica estática, FDM = fuerza dinámica máxima, FDM R= fuerza dinámica máxima relativa F-t = fuerza-tiempo, F-v = fuerza-velocidad [7].

En esta clasificación de la F se establece la FIM como F isométrica o estática máxima, la FDM como F dinámica máxima, FDMR como la F dinámica máxima relativa. La F-t representa la relación entre la F producida y el tiempo, mientras que la F-v representa la relación entre la F producida y la velocidad del movimiento.

2. LA FUERZA EN EL ENTRENAMIENTO DEPORTIVO

2.1. Aproximación histórica a la fuerza en el entrenamiento deportivo

El EF ha formado parte de distintas culturas y épocas. Tal como describe Tous [56] existen referencias del EF desde el antiguo Egipto (4500 a. C.) y de Grecia (siglo VI a. C.) en prácticas con halteras que han quedado plasmadas en pinturas, esculturas relieves y escrituras. Alrededor del 558 a. C. nace en Italia Milo de Crotona, un luchador ganador de seis Juegos Olímpicos al que se le atribuye el principio de entrenamiento de F progresiva (Figura 2-1). Milo de Crotona transportó cada día el mismo ternero en sus hombros hasta que dicho ternero tuvo cuatro años de edad, consiguiendo aumentar su F de forma progresiva. En su libro, Tous [56] indica que ya en el siglo XVI, aparecen los primeros libros sobre el entrenamiento con pesas publicados en Inglaterra en 1531, de los que fue pionero Sir Thomas Elyot. Sin embargo, hasta el siglo XIX no aparece una enfoque más científico del EF a cargo de PH Ling, Francisco Amorós, los Filantropinistas (Guts Muths, Pestalozzi, Basedow, etc), y Ludwing Jahn que elaboraron programas de EF con diferentes objetivos permaneciendo algunos de ellos todavía vigentes. En esa época ya se distingue entre el EF estructural o hipertrofia y el funcional. En 1860, A. MacLaren elabora el primer programa de entrenamiento con barras y mancuernas para la Armada Británica. Al mismo tiempo, se va configurando el marco de la halterofilia y el culturismo de competición de manera que aparece también alguna referencia al ámbito de la fisioterapia y del entrenamiento deportivo. El EF aumentó su popularidad en la década de 1980, debido en parte a la película *Pumping Iron* y a la posterior popularidad de Arnold Schwarzenegger. Por último, cabe decir que no es hasta bien entrado el siglo XX cuando el EF empieza a ser investigado a nivel científico.



Figura 2-1. Leyenda de Milo de Crotona.[57]

2.2. La fuerza como capacidad condicional básica

El movimiento humano es el resultado de la F muscular generada por la acción de diferentes grupos musculares [58]. La participación en un deporte o actividad física individual requiere que el deportista ejerza F 's que superen la acción de la gravedad a la que está sometido constantemente en la Tierra. Esta lucha se puede producir de tres formas distintas (Figura 2-2): generando F con el fin de manipular su propia masa corporal (por ejemplo, carreras de velocidad, gimnasia, salto de altura, etc.), manipulando su propia masa corporal más la masa corporal de un oponente (por ejemplo, rugby, fútbol americano, lucha, etc.), o manipulando un implemento u objeto (por ejemplo, béisbol, tenis, lanzamiento de jabalina, etc). En todos los ejemplos anteriores existe un nexo de unión que puede ser considerado un factor limitante del rendimiento: la F muscular del individuo. De esta forma, se puede entender la F como la capacidad condicional fundamental, o visto desde otra perspectiva se puede entender la F como la base de todas las demás capacidades condicionales de la cual derivan el resto tal como indica Seirul-lo [59]. En la misma línea se encuentran otros autores como Tous [56], quien destaca la F como la cualidad física fundamental (Figura 2-3).



Figura 2-2. Diferentes formas mediante las que el deportista ejerce fuerzas (F's) para superar la gravedad a la que está sometido constantemente en la Tierra. Esta lucha se puede producir de tres formas distintas (izquierda a derecha): generando F's con el fin de manipular su propia masa corporal, manipulando su propio peso corporal más el peso corporal de un oponente, o manipulando un implemento u objeto.

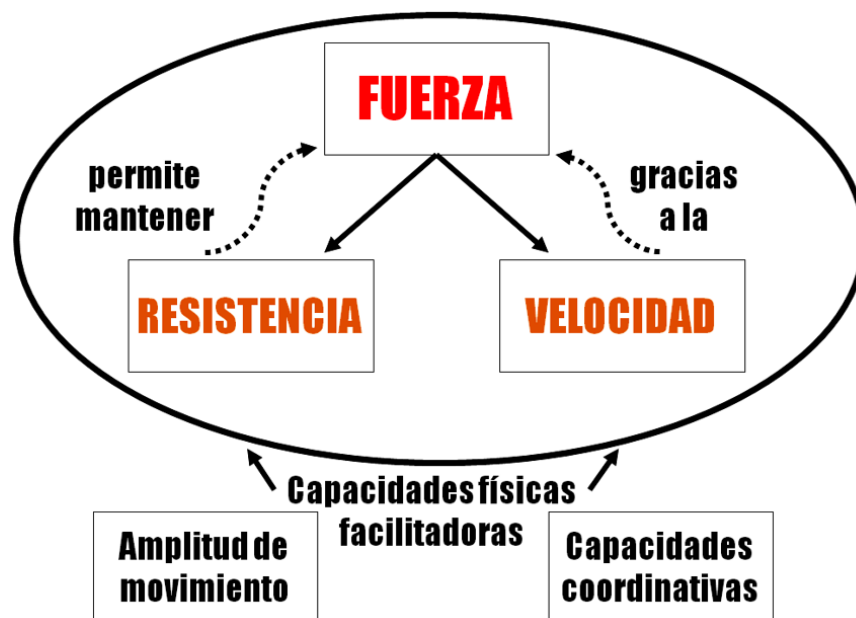


Figura 2-3. Propuesta de estructuración de las capacidades físicas entorno a la fuerza muscular como capacidad física fundamental. Adaptado de Tous [56]

En el entrenamiento condicional de un deportista se distingue el trabajo destinado a la optimización del rendimiento y el entrenamiento coadyuvante destinado a la prevención de lesiones del deportista y que le ayuda a soportar en mejores condiciones los efectos de las cargas producidas por los entrenamientos y por la competición, y que participa también de forma puntual en el proceso de rehabilitación después de una lesión [60]. Además, sirve como soporte para mantener el estado de salud que permita lograr los objetivos deportivos establecidos. Para ello es importante la planificación,

programación, control y valoración del entrenamiento que incluye las principales manifestaciones requeridas (atendiendo a parámetros como la velocidad de la acción, el nivel de tensión, el tipo de ejercicio y el tiempo que se mantiene dicha carga), además de la combinación de las diversas acciones musculares. El principal objetivo del EF es aumentar la capacidad del deportista para generar tensión muscular en los diferentes movimientos a través de sus diferentes manifestaciones, que aparecerán en mayor o menor medida en función de la modalidad deportiva practicada: aumentar la capacidad de F en una acción máxima (F máxima estática o dinámica), desarrollar la mayor tensión posible por unidad de tiempo (F explosiva: F inicial, de aceleración y explosiva máxima), desarrollar F mediante un ciclo doble de trabajo muscular (F reactiva: CEA) y adquirir la resistencia a todas las manifestaciones nombradas anteriormente durante un tiempo determinado (resistencia a la F). Dependiendo del tipo de estímulo propuesto se incidirá en mayor o menor medida en cada una de las manifestaciones citadas. En cualquier caso, el trabajo de F tiene que ser superior al umbral de adaptación del deportista para que se produzcan adaptaciones.

En definitiva, la implementación del EF pretende optimizar el rendimiento deportivo así como prevenir lesiones, formando parte del proceso de rehabilitación y de readaptación deportiva.

2.2.1. Fuerza y rendimiento

El EF puede provocar el aumento de la masa muscular y de la sección transversal del músculo, es decir, la hipertrofia muscular, y/o la optimización de los factores neurales (incremento del número de unidades motoras reclutadas, frecuencia de activación de las unidades motoras y sincronización de la unidades motoras) [61–63]. Otro factor a tener en cuenta es la carga movilizada. De esta forma, la aplicación de cargas moderadas durante el EF promueve un incremento de la potencia muscular, mientras que las cargas pesadas inciden en mayor medida en el desarrollo de la F muscular máxima [64,65].

De esta forma, los diferentes sistemas de entrenamiento aplicados a la mejora de la F pretenden incrementar las funciones musculares de la F y/o de la potencia, lo que podría mejorar paralelamente el rendimiento deportivo [6,7,66–76]. Teniendo en cuenta que

acciones deportivas dinámicas como correr y saltar son determinadas, además de por la función muscular, por factores como por ejemplo la coordinación (técnica), el aumento generado por el entrenamiento muscular deberá ser mayor que el aumento en el rendimiento.

El progreso que se ha producido en el deporte de alto rendimiento se puede relacionar, entre otros factores, con el EF, incluidos los deportes colectivos en los que las acciones de alta intensidad de corta o moderada duración son determinantes. Sin embargo, tal como se ha señalado anteriormente, no se debe olvidar que el resto de las estructuras que conforman el deportista forman parte del todo y que es la interacción de todas ellas entendida de manera holística, y no cada una por separado, lo que permite optimizar el rendimiento deportivo.

2.2.2. Fuerza y prevención de lesiones

Los estabilizadores articulares pasivos (huesos, ligamentos y meniscos) y los estabilizadores activos (complejo musculotendinoso) permiten una normal movilidad articular. La alteración en el funcionamiento de estos estabilizadores puede producir una lesión articular, normalmente ligamentosa [77]. Un insuficiente nivel de F de la musculatura situada alrededor de la articulación es uno de los problemas más importantes capaces de ocasionar una lesión articular. De esta manera el buen funcionamiento muscular se convierte en un medio para prevenir lesiones o minimizar sus efectos. Concretamente, la realización de tareas que implican una elevada acción EXC, como ocurre al realizar un elevado número de cambios de dirección o saltos puede producir cambios en las fibras musculares solicitadas [77] cosa que origina una alteración en la producción de tensión que puede explicar la disminución de la F registrada de forma inmediata y prolongada. Este hecho puede aumentar el riesgo lesivo.

Desde un enfoque tradicional, se pueden realizar programas preventivos para cualquier deportista, que incluyan ejercicios analíticos basados en el entrenamiento de la F de los músculos y de las articulaciones implicadas, con el objetivo de prevenir una lesión concreta. De forma alternativa, se propone otra perspectiva para tratar dicha problemática que favorezca un estado de óptima funcionalidad de los movimientos del

deportista incluyendo tres aspectos fundamentales: el trabajo propioceptivo o cinestésico, que junto al trabajo exteroceptivo permita reconocer la información interna y externa necesaria; el trabajo coordinativo que ayude a ajustar, reproducir o crear movimientos, y por último, la F muscular como responsable final de la motricidad entre los factores interactivos y espaciotemporales que aparecen en la competición [78]. Estos tres componentes del movimiento humano deben interactuar simultáneamente para optimizarse. Paralelamente, se incide en la flexibilidad y elasticidad del sistema musculotendinoso lo que provocará mayor deformación muscular y generará más potencia, al mismo tiempo que permitirá al músculo estar preparado para resistir cargas con mayor potencial lesivo. La literatura científica apoya fundamentalmente la implementación de programas de EF muscular y propioceptivo como medio válido en la prevención de lesiones deportivas [71,76,79–88]

2.3. Entrenamiento de fuerza y propiocepción

El control neuromuscular se define como la activación muscular necesaria que permite la respuesta coordinada y eficaz de una acción motriz [89] tal como muestra la (Figura 2-4). Existen diferentes capacidades físicas importantes en el desarrollo del control neuromuscular como son: la F propioceptiva (concepto que relaciona la producción de F y la propiocepción), la velocidad de reacción y las capacidades coordinativas. Concretamente, el entrenamiento de la F propioceptiva es uno de los aspectos a tener en cuenta, especialmente en el proceso de la prevención de lesiones mediante el control neuromuscular (Figura 2-5).

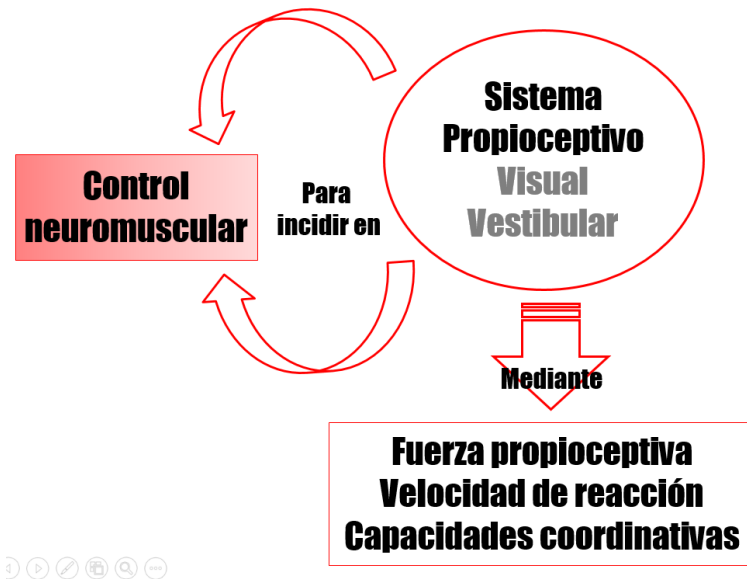


Figura 2-4. Esquema de control neuromuscular. El sistema propioceptivo, el sistema visual y el sistema vestibular permiten dar respuesta a diferentes estímulos. El sistema propioceptivo puede ser estimulado mediante la fuerza propioceptiva, la velocidad de reacción y las capacidades coordinativas. Adaptado de Romero y Tous [78].

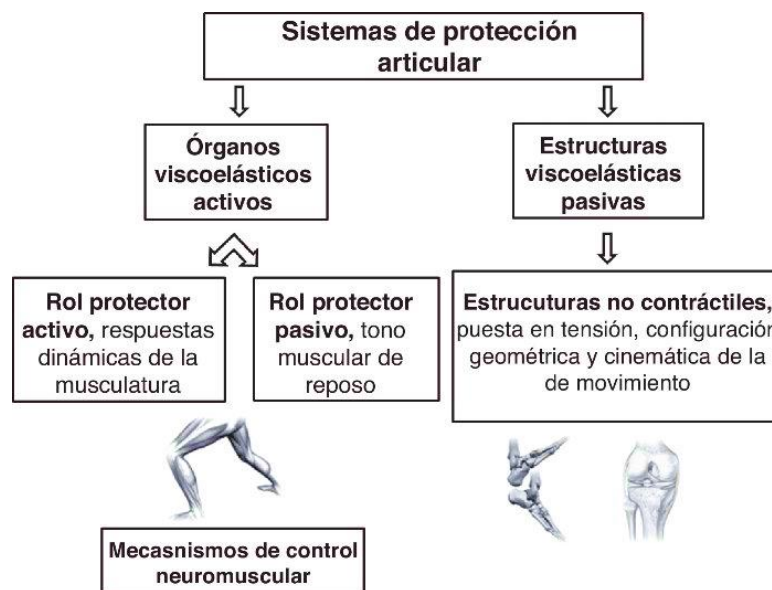


Figura 2-5. Sistemas de protección articular [89].

Puesto que el EF y sus efectos han sido tratados anteriormente, se desarrolla a continuación el concepto de propiocepción para una mejor comprensión de la F propioceptiva.

El término propiocepción es utilizado habitualmente en el ámbito del entrenamiento deportivo, la rehabilitación y la salud. Para entender este término es preciso clarificar otros conceptos relacionados con él. El sistema sensoriomotor (Figura

2-6) hace referencia a la combinación de los procesos neuromuscular y neurosensorial [89] pero es denominado erróneamente de forma habitual con el término propiocepción. La realización de acciones motrices adecuadas requiere de toda la información de los sistemas neurosensoriales y neuromusculares así como de su correcta integración. El SNC recibe la información necesaria para dirigir los movimientos corporales a través de 3 subsistemas: el sistema visual, el sistema vestibular, y el sistema somatosensorial [90,91]. El concepto somatosensorial incluye toda la información mecanoreceptiva (propiocepción), termoreceptiva (tacto y temperatura), dolorosa, lumínica y química derivada de la periferia. En el ámbito de la actividad física y el deporte, la información aferente visual y vestibular participan en la integración y decodificación de la información por parte del SNC, pero son los mecanorreceptores periféricos incluidos en el sistema somatosensorial los que desempeñan una función esencial en el entrenamiento deportivo, la prevención de lesiones y la readaptación a la actividad deportiva. Se define propiocepción como la capacidad del sistema somatosensorial de participar en el mantenimiento de la estabilidad dinámica articular a través de la detección de cambios de longitud, tensión y de presión de los tejidos articulares y musculares [89]. En otras palabras, propiocepción es la información neural que se envía al SNC desde las terminaciones nerviosas especializadas llamadas mecanorreceptores localizadas en las articulaciones, cápsulas, ligamentos músculos, tendones y piel. A pesar de que la propiocepción se refiere exclusivamente al proceso de detección periférica de los mecanorreceptores, la estabilidad articular viene determinada por los receptores periféricos, pero la integración y el procesamiento central de la información y las vías motoras también participan en el proceso (Figura 2-7).

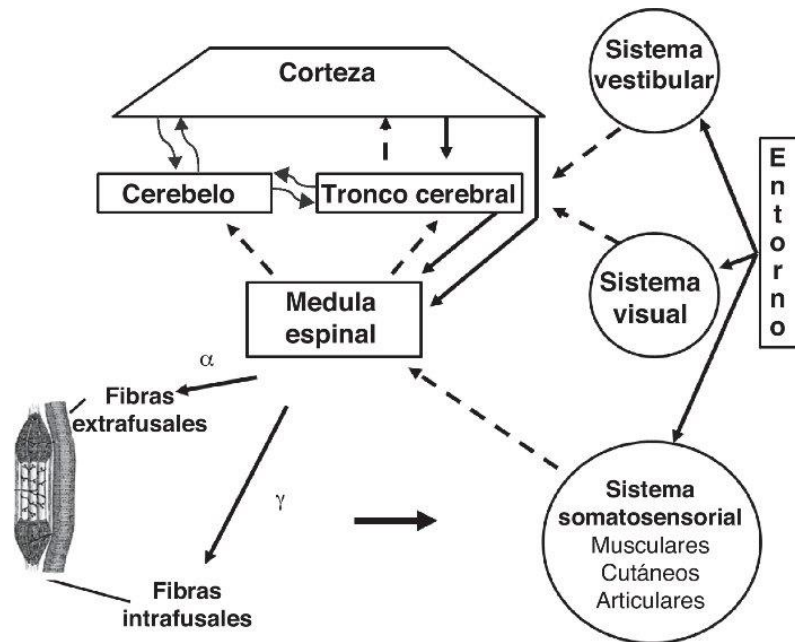


Figura 2-6. El sistema sensoriomotor. El sistema sensoriomotor incorpora todos los componentes aferentes, el proceso de integración y procesamiento central y las respuestas eferentes, con el objetivo de mantener la estabilidad funcional de la articulación. Aunque el sistema visual y vestibular contribuyen, los mecanorreceptores periféricos son los más importantes desde la perspectiva del entrenamiento deportivo. Los mecanorreceptores se encuentran en diferentes partes del cuerpo, incluyendo la piel, las articulaciones, los ligamentos, los tendones y los músculos. Las vías aferentes (líneas de puntos) transmiten entradas a 3 niveles de control motor y se asocian a áreas como el cerebelo. La activación de las neuronas motoras puede darse en respuesta directa a la entrada sensorial periférica (reflejos) o bien descendiendo desde centros superiores (movimiento automático y voluntario). Estas 2 vías pueden ser moduladas o reguladas por las áreas asociadas (líneas onduladas). Desde cada uno de los niveles de control motor (líneas continuas negras) las vías eferentes convergen con las motoneuronas gamma y alfa situadas en las raíces ventrales de la médula espinal. La activación de las fibras musculares intrafusales y extrafusales provocará nuevos estímulos para ser presentados a los mecanorreceptores periféricos [89].

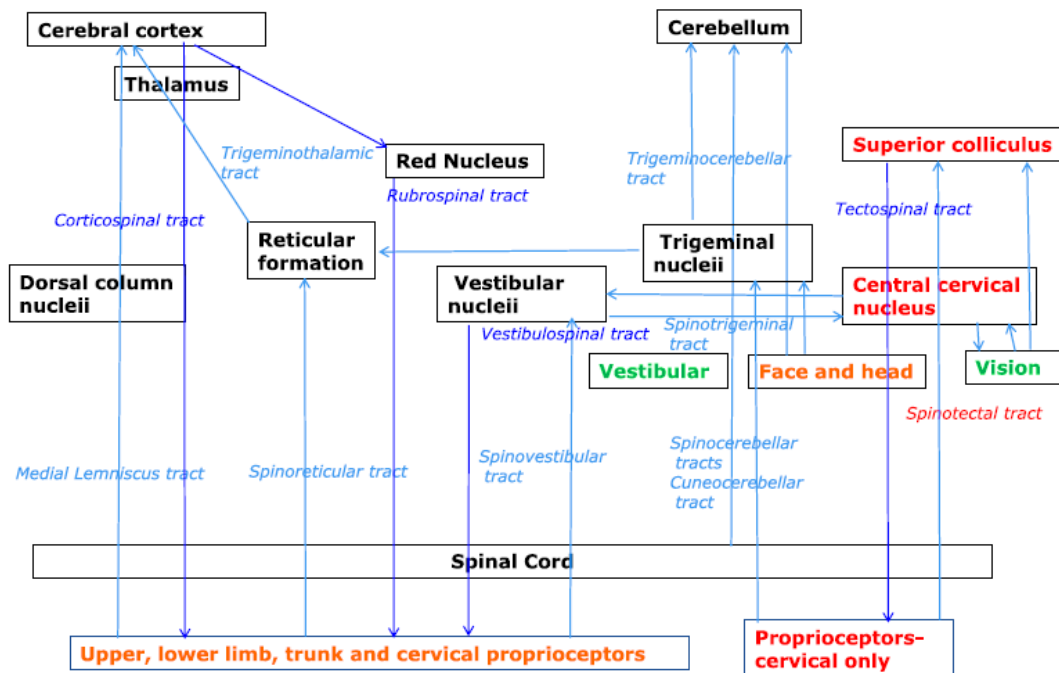


Figura 2-7. Vías ascendentes y descendentes y conexiones relevantes con el sistema visual y vestibular para la propiocepción [92].

Los mecanorreceptores se clasifican generalmente en 3 grupos: receptores musculares, receptores articulares y receptores cutáneos. Estos receptores actúan sobre la propiocepción del aparato locomotor y producen impulsos aferentes que se envían al SNC en respuesta a estímulos de intensidad suficiente. Este proceso se produce en 3 niveles del SNC: la médula espinal, el tronco cerebral y el córtex. El SNC procesa estas señales aferentes y envía órdenes motoras vía eferente que regulan la actividad muscular [93] tal como se muestra a continuación.

Integración y procesamiento central

La información sensorial es integrada en el SNC para producir las respuestas motoras adecuadas. La constante información sensorial que existe en torno al individuo participa en el control del movimiento y de la postura [91]. El SNC recibe esta información vía aferente y es procesada en el denominado eje central y en 2 áreas de asociación. El eje central está formado por la médula espinal, el tronco cerebral y la corteza cerebral (los 3 niveles del control motor). Por otra parte, el cerebelo y los ganglios basales, que son los responsables de la modulación y regulación de los mandos centrales constituyen las 2

áreas de asociación. El SNC genera respuestas a esta información provocando la activación de las neuronas motoras desde 3 niveles de control motor utilizando el nivel espinal para respuestas motoras simples (reflejos), el tronco encefálico para respuestas inmediatas ante reflejos más complejos (automatismos), y la corteza cerebral o control voluntario para coordinar los movimientos más elaborados [91].

Respuesta neuromuscular

El control del sistema neuromuscular, y por tanto de la estabilidad dinámica de la articulación está muy relacionado con la respuesta motora producida en los tres niveles del sistema nervioso implicados. De esta forma, se habla de control neuromuscular como la activación muscular precisa que permite el desarrollo coordinado y eficaz de una acción [89]. Es evidente que finalmente, el resultado de este control se manifiesta mediante la F. Para realizar movimientos coordinados y eficaces se establecen diferentes estrategias de control neuromuscular que se exponen a continuación.

Coordinación intramuscular y coordinación intermuscular

El primer concepto hace referencia a factores neurales que inciden en la producción de F de un mismo músculo. Esto implica uno o más de los siguientes mecanismos de control [56,94]:

- a) reclutamiento espacial (número o cantidad de unidades motoras reclutadas), control de la tensión muscular mediante la activación o desactivación de un determinado número de unidades motoras.
- b) reclutamiento temporal (frecuencia o tasa de activación de las unidades motoras), control de la tensión muscular mediante la modificación de la frecuencia de activación de unidades motoras activas.
- c) sincronización de las diferentes unidades motoras (patrón de activación) para producir una contracción voluntaria máxima.

La coordinación intermuscular se refiere a la secuenciación o coordinación entre diferentes grupos musculares. Implica la sincronización o secuenciación de acciones entre

los diferentes grupos musculares que generan movimiento articular. La programación de la participación muscular en un movimiento se atribuye fundamentalmente a dos mecanismos neuromusculares: la coactivación de agonistas y antagonistas y la activación recíproca de agonistas y antagonistas [95]. La activación recíproca basada en el principio neuromuscular de inhibición recíproca, permite la inhibición de un músculo antagonista respecto a la activación del agonista para facilitar su acción [96]. Los 2 mecanismos se combinan para permitir la estabilidad articular y, a su vez, un movimiento eficaz [97]. Las diferentes estrategias de control neuromuscular producidas pueden ser modificadas mediante el entrenamiento [81,98].

Por otro lado, la coactivación se define como la participación elevada de la musculatura agonista simultáneamente a la actividad de los músculos antagonistas de una misma articulación. La realización de acciones desconocidas y/o a altas velocidades, y cuando se requiere estabilidad para mantener una posición articular constante parece requerir de forma especial la coactivación [95]. Este mecanismo neuromuscular produce un patrón de estabilización articular que reduce la carga que soportan las estructuras ligamentosas y articulares [95,99]. En cambio, si la coactivación aparece en un momento inadecuado puede disminuir la velocidad de ejecución, aumentar el gasto energético y, por tanto, afectar de forma negativa al rendimiento. Para garantizar tanto la eficiencia del movimiento como la estabilidad articular, estos dos principios de control neuromuscular establecen una relación compleja. Además, el control dinámico de la articulación es influenciado por dos mecanismos: la retroalimentación o *feedback* y la preactivación o *feedforward* [97,100]. El primero hace referencia a la respuesta generada vía refleja por un estímulo sensorial y el segundo a las acciones anticipatorias que suceden ante un estímulo de forma previa a la información aferente y que son el resultado de experiencias anteriores.

Control postural

El sistema neuromuscular permite controlar la posición del cuerpo (control postural) en el espacio tratando de orientarse y de obtener un estado relativamente estable o equilibrio metaestable. Este equilibrio metaestable sería definido como el estado en el que un sistema permanece durante un largo período de tiempo, de manera que cualquier

ligera perturbación que aparta al sistema del estado metaestable no supone el paso del sistema a otro estado (este concepto será ampliado más adelante). La estabilidad postural hace referencia a la capacidad de mantener el centro de masas (CdM) corporal dentro de la base de sustentación (BdS) mientras que la orientación postural hace referencia a la habilidad de mantener una adecuada relación entre los propios segmentos corporales y entre estos y el entorno en el que se realiza una tarea [101,102]. Finalmente, cabe señalar que el mantenimiento del control postural está determinado por el sistema vestibular, el sistema visual y por la retroalimentación del sistema somatosensorial proporcionada por los receptores periféricos.

Aunque no es el objetivo principal de esta tesis, y por tanto no se profundiza sobre él, las capacidades coordinativas son otro aspecto fundamental para la optimización del rendimiento deportivo y la prevención de lesiones de tal manera que permiten al ser humano controlar y regular las acciones motoras y realizar las acciones motrices necesarias para alcanzar el objetivo planificado. Por tanto, debe incluir una distribución óptima de la activación muscular entre los diferentes músculos que participan en la acción/es por lo que es importante el perfecto funcionamiento de la sensibilidad propioceptiva.

2.4. Entrenamiento excéntrico

La evidencia científica muestra los efectos positivos del entrenamiento excéntrico aportando los siguientes efectos [103]: mayor eficacia en el aumento total de la F y de la F EXC que el entrenamiento concéntrico, mayor aumento de la masa muscular que el entrenamiento concéntrico, mayor capacidad para producir adaptaciones en la F y la masa muscular posiblemente debido a una mayor producción de F desarrollada durante este tipo de ejercicios y, finalmente, adaptaciones muy específicas en cuanto a la velocidad y al tipo de acción muscular. Sin embargo, la realización de acciones EXC's de forma aislada en el EF es complicado y poco habitual debido a las dificultades logísticas requeridas para alcanzar dicha carga [25]. Concretamente, el entrenamiento con máquinas de musculación y con PL, está limitado por la capacidad de generar F durante la acción muscular CON del movimiento lo que significa que la carga EXC soportada es baja respecto

al potencial máximo de F en la acción EXC [25,32,104]. De esta forma, la mayoría de las tareas del EF no alcanzan esos elevados niveles de tensión lo que supone una de las principales limitaciones del entrenamiento excéntrico. Estos motivos han generado la necesidad de alcanzar una mayor carga EXC en el EF utilizando diferentes sistemas mediante la participación de otras personas o dispositivos en el movimiento de la resistencia durante la fase CON [40,104–106], el control y la diferenciación de la velocidad del ejercicio en ambas fases del movimiento [32,107] y la utilización de dinamómetros isocinéticos [18,25,27]. A continuación se presentan diferentes sistemas y dispositivos utilizados en el EF EXC incluidos en diversas publicaciones.

Peso corporal

Los efectos del trabajo concéntrico y excéntrico en el músculo cuádriceps se han estudiado utilizando el propio peso corporal subiendo un cajón [108,109] o bajando escaleras rápidamente [110].

Peso libre

Otros estudios han añadido resistencia externa mediante el PL, en la extensión de la rodilla, utilizando el ejercicio de prensa o *leg press*) [106] y el ejercicio de sentadilla con barra [40] aislando la acción EXC para el entrenamiento de la F. Se ha utilizado la misma carga en la fase CON y EXC en los ejercicios de prensa de piernas y de extensión de rodilla [19,26,54]. También se ha movilizado de forma conjunta el 75 % de la 1 RM (Repetición máxima en una acción dinámica) en la fase CON aumentando la carga hasta un 120 % de la repetición máxima en la fase EXC en los ejercicios de prensa de piernas y extensión de rodilla [32].

Ergómetros

Abbott y col. [111] utilizaron 2 cicloergómetros unidos de tal manera que permitían aislar el trabajo positivo y el negativo (Figura 2-8) en dos sujetos para investigar el trabajo muscular y su coste energético en términos de consumo de oxígeno realizando el mismo trabajo durante la acción CON y EXC.

Otros ergómetros incorporaron motores para generar la carga EXC [37,112–114] tal como muestran los cicloergómetros de las Figura 2-9, Figura 2-10 y Figura 2-11. Elmer y col. [115] describieron el diseño y la construcción de un ergómetro para brazos comparando el trabajo concéntrico y el trabajo excéntrico (Figura 2-12). El *Eccetron ergometer* incorporaba un motor de tres caballos que permitía generar resistencia durante la fase EXC movilizandolos pedales hacia el individuo [116] (Figura 2-13).

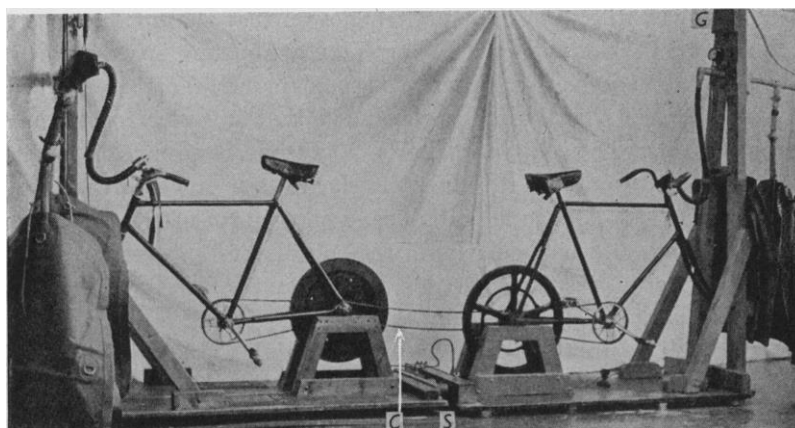


Figura 2-8. Primer cicloergómetro excéntrico. Se colocaron dos cicloergómetros espalda con espalda y acoplados por una cadena. Cuando uno ciclista pedaleaba concéntricamente en la dirección de avance convencional, las piernas del otro ciclista pedaleaban al revés, generando trabajo muscular excéntrico [111].

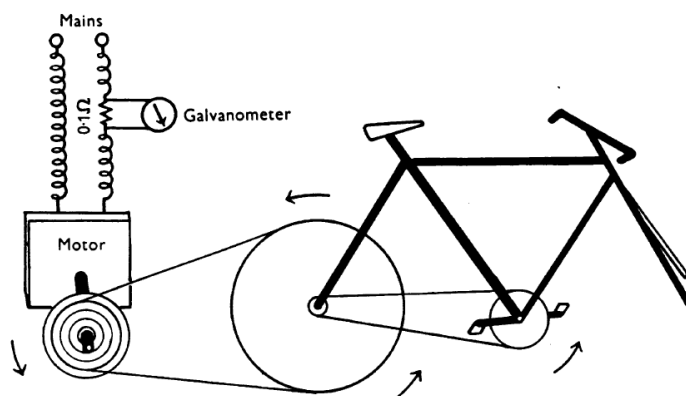


Figura 2-9. Esquema del cicloergómetro con motor [37].



Figura 2-10. Cicloergómetro excéntrico. A medida que los pedales se mueven hacia el individuo (flecha blanca grande), el individuo resiste el movimiento mediante la aplicación de fuerza a los pedales (pequeña flecha blanca). Puesto que la magnitud de la fuerza producida por el motor excede la producida por el individuo, los extensores de la pierna (flechas grises en el muslo) se alargan de forma activa (acción muscular excéntrica) [112].

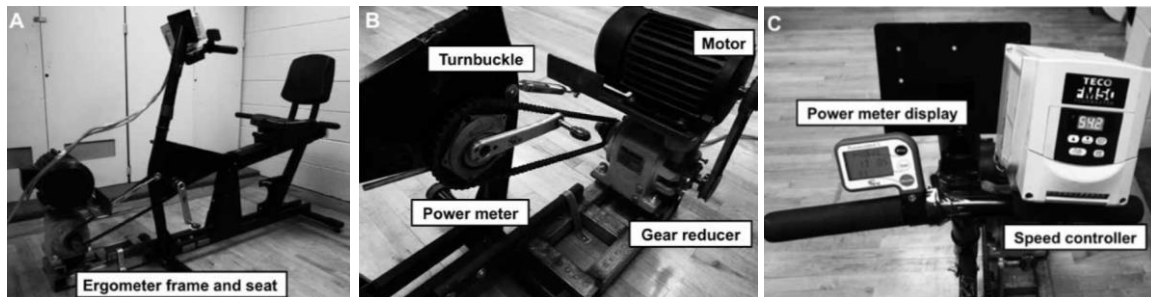


Figura 2-11. Partes esenciales del cicloergómetro excéntrico isocinético. (A) Estructura del ergómetro y asiento. (B) Motor eléctrico (2,2 kW) unido a un sistema de transmisión que es entonces conectado al medidor de potencia SRM. La cadena de tensión se ajusta por medio de un tensor. (C) Regulador de velocidad que utiliza para el control de la cadencia de pedaleo y unidad de control del medidor de potencia SRM que muestra el trabajo, la potencia y la frecuencia de pedaleo [112].

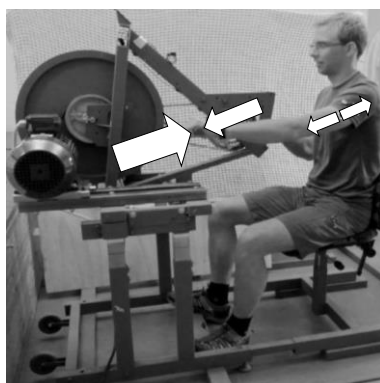


Figura 2-12. Cicloergómetro excéntrico. A medida que los agarres se mueven hacia el individuo (flecha blanca grande), el individuo resiste el movimiento mediante la aplicación de fuerza a los pedales (pequeña flecha blanca). Puesto que la magnitud de la fuerza producida por el sistema excede la producida por el individuo, los extensores del brazo (flechas blancas en el brazo) se alargan de forma activa (acción muscular excéntrica) [115].

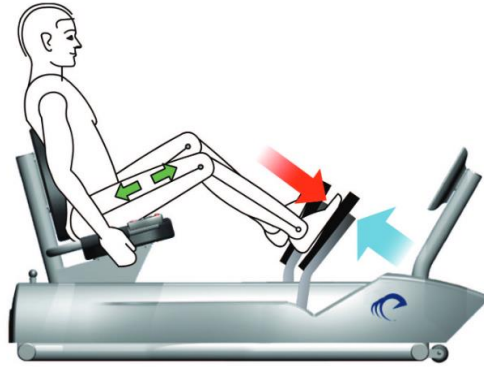


Figura 2-13. Stepper excéntrico. Altas fuerzas musculares son generadas en el stepper excéntrico por un motor de 3 caballos que acciona los pedales. 3. A medida que los pedales se mueven hacia el sujeto (flecha azul), el sujeto se resiste mediante la aplicación de fuerza en los pedales (flecha roja). Puesto que la magnitud de la fuerza producida por el motor es superior a la producida por el sujeto, los extensores de la pierna (flechas verdes) trabajan de forma excéntrica (alargamiento), circunstancia que genera trabajo negativo [116].

Dispositivo de liberación de peso (*Power Recruit Inc., Houtzdale, PA*)

El dispositivo que muestra la Figura 2-14 permitía realizar el ejercicio de *press* de banca reduciendo la carga movilizada durante la fase CON y haciendo posible la movilización de cargas mayores en la fase EXC del ejercicio.

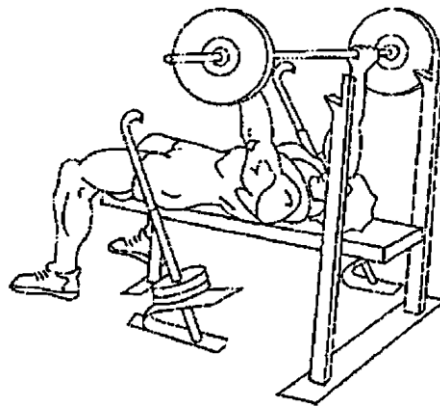


Figura 2-14. Dispositivo de liberación de peso patentado que proporciona una carga excéntrica adicional y es liberado en la parte final del *press* de banca antes de la fase concéntrica [117].

Dispositivo Bromsman

Frohm y col. [118] utilizaron una máquina formada por un dispositivo hidráulico, un soporte de seguridad y una plataforma de apoyo que permitía subir y bajar una barra fijada por cables para realizar sentadillas a una velocidad predeterminada que generaba sobrecarga EXC (Figura 2-15).

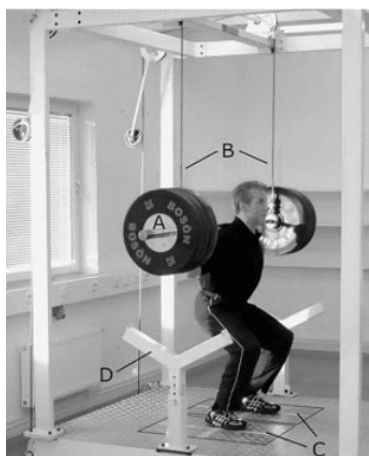


Figura 2-15. Un sujeto realizando una sentadilla en el sistema Bromsman. La máquina consiste en una barra olímpica A) suspendida desde dos cables de acero B). El sujeto de pie en dos balanzas C). Dos estructuras en forma de Y D) sirven ambas como freno de seguridad y como apoyo para colocar la barra [118].

Negator

Kaminski y col. [119] utilizaron una máquina isotónica unida a un dispositivo denominado Negator (Myonics Corporation, Metairie, LA) que permitía seleccionar de forma independiente la carga de la fase CON y EXC sin cambiar la resistencia de la máquina (Figura 2-16).

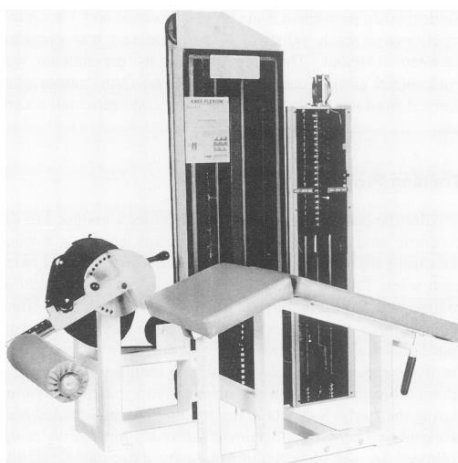


Figura 2-16. Sistema Negator [119].

Biodex System

Guilhem y col. [120] utilizaron un dinamómetro isocinético (Biodex System 3 Pro, Shirley, NY, USA) junto a un dispositivo de entrenamiento de F con pesos que permitía el análisis mecánico con cargas constantes de acciones EXC's aisladas (Figura 2-17). El entrenamiento isocinético es uno de los medios que más ha sido utilizado en la

investigación de las acciones EXC's. Este tipo de entrenamiento requiere un sofisticado aparato que genera una resistencia movilizada a una velocidad constante durante todo el movimiento. El entrenamiento isocinético permite aumentar la F muscular, sin embargo presenta varias desventajas como su elevado coste y su falta de especificidad, por lo que su presencia en los gimnasios y en los clubes deportivos no es habitual.



Figura 2-17. Dispositivo de entrenamiento de fuerza integrado junto a un dinamómetro isocinético *Biodex System 3* a), las cargas (c) estaban vinculadas al dinamómetro mediante un cable. El cable pasa a través de dos poleas y acompañaba una pieza de metal semicircular (b) fijada al dinamómetro. [120].

Dispositivos de volantes de inercia o de resistencia rotacional

La *European Space Agency* (ESA, Agencia Espacial Europea) y la *National Aeronautics and Space Administration* (NASA, Administración Nacional de la Aeronáutica y del Espacio) pretendían solventar las consecuencias de la pérdida de masa ósea y de la atrofia muscular en astronautas que viajaban al espacio durante la década de los años 1980. Como resultado de esta necesidad, apareció un dispositivo diseñado para el EF que utilizaba un sistema mecánico basado en la resistencia rotacional generada por volantes independientes de la gravedad: el *Flywheel system* [121] (Figura 2-18) conocido también como tecnología isoinercial y patentado con el nombre de *YoYo Inertial Technology™* (YoYo™). En este dispositivo, la resistencia se produce, tal como se detalla posteriormente, a partir de un volante de inercia que permite acumular energía cinética al ser acelerado con una velocidad angular determinada. Este sistema tendría su origen en el aparato usado por Hill [122] (Figura 2-19) que fue utilizado en uno de sus estudios acerca de la eficacia mecánica de los músculos en la fase CON del movimiento. Se han

comparado los efectos agudos producidos en la musculatura extensora de la rodilla durante un entrenamiento realizado con un máquina tradicional de PL y el *Flywheel system* [121], y se han hallado respuestas fisiológicas parecidas en la F máxima voluntaria, potencia y actividad eléctrica. Posteriormente, aparecieron otras investigaciones que utilizaban esta tecnología. Las Figura 2-20, Figura 2-21 y Figura 2-22 muestran otros ejemplos de dispositivos YoYo™.

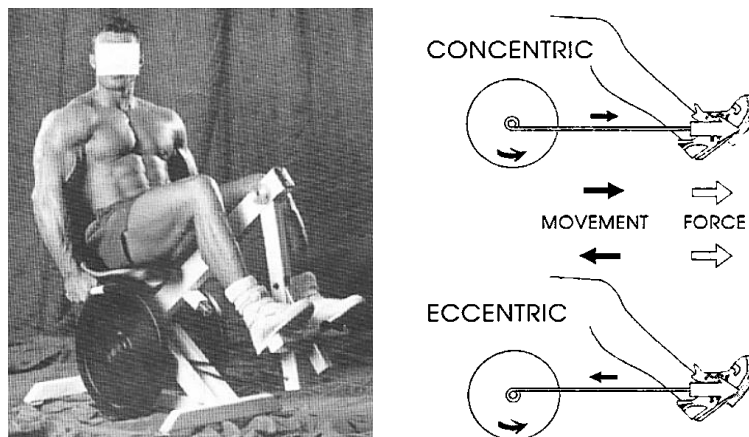


Figura 2-18. Sistema de resistencia YoYo™ independiente de la gravedad (izquierda) para el entrenamiento de fuerza. Fuerza muscular ejercida durante la fase concéntrica (movimiento de empuje, imagen superior) aumenta la rotación del volante y el Trabajo mecánico se almacena como energía cinética $E_{cin} = \frac{1}{2} \cdot J \cdot \omega^2$; donde J = resistencia del volante y ω = velocidad angular del volante. Una acción muscular excéntrica (movimiento de frenada) es la realizada (imagen inferior) contra la fuerza rotacional del volante mientras frenando la rotación del volante [121].

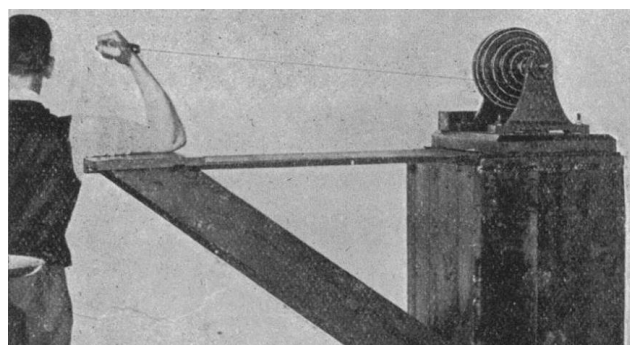


Figura 2-19. Dispositivo de volante de inercia para brazos. [122].

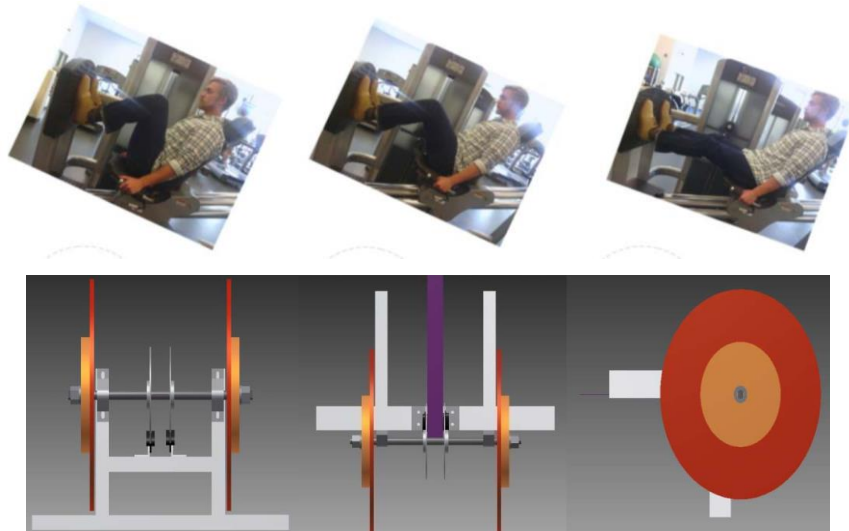


Figura 2-20. Dispositivo de prensa que utiliza volantes de resistencia rotacional (arriba). Vista posterior, superior y lateral de una parte del sistema [123].

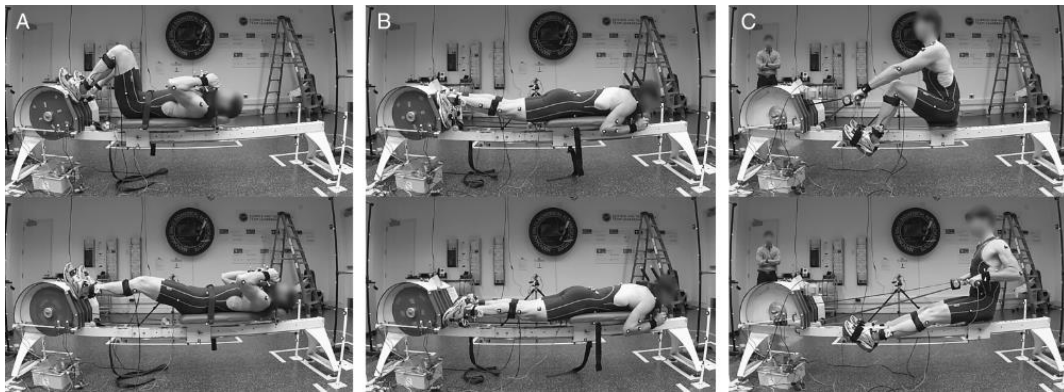


Figura 2-21. Dispositivo M-MED configurado para realizar la flexión/extensión de la rodilla A), flexión/extensión de tobillo B), y remo aeróbico C) mostrando el inicio y final de cada uno de los ejercicios. Fotos cortesía de Lealem Mulugeta, Lead Scientist for NASA's Digital Astronaut Project [124].



Figura 2-22. Dispositivo YoYo™ para realizar el ejercicio *leg-curl* y *la media sentadilla* (izquierda) [125].

De forma similar, otros autores usaron el *Inertial Training and Measurement System* (ITMS, Sistema de Medicion y Entrenamiento Inercial) [126,127] (Figura 2-23) basado en volantes de inercia colocados en el interior de un marco de acero fijado al suelo para estimar la eficacia del entrenamiento en mujeres mayores.

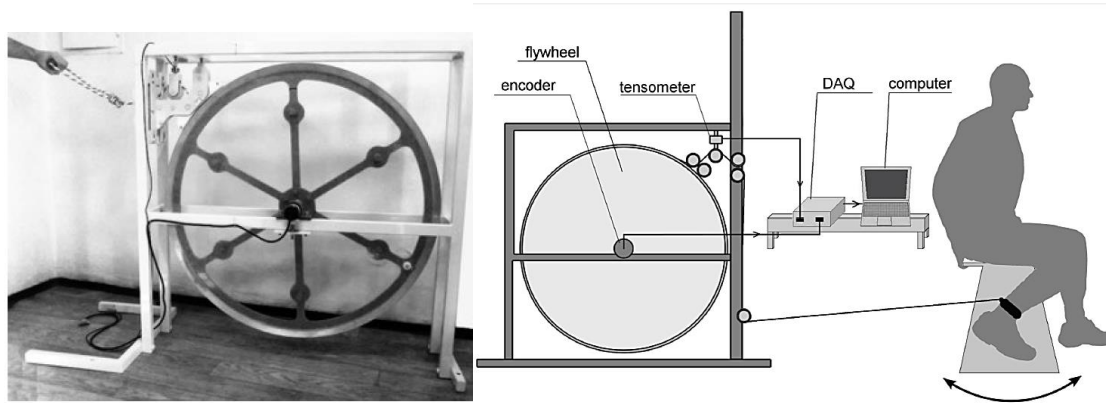


Figura 2-23. Sistema de Medicion y Entrenamiento Inercial (*the Inertial Training and Measurement System, ITMS*) [126,127].

Basado en esta misma idea de utilizar volantes de inercia rotacional aparece otro tipo de dispositivo que añade al volante de inercia un cono [128] (Figura 2-24)



Figura 2-24. Dispositivo VersaPulley. Ejercicio de *lunge* (izquierda) y sentadilla (derecha) con el dispositivo de resistencia rotacional utilizado [128].

Advanced Resistive Exercise Device (ARED)

La NASA, por su parte, diseñó el *Advanced Resistive Exercise Device* (ARED, Dispositivo de Ejercicio de Resistencia Avanzado) (Figura 2-25 y Figura 2-26) que utiliza dos ensamblajes de pistón/cilindro.

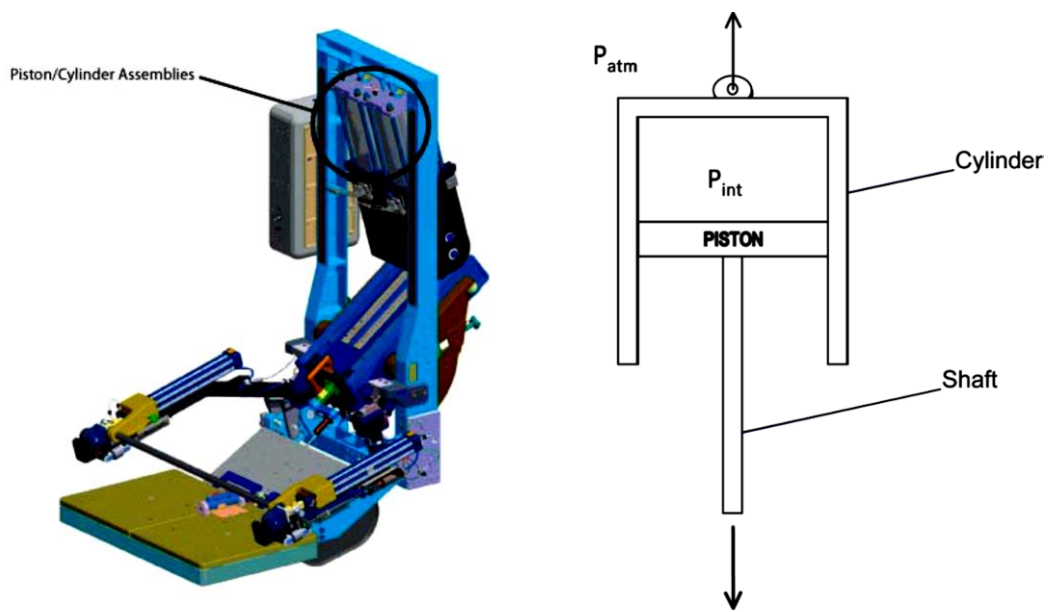


Figura 2-25. Modelo de ARED que muestra el conjunto pistón/cilindro (izquierda) y el diagrama de fuerza de la sección transversal del ensamblaje de un pistón/cilindro de un ARED (derecha) [129].

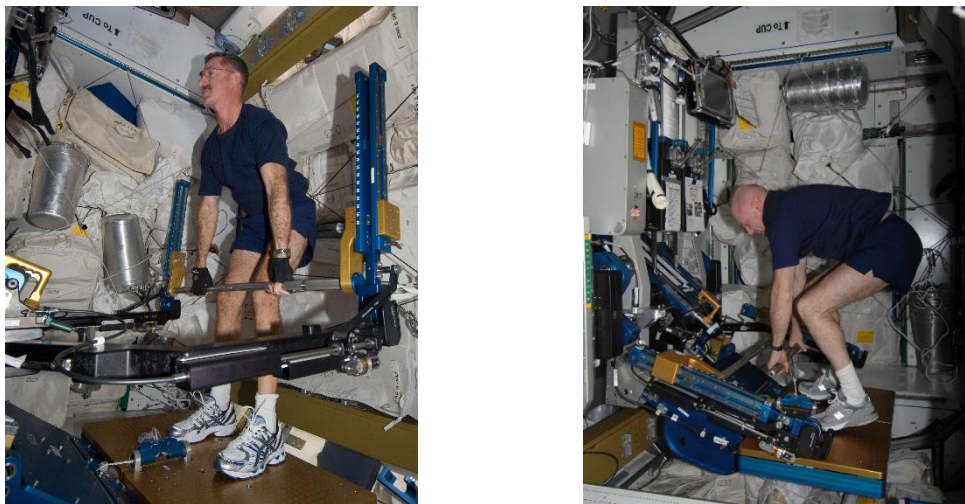


Figura 2-26. Astronauta Dan Burbank realizando ejercicios con el advanced Resistive Exercise Device (ARED) en la Estación Espacial Internacional (izquierda) NASA Image: ISS030E012688, y astronauta Andre Kuipers realizando ejercicios con el advanced Resistive Exercise Device (ARED) en la Estación Espacial Internacional (derecha) NASA Image: ISS030E148403. [130].

Inertial Exercise Trainer

Caruso y col. [131] mostraron un dispositivo diseñado inicialmente para ser utilizado en fisioterapia y rehabilitación, que se basa en un sistema de poleas que permite movilizar a alta velocidad un trineo con cuatro volantes sin necesidad de utilizar la gravedad como resistencia (Figura 2-27).

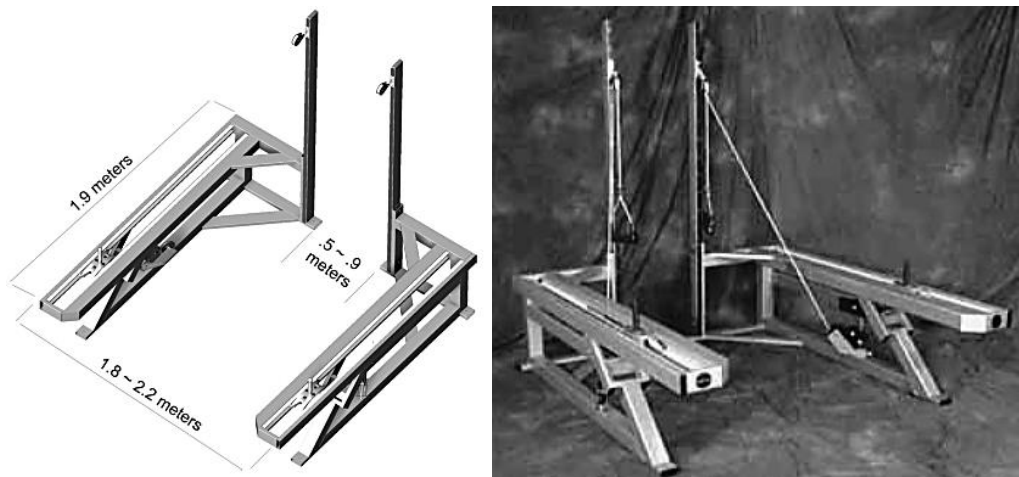


Figura 2-27. Vista aérea (izquierda) y frontal del dispositivo *Inertial Exercise Trainer (IET)* [131].

Automatic escalator

Por su parte, Paschallis y col. [132] aportaron un dispositivo de escaleras automático que permite subir y bajar escalones modificando la velocidad de desplazamiento de la escalera (Figura 2-28).



Figura 2-28. Dispositivo de escalera mecánica que permite el ascenso (acción concéntrica) y descenso (acción excéntrica) [132].

2.5. Dispositivos de resistencia rotacional

Tal como se ha mencionado anteriormente, debido a la necesidad de los astronautas de entrenar la F en el espacio en un ambiente de microgravedad, aparecen unos dispositivos que utilizan la inercia de volante(s) para proporcionar resistencia [121,133]. Este tipo de dispositivos son definidos habitualmente como sistemas isoinerciales [52,134]. El término

“isoinercial” procede de las raíces *iso* e *inercia*. El término *iso* proviene del griego y deriva de ἴσος, ἴση, ἴσων (pr. isos, ise, ison) cuyo concepto es “igual”. *Inercia* proviene de la palabra latina, *Iners*, que significa inactivo, en reposo. La inercia es la propiedad de cualquier cuerpo de permanecer en su estado de reposo o movimiento, o dicho de otra manera, es la resistencia de la materia a modificar su estado de reposo o de movimiento (incluyendo cambios en la velocidad o en la dirección del movimiento). El principio de inercia es uno de los principios fundamentales de la física clásica que se utiliza para describir el movimiento de los objetos y la forma en que se ven afectados por F’s que actúan sobre ellos. De esta forma, la inercia es una de las principales manifestaciones de la masa, lo que es una característica cuantitativa de los sistemas físicos. Así, Isaac Newton define su primera ley o ley de inercia como la primera ley del movimiento. En ella rebate la idea aristotélica de que un cuerpo sólo puede mantenerse en movimiento si se le aplica una F. Newton expone que:

<p><i>Corpus omne perseverare in statu suo quiescendi vel movendi uniformiter in directum, nisi quatenus illud a viribus impressis cogitur statum suum mutare.</i></p>	<p>Todo cuerpo persevera en su estado de reposo o movimiento uniforme y rectilíneo a no ser que sea obligado a cambiar su estado por fuerzas impresas sobre él.</p>
--	---

Esta ley postula, por tanto, que un cuerpo no puede cambiar por sí solo su estado inicial, ya sea de reposo o de movimiento rectilíneo uniforme, a no ser que se aplique una F o conjunto de F’s cuya resultante no sea igual a cero. Así, el físico y matemático inglés, considera que los cuerpos en movimiento están sometidos constantemente a F’s de roce o fricción, que los frenan progresivamente, novedad respecto de concepciones previas que entendían que el movimiento o la detención de un cuerpo se debía exclusivamente a la aplicación de alguna F sobre ellos sin entender como ésta a la fricción. Por tanto, un cuerpo que se desplaza con movimiento rectilíneo uniforme implica que no existe otra F externa neta o, dicho de otra manera, un objeto en movimiento no se detiene de forma natural si no actúa una F sobre él. En cuanto a los cuerpos en reposo, se entiende que su velocidad es cero, por lo que si esta se modifica significa que se ha ejercido una F neta sobre ese cuerpo. Por lo tanto, la utilización del término “isoinercial” no establece ninguna diferencia con otro tipo de EF como el PL utilizado tradicionalmente en el EF. Así, este término aparece también en publicaciones relacionadas con el EF mediante resistencias

generadas por PL [135–139]. En esta tesis se ha considerado denominar a este tipo de EF basado en dispositivos que utilizan volantes de resistencia, ya sea con polea cónica o con tecnología YoYo™, como DRR.

Máquinas con tecnología YoYo™

Tal como se ha señalado previamente, dada la mayor eficiencia mecánica de las acciones EXC's durante el entrenamiento tradicional con pesas, ninguna de las acciones EXC's requiere la activación máxima. Además, y debido a los cambios en las palancas biomecánicas y a la longitud muscular, la capacidad para superar la F gravitacional de un peso está determinada por el "punto de fricción" (*sticking point*) que ocurre durante la acción CON [134]. Este punto de fricción coincide con el ángulo de la articulación que requiere mayor activación eléctrica muscular al realizar la acción muscular CON debido a un menor eficiencia lo que permite alcanzar la máxima actividad eléctrica únicamente en este punto durante la última repetición CON resultando en la incapacidad de movilizar el peso utilizado. Los DRR's YoYo™ por el contrario no presentan estas características.

El mecanismo de funcionamiento de los DRR's YoYo™ consta de un eje, fijado a una estructura que sirve de soporte, donde se conectan una o dos masas giratorias (volante/s de inercia). En un extremo del eje se fija una correa de transmisión que se enrolla y desenrolla alrededor de dicho eje cuando la correa es traccionada, y por tanto el volante gira sobre sí mismo. El otro extremo de la correa puede fijarse a distintas piezas tales como agarres para manos o chalecos y a soportes acolchados para las piernas que permiten la tracción. La acción CON del movimiento corresponde con la extensión de la correa, hecho que aumenta la velocidad angular del volante de manera proporcional a la F producida en la tracción. Así, se almacena energía cinética de tal forma que al finalizar la fase CON y por tanto el recorrido de la correa, el volante continúa girando debido a su inercia mientras la correa se enrolla nuevamente en el eje (fase EXC) generando resistencia. La persona tiene que resistir el movimiento para desacelerar el volante hasta disipar la energía cinética previamente acumulada hasta detener el volante e iniciar una nueva acción CON. Si esta energía cinética es desacelerada en una zona reducida de la acción EXC se producirá la sobrecarga EXC. Así, el volante siempre gira en el mismo sentido durante un ciclo completo y cuanto más intenso sea el esfuerzo en la fase CON, más

energía se acumula y mayor sobrecarga EXC se puede producir. En estos dispositivos, la resistencia que se debe vencer viene también determinada por el momento de inercia del volante, que a su vez depende de sus propiedades geométricas y físicas. Por tanto, el empleo de uno o dos volantes de inercia permite modificar los niveles de F y potencia desarrollados de manera que la utilización de un mayor momento de inercia permite una mayor producción de F y por consiguiente una mayor sollicitación EXC. Por el contrario, si el objetivo es incidir sobre la potencia muscular y la velocidad es necesario utilizar un momento de inercia menor.

Los ejercicios tradicionales realizados con PL que emplean un peso constante requieren de activación electromiográfica máxima normalizada únicamente durante una pequeña parte de la fase CON [52,134]. Sin embargo, la utilización de volantes inerciales en dispositivos de tecnología YoYo™ permite generar la misma resistencia sin restricciones durante toda la acción CON, lo que hace posible la aparición de episodios breves de F EXC (sobrecarga EXC) superiores a los niveles de F producidos durante la fase CON [52,134,140]. Por lo tanto, este tipo de dispositivos permiten evocar activación muscular máxima en la acción CON, y en parte de la acción EXC en cada una de las repeticiones lo que provoca una mayor amplitud de la actividad electromiográfica en comparación con el ejercicio que emplea sistemas tradicionales dependientes de la gravedad. Los resultados de estos estudios [52,134] contradicen algunas de las características atribuidas previamente al entrenamiento excéntrico como la menor actividad electromiográfica y el menor número de unidades motoras reclutadas, debido a las características del dispositivo y a su mayor exigencia EXC.

Haciendo un repaso de las publicaciones vinculadas con la tecnología YoYo™, se encuentran diferentes estudios que abordan diversos aspectos relacionados con este tipo de dispositivos. De esta forma, se estudiaron los efectos de la microgravedad durante un periodo de reposo prolongado en cama o ante la descarga de un miembro y las adaptaciones al ejercicio sobre la masa y la funcionalidad del músculo, que incluye el EF con dispositivos YoYo™ [132,141–145]. Además de estas investigaciones, otro estudio muestra el programa de acondicionamiento para entrenar astronautas sirviéndose de esta tecnología [146]. Diferentes estudios relacionados con la tecnología YoYo™ compararon, en contextos distintos a los estudiados hasta el momento, las respuestas

agudas y/o crónicas producidas por estos dispositivos con las respuestas obtenidas al utilizar dispositivos tradicionales. Tal como se ha mencionado anteriormente, y puesto que la alta carga mecánica y las acciones EXC's son un estímulo esencial para promover la hipertrofia muscular [26,27,31], los ejercicios realizados con DRR's durante 3 y 5 semanas de entrenamiento de extensión de la rodilla resultaron en un incremento del 4-5 % [147] y del 6-7 % [52,140] de hipertrofia del cuádriceps. En cambio, programas tradicionales de EF de extensión de rodilla, que utilizaron PL, no demostraron un nivel de hipertrofia comparable [148–150]. Por tanto, diversos estudios sugieren mayores adaptaciones musculares utilizando este tipo de dispositivos en comparación con medios de entrenamiento dependientes de la gravedad, lo que respalda la idea de que la sobrecarga EXC ofrece un potente estímulo, esencial para optimizar los beneficios del EF. De esta forma, tanto la mayor activación muscular como el estrés mecánico generados al utilizar estos dispositivos permitiría explicar la temprana y notable hipertrofia muscular derivada del entrenamiento con estos dispositivos [52,140,147]. Esta tecnología también ha sido utilizada en el EF con personas mayores demostrando mayores ganancias de potencia que el entrenamiento tradicional mediante el PL [151]. Por otro lado, la utilización de sobrecarga EXC ha demostrado su eficacia a corto plazo mejorando la función muscular y reduciendo el dolor subjetivo en la tendinopatía rotuliana de larga duración [152]. De la misma manera, también ha demostrado su eficacia en la prevención de lesiones musculares [125,153] así como en la reducción en el número de lesiones y en la gravedad de éstas [125], y ha mejorado además el rendimiento en habilidades motrices básicas como saltar o correr a alta velocidad [125].

Cotter y col. [124] examinaron los efectos de un entrenamiento conjunto de alta intensidad utilizando un único DRR para mantener la función musculoesquelética y la capacidad aeróbica. Algunos autores han medido, mediante resonancia magnética funcional, la utilización de los músculos al realizar una flexión de las rodillas en cadena cinética abierta en posición decúbito supino utilizando un dispositivo YoYo™ [154]. Finalmente, se han estudiado los efectos del entrenamiento con un dispositivo YoYo™ en relación a la función neuromuscular, al rendimiento físico y cognitivo en individuos con accidente cerebrovascular [155].

Polea cónica

La incorporación de las mejoras en los equipamientos y en los sistemas de entrenamiento es de suma importancia para mejorar los programas de acondicionamiento físico. En este sentido, la tecnología YoYo™ permitió incluir un nuevo sistema para el EF. Sin embargo, la realización de algunos ejercicios tradicionales como la sentadilla con PL o con tecnología YoYo™ y los levantamientos olímpicos con PL entre otros son adecuados para el desarrollo de la F y de la potencia muscular, pero se producen fundamentalmente en el plano sagital o plano frontal. Sin embargo, los músculos rotadores de la cadera y del tronco que actúan como rotadores internos y externos, y que forman parte de muchos de los gestos deportivos no se desarrollan al realizar los ejercicios citados anteriormente. La introducción de la polea cónica (Figura 2-29) permite mantener las características de la tecnología YoYo™ a la vez que amplía la posibilidad de realizar movimientos en diferentes planos e incorporar movimientos diagonales y rotacionales muy comunes en diferentes deportes. El DRR en forma de cono o polea cónica se puede encontrar bajo distintas marcas comerciales, la más conocida de las cuales es la VersaPulley®. Concretamente el DRR utilizado en esta tesis doctoral consta de un volante de inercia de metal con un diámetro de 0,42 m con 16 masas de 0,410 kg y 0,057 m cada una, ubicadas en el perímetro del volante. En el centro se encuentra situado un eje fijo, sobre el que giran el volante y las masas. En la parte superior del volante se ubica un cono, de tal forma que cuando el volante de inercia y el cono giran, una cuerda se enrolla y desenrolla alrededor del cono (Figura 2-29). La longitud de la cuerda de sujeción aumenta a medida que ésta se desenrolla (fase CON) y cuando alcanza su extensión completa, el cono continúa girando en el mismo sentido mientras que la cuerda empieza a enrollarse alrededor del cono (fase EXC). La resistencia que la persona tiene que superar viene determinada por el momento de inercia del volante junto con las masas adicionales colocadas a su alrededor ($0,27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ con 16 masas y $0,12 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ con 4 masas) y por el radio del cono, determinado por la posición de la polea más cercana al cono (Figura 2-29). Además de la posibilidad de trabajar en múltiples planos, este DRR permite el desarrollo de altas velocidades con niveles de F de moderados a altos, mientras que la tecnología YoYo™ permite el desarrollo de altos niveles de F con velocidades de moderadas a bajas. Por tanto, ambos sistemas de entrenamiento podrían ser necesarios para cubrir el espectro de la curva F-velocidad en

el EF. Así, la posibilidad de realizar diferentes ejercicios con el DRR es similar al de cualquier otro tipo de máquina con poleas. Además, permite realizar ejercicios en cadena cinética abierta y cerrada.

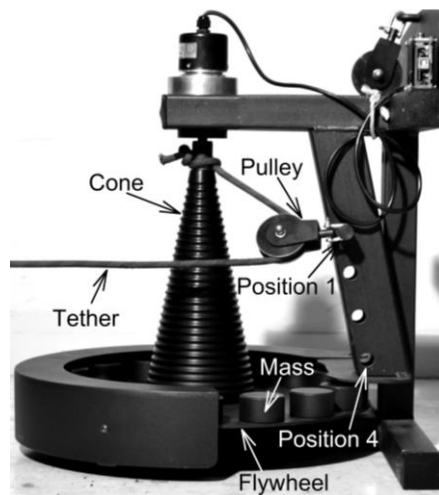


Figura 2-29. Dispositivo de resistencia rotacional [156].

A continuación se exponen los estudios realizados con este DRR. Algunas investigaciones demostraron efectos positivos sobre el rendimiento en el sprint en adultos jóvenes sanos y físicamente activos [157] y sobre la habilidad de realizar cambios de dirección en futbolistas jóvenes de nivel internacional [158]. La polea cónica también ha sido utilizada para inducir daño muscular mediante el EF con sobrecarga EXC analizando posteriormente su efecto sobre enzimas musculares, concretamente la interleucina 6, así como en la miosina rápida y la miosina lenta de las fibras musculares [159]. Finalmente, se ha medido a través de resonancia magnética funcional la activación de los músculos al realizar una extensión de la cadera en cadena cinética abierta en posición decúbito supino con este dispositivo [154].

3. EQUILIBRIO, ESTABLE, ESTABILIDAD E INESTABILIDAD

Las conocidas habitualmente como condiciones de “inestabilidad” en el EF se pueden lograr con el propio peso corporal, incluyendo cargas externas (por ejemplo, barras o mancuernas) o utilizando MD’s. Así, los ejercicios de F realizados con dispositivos perturbadores o MD’s han sido implementados durante la última década de forma habitual por terapeutas y entrenadores en el ámbito de la salud, la prevención y la rehabilitación de lesiones, así como en el entrenamiento deportivo. Antes de analizar sus efectos en estos ámbitos es necesario profundizar en la comprensión de los conceptos estable, equilibrio, estabilidad e “inestabilidad” desde la perspectiva de la mecánica y aplicados a la respuesta motora del ser humano.

3.1. Perspectiva de la mecánica

En física, la mecánica estudia y analiza el movimiento y reposo de los cuerpos ante la acción de diferentes F’s y su evolución en el tiempo. Los conceptos de estabilidad y equilibrio están estrechamente relacionados en mecánica. Cuando la suma de las F’s y de los momentos de F que intervienen sobre un cuerpo sólido rígido es igual a cero se dice que está en equilibrio. La estabilidad de un cuerpo, por su parte, hace referencia a su capacidad para mantener su estado de equilibrio ante F’s perturbadoras o desequilibrantes (externas o internas) que actúan sobre él [160]. De esta forma, si se analiza la estabilidad de cuerpos o estructuras simples como los presentados en la Figura 3-1, un cuerpo se encuentra más estable cuanta más F o energía se requiere para producir un cambio en su estado. Es importante destacar que la estabilidad mecánica en sí misma no implica algo positivo o negativo, ya que únicamente representa el nivel de resistencia del cuerpo a variar su estado de equilibrio [161].

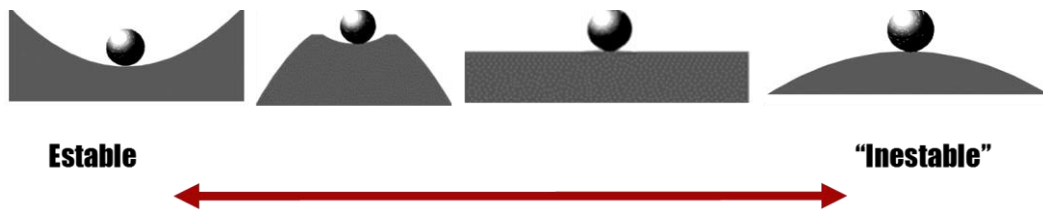


Figura 3-1. *Continuum* de estabilidad mecánica en un sistema simple formado por una bola apoyada en una superficie. La imagen de la izquierda muestra la situación de mayor estabilidad, puesto que la fuerza o energía necesaria para cambiar su estado es mayor que en los demás casos. Adaptado de Reeves y col.; Vera-García y col. [161,162].

Algunos autores aportan una visión dicotómica al categorizar la estabilidad en diferentes niveles (Figura 3-2) afirmando que un sistema o cuerpo es estable o no lo es, por lo que no existen diferentes grados de estabilidad [162]. Para estudiar el comportamiento estático o dinámico de un sistema o cuerpo estable ante situaciones desestabilizadoras, aportan dos nuevos conceptos: la robustez y el rendimiento. Fundamentalmente, el rendimiento se refiere al nivel de precisión y a la rapidez del sistema o cuerpo para recuperar la posición o trayectoria previa al cambio. Por otro lado, la robustez evalúa la capacidad de un sistema o cuerpo para mantenerse estable ante F 's de diferentes magnitudes (Figura 3-2). Basándose en esta definición se deberían distinguir diferentes niveles de robustez y no de estabilidad [162]. En el apartado 3-2 se amplía esta información aplicada al movimiento humano.

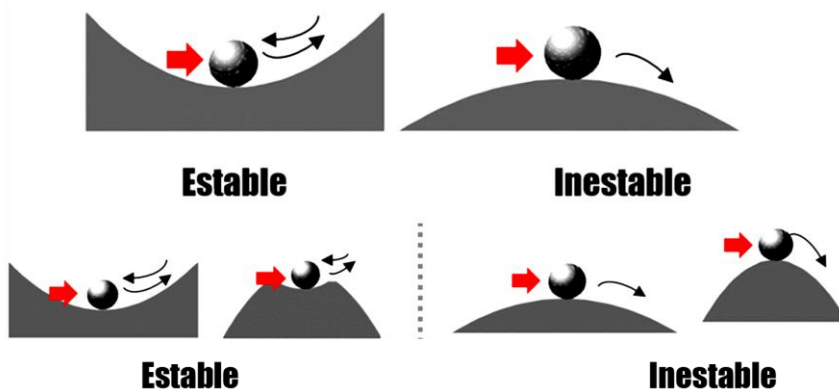


Figura 3-2. Estabilidad mecánica como concepto dicotómico. Estabilidad de una pelota (Arriba), “estable” (izquierda) “inestable” (derecha). Un sistema formado por una pelota apoyada sobre una superficie será estable si al aplicarle una fuerza relativamente pequeña la pelota recupera su posición inicial tras un periodo de oscilación. En cambio, el sistema será “inestable” si la misma fuerza rompe el equilibrio del sistema. 2 imágenes muestran sistemas estables “abajo”, la imagen situada más a la izquierda presenta un sistema más robusto, puesto que permanecería ante fuerzas de mayor intensidad Adaptado de Reeves y col.; Vera-García y col. [161,162].

3.2. Definiciones y aplicaciones al movimiento humano

Una vez definidos los conceptos del capítulo anterior desde la perspectiva mecánica este apartado trata el control del equilibrio y las demandas posturales en los seres humanos que son de gran interés tanto en el rendimiento deportivo como en la vida cotidiana. El uso inapropiado de términos como equilibrio, *balance*, estabilidad e inestabilidad dificulta una comunicación clara del conocimiento científico. Los términos, estabilidad y *balance* se relacionan con el mantenimiento o control de un determinado estado de movimiento. Sin embargo, mientras el *balance* parece ser utilizado más concretamente para resumir la capacidad interna (proceso dinámico sensoriomotor) del individuo para compensar perturbaciones externas durante periodos largos de tiempo o cortos [163], la estabilidad se relaciona con los condicionantes situacionales de una tarea determinada [164].

Behm y col. [165] indican que las definiciones de forma estricta de estable e “inestable” representarían los extremos de un continuum de los estados de equilibrio. Una persona erguida nunca está completamente estable ni tan siquiera en posturas inmóviles, sino que fluctúa constantemente. Sin embargo, las perturbaciones que actúan sobre el *balance* (por ejemplo, cambios inducidos por la ventilación en la caja torácica) no son suficientes para provocar un nuevo estado de equilibrio de la persona. En relación con la locomoción, lo que constituiría una situación perfecta de movimiento coordinado (por ejemplo caminar, correr, patinar) partiendo de una serie de posiciones estables podría ser denominado como inestabilidad estable o “metaestabilidad”. Por tanto, el enfoque de la mecánica es demasiado simplista para sistemas animados como el ser humano. De manera alternativa, el concepto de inestabilidad estable o “metaestabilidad”, predominantemente utilizado como parte de la teoría de los sistemas dinámicos, debería ser aplicado al movimiento humano [165]. Además, los autores definen algunos términos que describen respuestas al comportamiento del movimiento humano y proponen la utilización del término “metaestabilidad” tal como se detalla a continuación.

Equilibrio

Más allá de entender el equilibrio simplemente como la suma de todas las F 's y momentos de F 's que actúan sobre un cuerpo siendo igual a cero [166], se pueden distinguir tres

estados de equilibrio mecánico en respuesta a la aplicación de perturbaciones [167]. En el equilibrio estable (Figura 3-3), un sistema volverá por sí mismo a su ubicación original después de ser desplazado periódicamente. De forma diferente, un sistema está en un estado de equilibrio "inestable" (Figura 3-3) después de ser desplazado y no recuperará por sí mismo su posición inicial, pasando de esta forma a un nuevo estado de equilibrio estable. Finalmente, el equilibrio indiferente o neutral en el que los objetos al ser desestabilizados encuentran una posición que les proporciona la misma estabilidad que la que tenían inicialmente (Figura 3-3).

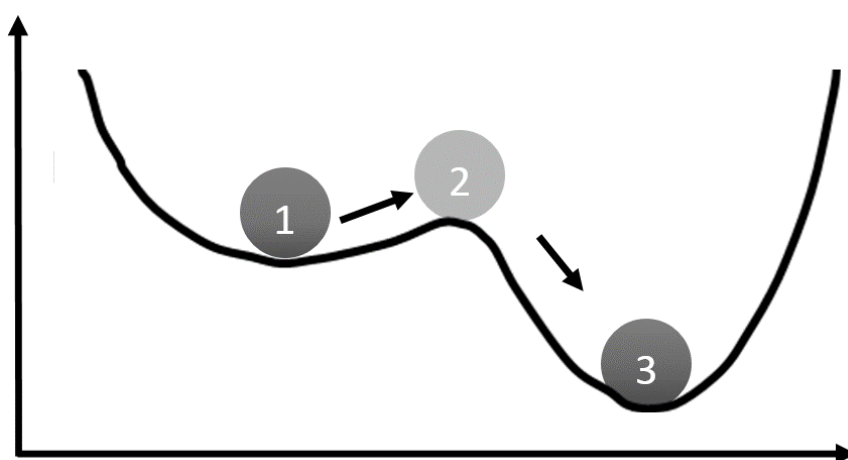


Figura 3-3. Estabilidad Equilibrio indiferente 1), inestable 2) y estable 3). Adaptado de Bartlett [167]

Balance

Mientras que el término equilibrio se utiliza habitualmente para describir el estado de un cuerpo que no cambia su velocidad o dirección ya que todas las F 's o momentos que actúan sobre él se contrarrestan, el *balance* puede ser considerado como una capacidad, específica de cada tarea, de un individuo para controlar el equilibrio estático o dinámico mientras mantiene una posición o realiza movimientos estables [168]. El control de la posición del cuerpo o CdM sobre la BdS de forma adecuada y continuada [168] es un requisito necesario para un buen control del *balance*. Durante las actividades dinámicas, sin embargo, pueden producirse movimientos periódicos de la proyección del CdM desplazándose desde el interior de la BdS al exterior al mismo tiempo que se mantiene el *balance* constantemente [169]. Por lo tanto, se puede considerar el *balance* como una interacción inversamente proporcional entre la estabilidad y la movilidad del cuerpo con

respecto a la BdS [170]. El mayor nivel de estabilidad viene dado por un CdM bajo, por una amplia BdS, y por la proyección del CdM centrada en la BdS. Sin embargo, la movilidad se reduce bajo estas condiciones. Paralelamente, la movilidad se ve facilitada por una pequeña BdS (fase de empuje durante el contacto con el suelo en la carrera) con la proyección del CdM situada en los límites de la BdS, o incluso fuera. Esta interacción entre la estabilidad y la movilidad es específica de cada tarea. Así, mientras que un tirador olímpico requiere una alta estabilidad y una baja movilidad, un velocista precisa baja estabilidad y alta movilidad [170]. Las posturas altamente estables, permiten a la persona resistir cambios en la posición, mientras que el inicio del movimiento (movilidad) es facilitado por la adopción de una postura menos estable.

Estabilidad/Inestabilidad

El concepto de estabilidad aplicado al cuerpo humano representa la resistencia del cuerpo a modificar su estado actual de movimiento, ya sea lineal o rotacional, por F 's externas o torques de F 's. La resistencia de un cuerpo en movimiento a ser detenido, acelerado, o a cambiar su dirección describe la estabilidad lineal, de manera que cuanto mayor sea la F necesaria para vencer de forma sorpresiva la estabilidad lineal de un cuerpo, éste será más estable [171]. Un cuerpo puede ser estable en una dirección pero no necesariamente en otra puesto que la estabilidad lineal está relacionada con la dirección en el espacio. En cambio, la estabilidad rotacional puede ser considerada como una resistencia al cambio del estado actual del movimiento angular por momentos de F externos acelerando o frenando la rotación alrededor de un determinado eje o para cambiar el movimiento angular de un eje a otro. En posiciones de pie sin movimiento angular, la estabilidad rotacional estaría asociada con la resistencia del cuerpo a caer. La estabilidad es al mismo tiempo contradictoria y complementaria de la movilidad. Es contradictoria porque, generalmente, las situaciones estáticas se consideran más estables que las dinámicas. Sin embargo, paradójicamente cuando un sistema es "inestable", solo la movilidad permite controlar el desequilibrio y adaptarse al comportamiento estabilizador. La estabilidad rotacional o lineal se puede mejorar mediante diversas estrategias motoras. Por ejemplo, a) ampliando la BdS, b) bajando el CdM, c) manteniendo la proyección del CdM de forma

segura dentro de la BdS, d) desplazando el CdM y la línea de gravedad hacia una F que aparece, y/o e) ampliando la BdS hacia una nueva F [172].

En los seres humanos debido a la mecánica producida por procesos vitales generados, por ejemplo por el funcionamiento de los sistemas cardiorrespiratorio y musculoesquelético es prácticamente imposible hablar de un verdadero equilibrio de F's o momentos de F. Incluso cuando una persona trata de mantenerse completamente quieta, estos procesos fisiológicos generan cierto grado de oscilación corporal dada la similitud de la posición erguida de la persona con un péndulo invertido en constante fluctuación [173] (Figura 3-4).

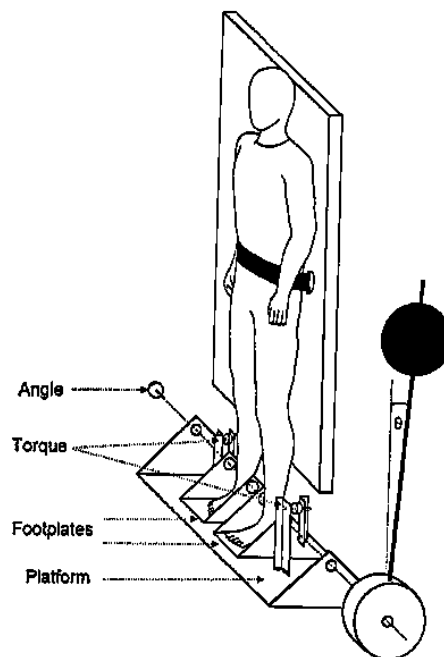


Figura 3-4. Aparato de péndulo invertido. Los sujetos equilibrados se inclinaban hacia atrás, péndulo real invertido de masa e inercia equivalente a una mujer de tamaño mediano. Los sujetos no sufrían oscilaciones puesto que fueron atados alrededor de la pelvis a un soporte vertical fijo. La rotación del péndulo, la plataforma y el reposapiés era co-axial con los tobillos del sujeto. La fuerza ejercida por la musculatura del tobillo del sujeto en cada plataforma de los pies fue transmitida por galgas de fuerza. Un preciso potenciómetro sin contacto medía la oscilación del péndulo Estabilidad Equilibrio indiferente 1), inestable 2) y estable 3) [173].

Durante alguna fase de los movimientos locomotores como la carrera, los individuos se mueven a lo largo de una serie continuada de estados de equilibrio (Figura 3-5). En esta situación deben tenerse en cuenta tanto el mantenimiento del CdM dentro de la BdS como el momento del CdM [169].

<p>Estado estable de equilibrio La proyección del <u>CdM</u> se sitúa dentro de la <u>BdS</u></p>	<p>Estado metaestable de equilibrio La proyección del <u>CdM</u> se desplaza hacia los límites e incluso más allá de la <u>BdS</u></p>	<p>Estado inestable de equilibrio La proyección del <u>CdM</u> se sitúa en el límite de la <u>BdS</u> y un estado estable y/o no puede ser recuperado en el mismo nivel</p>
--	---	--

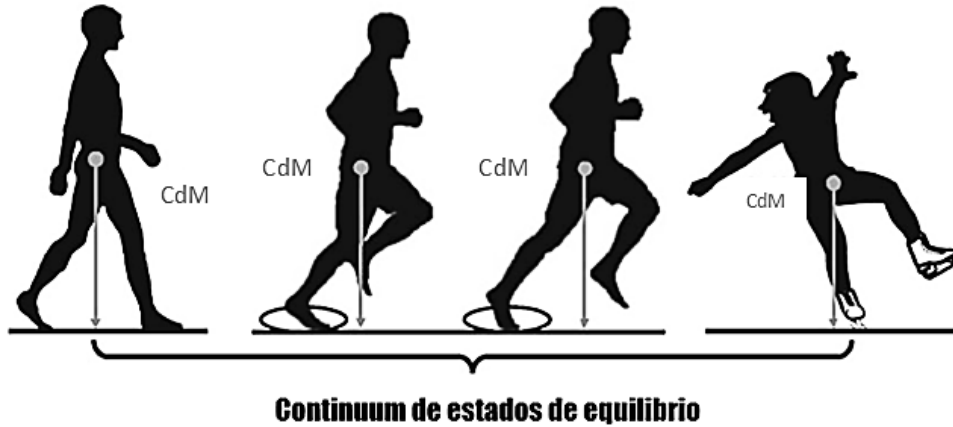


Figura 3-5. *Continuum* de los estados de equilibrio. Adaptado de Kibele y col. [165].

Metaestabilidad

La inestabilidad estable permite pasar desde condiciones relativamente estables a condiciones relativamente “inestables” con fluidez. Aunque sin un cierto grado de estabilidad sería imposible mantener el equilibrio o permanecer erguido, sin un cierto grado de “inestabilidad” sería imposible moverse. Por consiguiente, el término metaestabilidad describe adecuadamente un grado de inestabilidad estable o de inestabilidad relativa. De este modo, un estado de equilibrio estable o de equilibrio metaestable se define como el estado en el que un sistema permanece durante un largo período de tiempo, de manera que una ligera perturbación que aparta al sistema del estado metaestable no provoca el paso del sistema a otro estado, por lo que al eliminar la perturbación externa el sistema recupera su estado inicial metaestable [174]. Sin embargo, una perturbación suficientemente fuerte, podría situar al sistema fuera del estado metaestable, alcanzando un nuevo estado de equilibrio estable [174].

Así, el mantenimiento o control de un determinado estado de movimiento durante la realización de gestos deportivos se alcanza habitualmente mediante el equilibrio metaestable sin alcanzar nunca el equilibrio estable.

Metaestabilidad y su aplicación al movimiento humano

Las personas son capaces de compensar fácilmente pequeños desafíos del *balance* a través de mecanismos conscientes e inconscientes de control motor. Ante grandes retos del *balance*, la persona se aproxima continuamente a estados inestables de equilibrio. En la locomoción, y concretamente en la carrera, las fluctuaciones en el CdM relativas a la BdS requieren de un control metaestable (Figura 3-5).

La metaestabilidad es considerada una característica central de los sistemas dinámicos [176]. Así el concepto de metaestabilidad debería ser aplicado también al *balance*, puesto que el cuerpo humano puede ser concebido como un sistema dinámico capaz de adaptarse con su comportamiento a perturbaciones internas (respiración) y externas (disputa de la pelota, por ejemplo, en los deportes de equipo). Este sistema dinámico engloba circuitos neurales de inhibición y facilitación interconectados, reflejos musculares y tendinosos y control volitivo. Por tanto, un persona que entrena con un MD se adapta a pequeñas y medianas perturbaciones para mantener un estado metaestable de equilibrio, que tan solo perdería ante la aparición de una gran F desestabilizadora que provocase que el CdM de la persona superara los límites de la BdS y cayera del dispositivo. Las personas están en un constante estado metaestable y poseen una variedad de sistemas sensoriales (vestibular, visual y somatosensorial) para monitorizar constantemente el estado metaestable y corregir las continuas desestabilizaciones internas y externas a las que se ven sometidas, a través del sistema neuromuscular.

En conclusión, mientras que los términos estable e “inestable” proporcionan una descripción adecuada del estado de los cuerpos rígidos, el estado dinámico de *balance* del ser humano se refleja mejor con el término “metaestabilidad”. La “metaestabilidad” es un estado de relativa inestabilidad, inestabilidad estable o equilibrio frágil, que permite al individuo sentir y reaccionar ante perturbaciones mediante su *balance* para mantener su equilibrio, pero también permite un nivel de inestabilidad suficiente para iniciar y sostener un movimiento. La descripción de la metaestabilidad está limitada por el tiempo y el

espacio y por tanto se pueden compensar constantemente apariciones de inestabilidad cortas durante un período de tiempo prolongado (caminar, correr, esquiar) utilizando la capacidad metaestable del estado de equilibrio de una persona.

3.3. Factores que inciden en el estado metaestable de equilibrio en el ser humano

Partiendo de una propuesta de clasificación de la estabilidad que toma a la propia persona como sistema de referencia inicial [177] se enumeran a continuación los factores que inciden en el estado metaestable de equilibrio del ser humano y que guardan una estrecha relación con aspectos como la propiocepción y el control neuromuscular tratados en el apartado 2.3.

Estructura Interna

Viene determinada, principalmente, por las estructuras anatómicas y por la estructura músculo-tendinosa, de tal manera que:

Estructura Interna Pasiva

Determinada por la configuración anatómica articular (principales estructuras: huesos, elementos de congruencia y ligamentos, por los sistemas somatosensorial (propiocepción), visual y vestibular además de los sistemas vitales que conforman al ser humano (por ejemplo el sistema cardiorrespiratorio). Concretamente, las articulaciones poseen diferentes niveles de estabilidad. Por ejemplo, las articulaciones escapulo-humerales y coxofemorales tienen forma de esfera, pero mientras que la escapulo-humeral es no congruente y, por tanto, menos estable, la coxofemoral es congruente y, por tanto más estable. De la misma manera las articulaciones formadas por el húmero y el cúbito, y por el fémur y la rótula son gínglimoides (actúan como una bisagra), siendo la primera estable, pero no la segunda [178].

Estructura Interna Activa

Determinada por la estructura músculo-tendinosa (su estado de equilibrio/desequilibrio, tono muscular, control neuromuscular, etc) e íntimamente relacionada con el sistema somatosensorial. El adecuado funcionamiento de todos los músculos es vital para la salud de nuestras articulaciones, ya que éstos son los encargados de moverlas y controlarlas. Sin un correcto trabajo muscular, las articulaciones pueden modificar su estabilidad lo que puede influir por tanto en el movimiento. Teniendo en cuenta este aspecto, es necesario valorar la estabilidad interna en cada persona. No se considera apropiado añadir perturbaciones externas a través de MD's si la estructura no presenta estabilidad interna.

Estructura Externa

Representa las condiciones del entorno que rodean a la persona y que pueden provocar perturbaciones que incidan en la estabilidad, requiriendo la participación de la Estructura Interna Pasiva y de la Estructura Interna Activa en mayor o menor medida para mantener el estado de metaestabilidad.

Estructura Externa Pasiva

Supone el incremento de la resistencia de una persona a cambiar su estado de estabilidad relativa mediante la utilización de elementos externos. Por ejemplo, se puede realizar un ejercicio de F de tracción sentado en el banco de una máquina en lugar de realizarlo de pie en una máquina de poleas. De esta forma, serán necesarios menores niveles de Estabilización Interna Activa para mantener el estado de metaestabilidad.

Estructura Externa Dinámica

Incluye la incorporación de elementos externos, por ejemplo de MD's que disminuyan la resistencia de una persona a cambiar su estado de estabilidad relativa, resultando por tanto en un incremento de los niveles de Estabilización Interna necesarios para mantenerse en el estado de metaestabilidad.

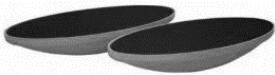
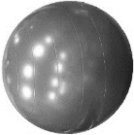

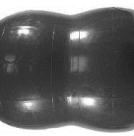
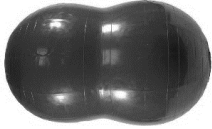




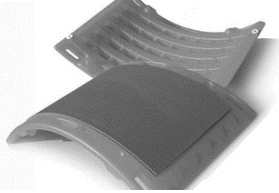
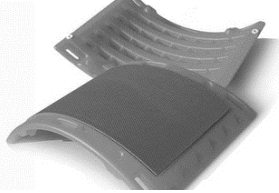

3.4. Dispositivos desestabilizadores en los programas de entrenamiento neuromuscular

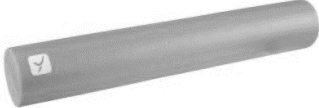






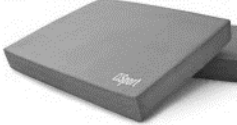
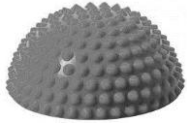
Los MD's han sido definidos como aquellos que se emplean para aumentar los requerimientos de estabilización con el objetivo de enfatizar la actividad propioceptiva y el control neuromuscular [179]. Otros autores los definen como "cualquier material, diseñado específicamente o adaptado, que por sus características físicas no esté firmemente unido al suelo, que puede rodar, deslizarse, vibrar o realizar cualquier otro tipo de movimiento" [180]. No obstante muchos de los MD's utilizados en el entrenamiento deportivo están fuertemente unidos al suelo, por lo que esta definición puede ser considerada parcial o incompleta.

En el marco teórico de esta tesis, se utiliza el término material o dispositivo desestabilizador o perturbador puesto que resulta más preciso que el término material o superficie "inestable" utilizados habitualmente en la literatura científica internacional. El MD se define como cualquier dispositivo, incluido dentro de la Estructura Externa Dinámica, que provoca el aumento de los requerimientos de estabilización y que incrementa la participación del sistema sensoriomotor, particularmente de la propiocepción incluida en el sistema somatosensorial. Así, se solicitará especialmente la actividad propioceptiva, que será integrada y procesada por el SNC generando una respuesta motora basada en el feedback o feedforward que provocará demandas sobre el control neuromuscular. La utilización de dicho material, su combinación y el manejo de otras variables como pueden ser la BdS, el CdM, la amplitud y el patrón de movimiento, la velocidad de ejecución, etc., son algunas de las claves para avanzar en el entrenamiento del control neuromuscular. La elección de cada uno de los diferentes MD's precisa del conocimiento de sus características para aprovechar todas las posibilidades de perturbación, y por tanto de desestabilización, que pueden generar, principalmente en la dirección y en la magnitud de la misma.

La Tabla 3-1 muestra los tipos de dispositivos desestabilizadores más significativos, y una breve descripción de sus características más destacables.

Tabla 3-1. Tipos y características de algunos materiales desestabilizadores. Adaptada de [181].

Nombre	Características	Material desestabilizador
Pielaster	Superficie rígida ovalada que permite movimiento en 360º	
Fitball, pelota suiza o physioball	Pelota de plástico de diferentes diámetros (generalmente de 55 a 75 cm)	
Ballastball	Fiball con material pesado en su interior	
BOSU® DSL		
Physio-roll	Dos pelotas <i>fitball</i> unidas	
BOSU®	Compuesto por tipos de superficie, una blanda y otra rígida. El body Dome incluye unos tensores anclados para ejercicios resistidos	
TOGU Jumper Pro	Material similar al BOSU®	
Dyna disc	Discos pequeños de goma inflados	
Wobbleboard®	Tablas con un elemento central que facilita la desestabilización	
Tablas de inestabilidad		
T-Bow	Material de polietileno o madera natural que permite utilizar ambos lados (cóncavo y convexo)	
Core board	Plataforma que permite movimiento en todas las direcciones ejerciendo una F contraria a la del sujeto	

Foam roller	Material de espuma en forma de tubo	
Elemento de suspensión (TRX, Flying, Aerosling, AirfitPro)	Elementos que permiten al sujeto mantener posiciones en suspensión mediante algunas de sus extremidades	
Vibalance	Plataforma rígida que permite seleccionar la dirección del movimiento deseado e incluye vibración mecánica	
Slide board pro	Superficie rectangular con vibración que permite al cuerpo deslizarse sobre ella	
VibSlide board	Superficie rectangular con vibración mecánica que permite al cuerpo deslizarse sobre ella	
Gliding	Permite el desplazamiento del cuerpo sobre la superficie de apoyo	
Minitramp	Elemento elástico similar al trampolín	
Balance Pad	Superficie rectangular blanda	
TOGU Senso Balance	Material irregular blando en forma de cúpula	

3.5. Efectos del entrenamiento de fuerza con material desestabilizador

Los ejercicios realizados con este tipo de dispositivos aumentan el estrés neuromuscular [182,183] y las necesidades del *balance*, de la propiocepción y por tanto del control neuromuscular. En general, existe acuerdo para apoyar que la producción de F y/o de potencia en diferentes ejercicios es menor cuando se utilizan los MD's [184]. Por lo tanto, la introducción de desafíos a través de MD's podría ser incorporada en el EF para trabajar la F en condiciones de menor equilibrio metaestable, lo que podría producir ciertas adaptaciones neuromusculares, además de ofrecer una mayor variedad de estímulos de entrenamiento.

La Sociedad Canadiense para el posicionamiento de Fisiología del Ejercicio [185] indica que existen beneficios funcionales del entrenamiento con MD's sobre la salud (por ejemplo mejora la estabilidad articular y reduce el índice lesional de las extremidades inferiores). Además, se han alcanzado mejoras de F, de equilibrio y de rendimiento funcional utilizando el entrenamiento con MD's principalmente en jóvenes adultos sanos [186]. El entrenamiento con MD's parece también ser un sistema de entrenamiento adecuado para ser incorporado en la rehabilitación y/o en geriatría y no exclusivamente en jóvenes adultos sanos [186]. De esta forma, tal como sugieren Behm y col. [187] otros grupos de población más "indefensos" debido a la edad biológica (tercera edad) o a procesos madurativos (niños, adolescentes) pueden beneficiarse especialmente del entrenamiento con MD's ya que permite y exige cargas de entrenamiento más bajas, pero al mismo tiempo estimula suficientemente y adecuadamente el sistema neuromuscular de personas mayores y jóvenes [184,185,188–190].

Dado que son pocos los estudios que han investigado los efectos del entrenamiento con MD's como régimen de entrenamiento en personas mayores es necesaria más investigación para dilucidar sus efectos en esta población y para establecer si es más eficaz que el EF tradicional. Además, tal como indican Behm y col. [187] el concepto biológico de períodos de maduración críticos o sensibles [191], podría señalar también la plasticidad de los jóvenes ante el entrenamiento con MD's. En la misma línea, Behm y Colado [188] recomiendan el entrenamiento con MD's durante la juventud para mejorar el

rendimiento. Sin embargo, se desconoce si las mejoras en el rendimiento de F muscular, de potencia y el equilibrio son comparables durante toda la vida.

3.5.1. Efectividad del entrenamiento de fuerza mediante dispositivos desestabilizadores frente a condición de control y fuerza tradicional

Una revisión sistemática y un meta-análisis [187] que incluye un estudio en adolescentes [192], seis estudios en adultos jóvenes [193–198], y tres estudios en adultos mayores [199–201], pero ningún estudio en niños y adultos de mediana edad, comparó los efectos de los MD's frente a un grupo control (es decir, sin entrenamiento o entrenamiento regular solamente) valorando las medidas de F, la potencia y el *balance*. Esta revisión sistemática muestra que el uso de dispositivos desestabilizadores en el EF es eficaz para mejorar la producción de F en adolescentes, adultos jóvenes y adultos mayores, así como la potencia y el *balance* en los adultos jóvenes y adultos mayores.

Los resultados muestran efectos heterogéneos principalmente en adolescentes y adultos jóvenes al comparar el EF mediante MD's con el EF tradicional. La aplicación del EF mediante MD's en comparación con el EF tradicional limita efectos adicionales sobre las medidas de F muscular y potencia en adolescentes y adultos jóvenes sanos. Por lo tanto, el uso de MD's durante el EF está sólo parcialmente recomendado. Puesto que la revisión sistemática de la literatura no identificó estudios que investigaran el EF usando MD's en comparación con el EF sin este tipo de dispositivos en niños, adultos de mediana edad y adultos mayores, es necesaria más investigación de alta calidad metodológica, es decir, ensayos controlados aleatorios para determinar si hay efectos adicionales implementando el uso de dispositivos perturbadores en la F muscular, la potencia y el *balance* en estos grupos de edad.

4. VALORACIÓN Y ANÁLISIS DE LA FUERZA MUSCULAR

4.1. Medios para la valoración de la fuerza

La evaluación de la F forma parte del control del EF. El principal objetivo de este control es proporcionar información constante de los efectos del EF realizado y del estado del deportista.

La valoración de la F se puede hacer para conseguir diferentes objetivos: controlar el rendimiento en el proceso de entrenamiento, valorar la relevancia de la F en el rendimiento específico, definir las necesidades de F, comprobar la relación entre la evolución de la F y el rendimiento específico, y la relación entre los cambios producidos y finalmente para prescribir el entrenamiento más adecuado en función de las necesidades de F en la modalidad deportiva y del propio deportista y de los resultados de los test realizados hasta el momento.

Para alcanzar estos objetivos se utilizan diferentes sensores o dispositivos que se analizan a continuación.

4.1.1. Plataforma de fuerza

La práctica totalidad de lo que se conoce como F se origina en el contacto entre cuerpos, con la salvedad de la denominada “F de la gravedad” que se produce a distancia, sin contacto con el cuerpo que la soporta. Las plataformas de F miden las F’s de reacción del suelo originadas durante el contacto con ellas. Su funcionamiento se basa en la 2ª y la 3ª ley de Newton.

Básicamente existen 2 tipos de plataformas de F: las extensiométricas, ideales en apoyos largos y sin impactos bruscos como por ejemplo en ejercicios estáticos y las piezoeléctricas, ideales para utilizar en apoyos con alto impacto y más o menos apoyos cortos como por ejemplo la batida en un salto de longitud. Existen plataformas bipodales (dos plataformas que funcionan de manera sincrónica) y unipodales (una sola plataforma) las cuales pueden ser implementadas según las necesidades requeridas por la medición. Estas poseen una o más células de carga que funcionan en compresión.

Además, las plataformas pueden presentar un eje que mide un plano, dos ejes que miden dos planos, tres ejes que miden tres planos y seis ejes que miden tres planos y sus respectivos torques, entendiéndose el torque como el momento de F.

4.1.2. Encoder lineal y rotatorio

Los encóderes lineales y rotatorios son unos dispositivos compuestos por un cable que se desenrolla y enrolla alrededor de un eje al que hace girar. Este envía una cantidad de impulsos por cada vuelta que realiza el eje, de tal forma que al conocer el radio del mismo y el espacio recorrido por cada giro, permite calcular el desplazamiento realizado por cada vuelta que realiza el eje del encóder. Los impulsos son transmitidos hacia una interfase conectada a un ordenador, en donde por medio de un software específico que determina la posición y el tiempo en que se produce, se estima la velocidad realizada con una altísima resolución. Mediante cálculos permite obtener los valores medios y picos de variables como la F y la potencia producidos durante todo el recorrido realizado [202,203].

Concretamente, el encóder lineal tiene un cable que se engancha a la carga externa, haciendo que esta tire de él verticalmente, detectando e informando de la posición de esa carga con resoluciones que puede ser cercanas a los 0,2 mm, precisión de 0,2 μ s y frecuencias de muestreo de 100, 200 y en algunos casos de hasta 1000 Hz. El error de medida de un encoder lineal es muy bajo, lo que lo convierte en una herramienta de gran precisión y de un alto valor informativo para el entrenador. De esta forma, si la trayectoria del movimiento es completamente vertical, el error es cercano al 0 %, aumentando a un 0,38 % si se desvía 5 grados y a un 1,5 % si se desvía 10 grados al entrenar con PL.

En gran medida, el encoder lineal se desarrolló ante la necesidad de encontrar nuevas formas y métodos de evaluación de la F, alejadas del tradicional test de una repetición dinámica máxima y de esfuerzos hasta la fatiga muscular. En esta tesis se utilizó este sensor.

4.1.3. Galga de fuerza

Una galga extensiométrica o extensómetro, inventada por los ingenieros Edward E Simmons y Arthur C Ruge en 1938, es un sensor que mide la presión, deformación, carga, posición, par, etc. y se basa en el efecto piezorresistivo, propiedad que presentan ciertos materiales para cambiar el valor nominal de su resistencia al someterse a determinados esfuerzos y ser deformados en la dirección de los ejes mecánicos. Generalmente, son fabricadas con materiales metálicos o semiconductores (silicio o germanio). Un esfuerzo que deforma la galga provoca una variación en su resistencia eléctrica. Esta variación es debida a la longitud, al cambio originado en la sección o al cambio generado en la resistividad. La galga extensiométrica hace una lectura directa de las deformaciones longitudinales en cierto punto del material analizado. La unidad que lo representa es el ϵ , que es adimensional y expresa el cambio de la longitud respecto a la longitud inicial.

Existen diferentes criterios por los cuales se pueden analizar las aplicaciones de las galgas. Estos pueden ser el tipo de trabajo, el margen de medida o los comportamientos dinámicos. El tipo de trabajo se debe a acciones como la tracción y la compresión, que son usadas para medidas de peso; de línea o las de uso general, y acciones como la fatiga y el impacto, usadas para ensayos dinámicos. El margen de medida se divide en microcélulas de carga para alta precisión y el margen amplio para el uso general. Finalmente, el comportamiento dinámico se le atribuye a la fatiga y a las altas velocidades, usadas para sistemas sometidos a fatiga y vibración y ensayos dinámicos.

Mediante el dato arrojado con esta tecnología (la deformación) y con el modelo matemático de la relación esfuerzo/deformación de la ley de Hooke (la deformación de un material elástico es directamente proporcional a la F aplicada), se pueden deducir los esfuerzos en diferentes puntos externos e internos de la estructura, como también se puede obtener el módulo de Young y el Coeficiente de Poisson. En el proceso en el que se someten las galgas a deformaciones hay que tener precaución de no superar el límite de deformación elástico del elemento para que los resultados sean verídicos.

Las aplicaciones de las galgas extensiométricas son muchas, dado que son útiles para todas aquellas situaciones en la que es necesario hallar esfuerzos y deformaciones en

estructuras que cumplan la ley de Hooke, tales como aviones, vagones de tren, puentes, grúas, hormigón armado, automóviles, edificios, entre otros. Habitualmente las galgas se usan con propósitos de investigación y desarrollo en diferentes ámbitos entre ellos el EF, siendo el sensor principal utilizado en los estudios de esta tesis.

4.2. Análisis de los resultados de fuerza: sistemas lineales y no lineales

La F generada durante cada acción muscular voluntaria no es constante sino que fluctúa a través del rango de movimiento realizado [58]. De hecho, la variabilidad es inherente a todas las acciones humanas, incluso en los estados más estables como estar de pie. Esta variabilidad limita la capacidad de un individuo para mantener una F deseada o para completar una trayectoria de la extremidad prevista [204]. La literatura disponible describe que la variabilidad de la F muscular depende de la presencia o ausencia de feedback visual [205], la especificidad de la tarea [206], el nivel de F [207,208], la fatiga [209,210], el grupo muscular que realiza la tarea, el tipo y la intensidad de la acción muscular así como el estado físico del individuo [211]. A pesar de la amplia gama de variabilidad humana, es bien sabido que existe una parte invariable en cada acción específica que se puede medir entre cada una de las repeticiones durante la misma tarea. Por lo tanto, se podría afirmar que la variabilidad representa la complejidad de un movimiento determinado. Muchos estudios se refieren a la variabilidad en las ciencias del deporte como un mecanismo para obligar a los atletas a adaptarse y estabilizar sus acciones ante las limitaciones que se encuentran. Esto significa que se trata de un fenómeno no lineal, dinámico. Para establecer lo variable o “inestable” que se muestra un sujeto, habitualmente se han utilizado medidas lineales que analizan las variables producto mediante la desviación estándar o el coeficiente de variación, por ejemplo. Sin embargo, la variabilidad de un atleta debe ser comprendida y percibida durante la ejecución de la tarea, es decir, dentro de las variables de proceso (por ejemplo, el posicionamiento angular de las articulaciones, la aceleración o la F muscular).

En este sentido, existen métodos no lineales de procesamiento de series temporales que están siendo utilizados para medir la complejidad. Estos métodos proporcionan

información cuantitativa y cualitativa sobre una cierta tendencia del sistema motriz mediante el seguimiento de patrones de movimiento humanos. Además, permiten de este modo describir condiciones complejas que no pueden ser descritas utilizando sólo herramientas lineales. De hecho, las técnicas lineales tradicionales pueden incluso ocultar la verdadera estructura de la variabilidad motriz. Por ejemplo, la *Approximate entropy* captura la regularidad en el comportamiento de los sistemas complejos en conjuntos de datos y de longitud media [212] y cuantifica el grado de irregularidad o aleatoriedad dentro de una serie temporal de longitud N . De esta forma, la *Approximate entropy* está relacionada con la probabilidad de que dos secuencias con un número de puntos similares permanezcan igual en el punto siguiente. A pesar de que se ha aplicado a una variedad de conjuntos de datos fisiológicos y clínicos, tales como la electroencefalografía [213] y el movimiento respiratorio [214] es una estadística sesgada [212,215]. Con el fin de minimizar este sesgo, se desarrolló otra medida llamada *SampEn* [216] que presenta una coherencia relativa y una menor dependencia de la longitud de los datos. En esencia, una alta regularidad en la serie temporal está relacionada con bajos resultados de entropía, mientras que la aleatoriedad se vincula con altos resultados de entropía. Por lo tanto, una baja entropía refleja un sistema menos adaptable que puede ser identificado en poblaciones especiales, como los ancianos o en sujetos con enfermedades crónicas.

La entropía se ha utilizado para describir la complejidad de la señal en la actividad física [217,218], el control postural [219,220], los datos de la marcha humana [221,222], y en otras tareas de movimiento. Sin embargo, hasta la fecha no existen estudios que hayan descrito la complejidad de la producción de F al realizar ejercicios de sentadilla en diferentes condiciones.

5. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

5.1. Objetivos

El objetivo general de esta tesis es comparar la producción de F al realizar el ESS con la F generada en el ESP utilizando un DRR. Los objetivos de los estudios son:

- a) Comparar la F producida en el ESS con la F alcanzada en el ESP utilizando un DRR en estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Estudios I y IV) y en corredores nivel nacional (Estudio II).
- b) Comparar la F generada en el ESS con la F producida en el ESP utilizando un DRR y diferentes cargas en corredores de nivel nacional (Estudio II).
- c) Comparar la velocidad de ejecución al realizar el ESS con la velocidad de ejecución alcanzada en el ESP con un DRR durante una temporada en jóvenes jugadores de baloncesto de élite (Estudio III).
- d) Comparar la producción de F al realizar el ESS con la F alcanzada en el ESP utilizando un DRR y determinar su variabilidad a través de la entropía (*SampEn*) (Estudio IV).

5.2. Hipótesis

- a) La F generada al realizar el ESP será menor que la F alcanzada en la ejecución del ESS utilizando un DRR (Estudios I, II y IV).
- b) La F producida al realizar el ESP será menor que la F obtenida en la ejecución del ESS utilizando un DRR y diferentes cargas (Estudio II).
- c) La velocidad pico de ejecución en el ESP será menor que la velocidad pico en la realización del ESS con un DRR (Estudio III). La velocidad pico aumentará de forma similar en ambas condiciones durante la temporada (Estudio III).

d) Los valores de entropía (*SampEn*) obtenidos analizando la señal de F generada al realizar el ESS serán más bajos que los valores de entropía conseguidos al ejecutar el ESP utilizando un DRR (Estudio IV).

6. RESULTADOS

A continuación se resumen los resultados del conjunto de los Estudios I, II, III y IV.

Los estudios I y II compararon los resultados de las variables de F en el ESS y en el ESP (Figura 6-1). En el estudio I, los resultados no mostraron diferencias en la producción de F media al realizar la sentadilla en el DRR en el suelo y encima de los P's (Figura 6-2). La F media alcanzada en la fase EXC del movimiento fue un 12,4 % inferior a la F generada durante la fase CON (Chi-cuadrado de Wald = 331,6 y $p < 0,001$) (Figura 6-3). No se hallaron diferencias en la interacción entre la condición y la fase ($\chi^2 = 1,1$ y $p = 0,313$). No se apreciaron diferencias en F pico entre las fases ni entre las condiciones. Tampoco existieron diferencias en F media entre las series en cada una de las condiciones (en el suelo y encima de Pielasters por separado) o entre ambas condiciones. El módulo de la aceleración medida en el P derecho registró $3,43 \pm 1,08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Este valor muestra la perturbación provodada por los P's a nivel del tobillo. La Figura 6-4 muestra el desplazamiento, la velocidad y la fuerza producida (concéntrica y excéntrica) obtenidos en un sujeto al realizar una repetición en el ESS.

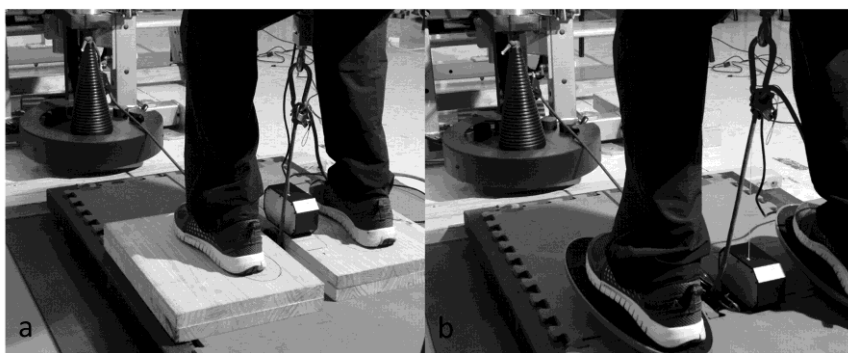


Figura 6-1. Sentadilla realizada en un dispositivo de resistencia rotacional en el suelo a) y encima de Pielasters b) (Estudios I y II).

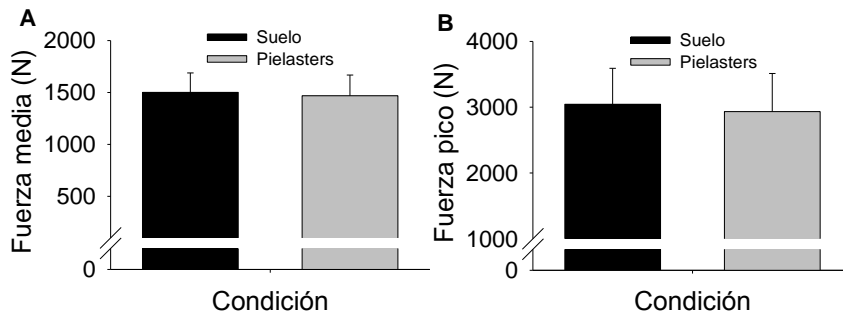


Figura 6-2. Fuerza media A) y pico B) producida en el ejercicio de sentadilla en ambas condiciones (n = 21) (Estudio I). No se hallaron diferencias entre ambas condiciones.

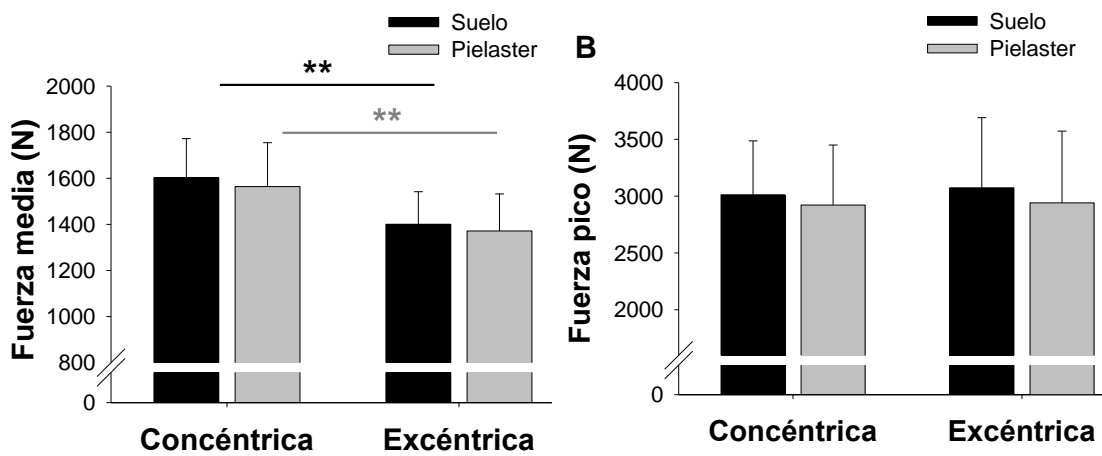


Figura 6-3. Fuerza media A) y pico B) producida en la fase concéntrica y excéntrica en el ejercicio de sentadilla (n = 21) (Estudio I). No se hallaron en las fases concéntrica y excéntrica en cada condición. Diferencias en la fuerza concéntrica media y excéntrica en cada una de las condiciones (** $p < 0,001$).

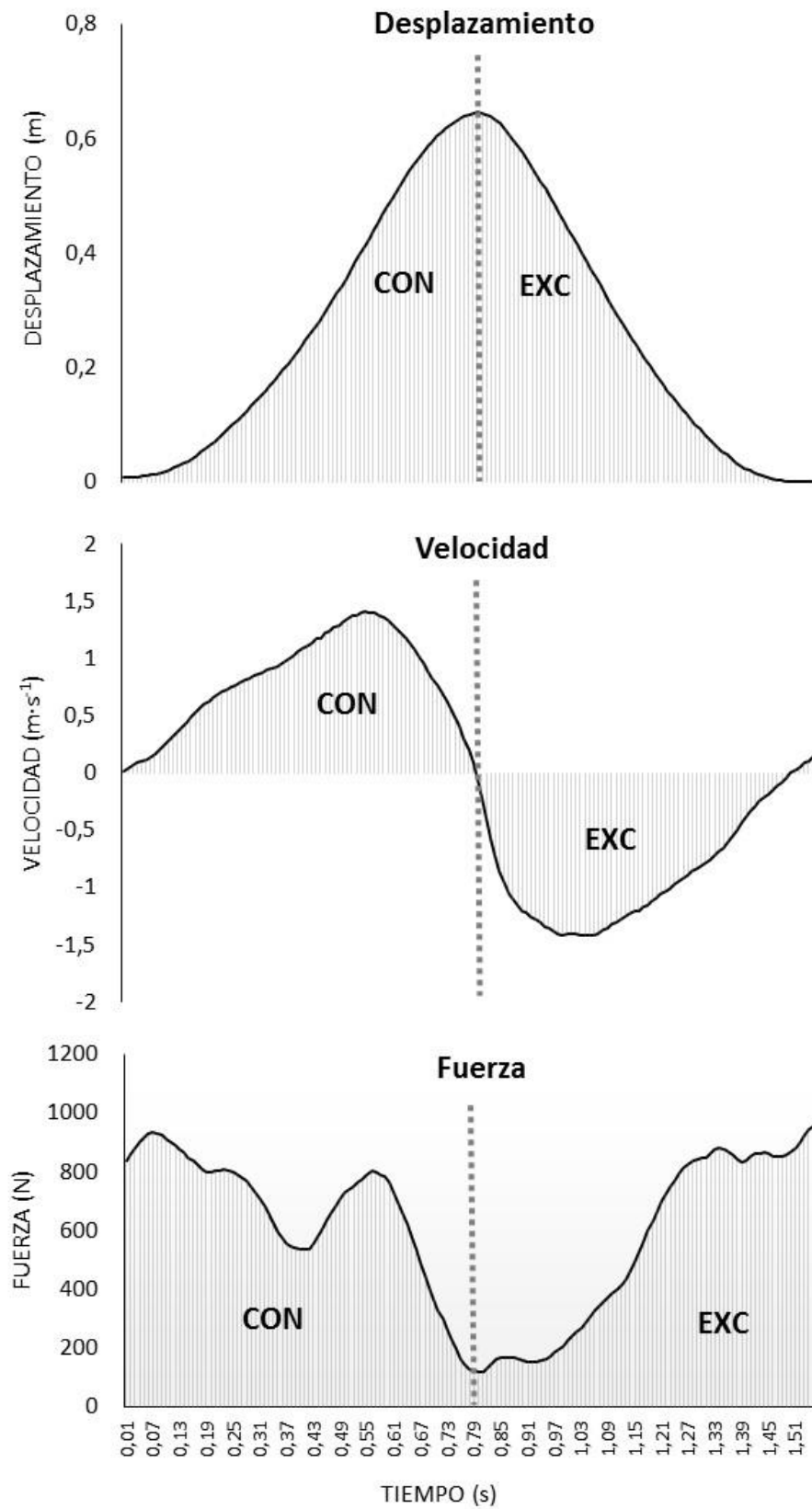


Figura 6-4. Desplazamiento, velocidad y fuerza (concéntrica y excéntrica) obtenidos en un sujeto al realizar una repetición en el ejercicio de sentadilla en del suelo estudio (Estudio I).

No se encontraron diferencias en la producción de F media y pico al realizar la sentadilla en el DRR en el suelo y encima de los P's ante cualquiera de las diferentes cargas (estudio II) (Figura 6-5). Puesto que no se hallaron diferencias entre la producción de F entre ambas condiciones y cualquiera de las cargas, ni interacción entre la condición ni la carga (masa y posición) se colapsaron los datos y la condición no ha sido tomada en cuenta en la comparación de los resultados de la F entre cargas.

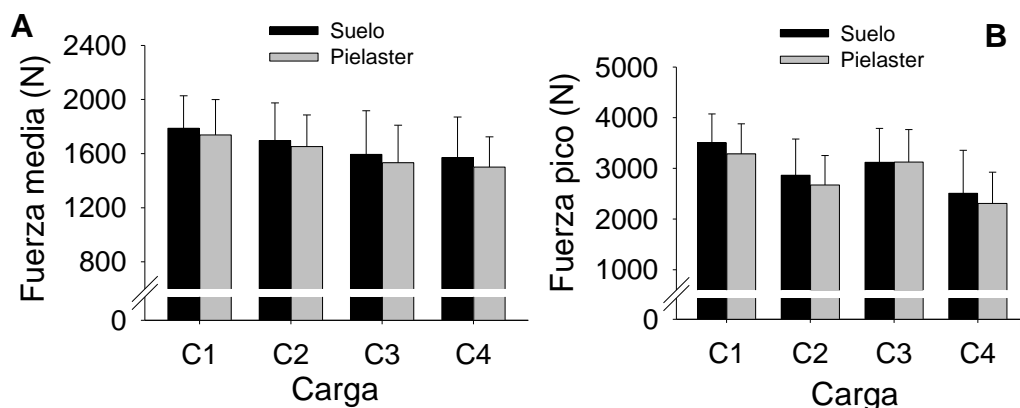


Figura 6-5. Fuerza media A) y pico B) producida en el ejercicio de sentadilla con diferentes cargas (n = 13) (Estudio II). No se hallaron diferencias entre las dos condiciones en ninguna de las cargas.

La Figura 6-6 muestra los datos colapsados de F media y pico en las cuatro condiciones de carga. Se observó una disminución progresiva del 13 % en la producción de F entre las cargas (C1 > C2 > C3 > C4; $1762,81 \pm 251,10$ N, $1674,03 \pm 257,00$ N, $1562,99 \pm 301,90$ N, $1535,72 \pm 265,96$ N, respectivamente). La F media mostró diferencias según la posición (Wald chi-cuadrado = 28,03, $p < 0,001$) y la masa (Wald chi-cuadrado = 4,17; $p < 0,041$), tal como indican las pruebas *post hoc* de Bonferroni comparando C1, C3 y C4 con C2, C3 y C4 (Wald chi-cuadrado = 29,25, $p < 0,001$). Las cargas produjeron una diferencia del 29 % en la F pico (C1 > C3 > C2 > C4; $3396,59 \pm 589,36$ N, $3121,23 \pm 654,32$ N, $2767,54 \pm 656,75$ N, $2408,40 \pm 745,54$ N, respectivamente). La F pico mostró diferencias según la posición (Wald chi-cuadrado = 16,15, $p < 0,001$) y la masa (Wald chi-cuadrado = 78,46, $p < 0,001$). Los análisis *post hoc* revelaron diferencias para todas las cargas (Wald chi-cuadrado = 89,12 $p < 0,05$). Los resultados de la F media relativos variaron desde 2,5 veces la masa corporal para la carga más alta (C1), hasta 2,4 veces para C2, 2,2 para C3 y 2,2 para la carga más baja (C4).

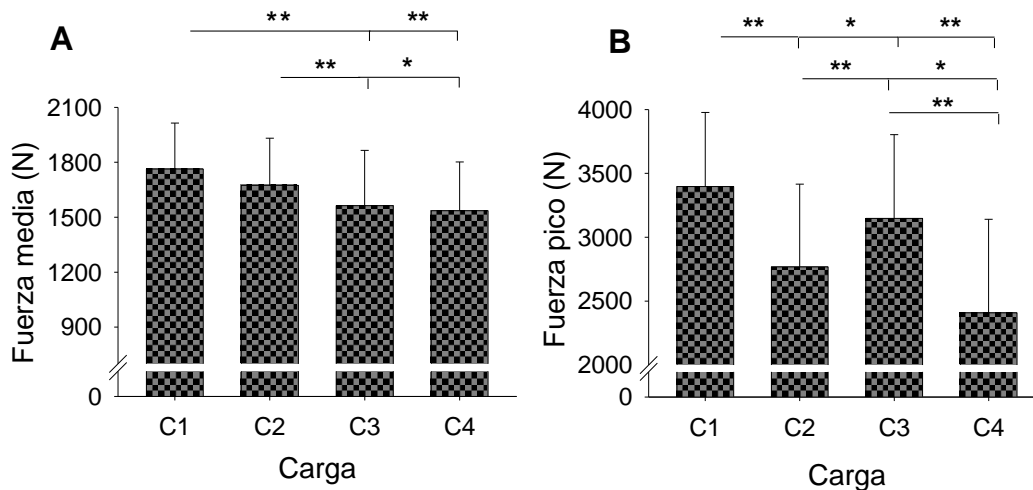


Figura 6-6. Fuerza media A) y pico B) colapsada (sin tener en cuenta la condición) producida en el ejercicio de sentadilla con diferentes cargas (n = 13) (Estudio II). (* $p < 0,045$; ** $p < 0,001$).

En los resultados referentes a la F producida en cada una de las fases, tampoco se apreciaron diferencias en la F media y pico al comparar las dos condiciones y las fases CON y EXC para cualquiera de las cargas (Figura 6-7). Puesto que no hubo interacción entre la fase, la condición o la carga, se colapsaron los resultados y no se tuvo en cuenta la condición en la comparación de la F CON y EXC (Figura 6-8). Las diferentes cargas produjeron los siguientes niveles de F CON media (C1> C2> C3> C4; 1886,97 ± 241,12 N, 1778,49 ± 270,54 N, 1752,71 ± 275,34 N, 1625,48 ± 269,25 N, respectivamente) y de F EXC media (C1> C2> C3 > C4; 1638,66 ± 193,87 N, 1569,56 ± 194,17 N, 1553,28 ± 186,45 N, 1445,96 ± 231,57 N, respectivamente). No se hallaron diferencias en la F media entre las posiciones y las masas de acuerdo con la fase (Chi-cuadrado de Wald = 23,465, $p < 0,001$). Las pruebas *post hoc* revelaron diferencias para todas las cargas ($p < 0,001$). No hubo diferencias en la F pico de acuerdo a la fase en cualquiera de las cargas utilizadas.

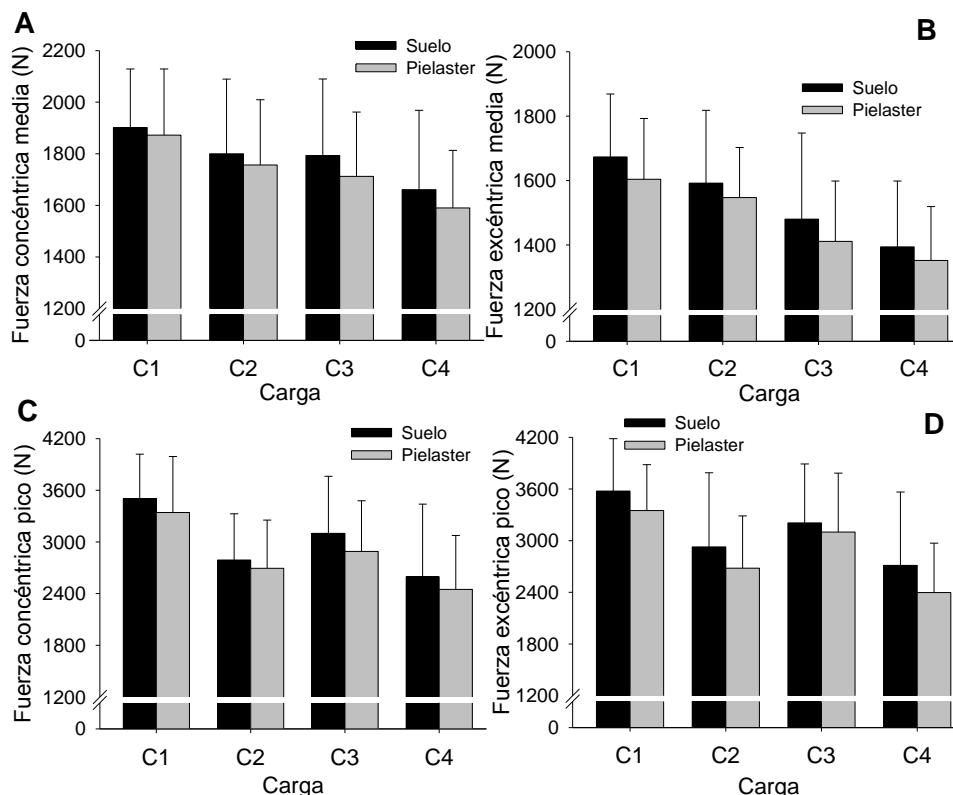


Figura 6-7. Fuerza media concéntrica A) y excéntrica B) y fuerza pico concéntrica C) y excéntrica D) producida en el ejercicio de sentadilla para cada condición y carga (n = 13) (Estudio I). No se hallaron diferencias entre las dos condiciones para cada fase o carga.

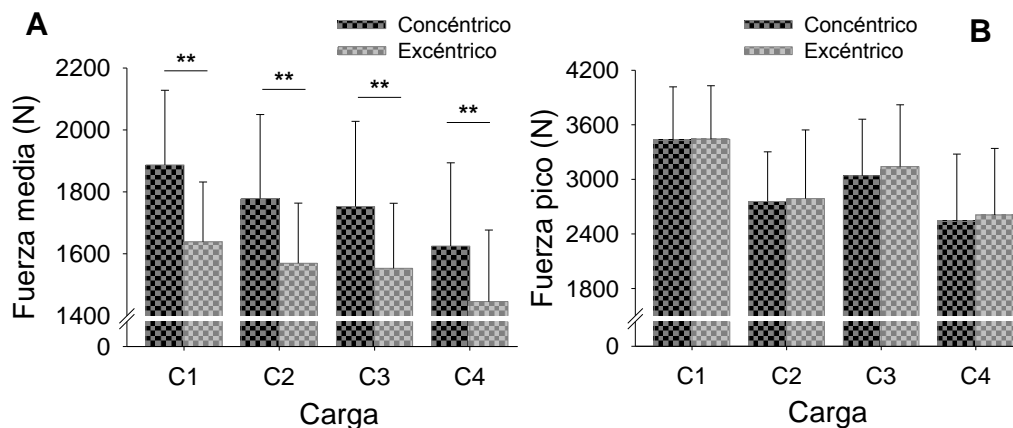


Figura 6-8. Fuerza media concéntrica y excéntrica A) y fuerza pico concéntrica y excéntrica B) colapsada (sin tener en cuenta la condición) producida en el ejercicio de sentadilla con diferentes cargas (Estudio II). No se hallaron diferencias entre las dos condiciones en ninguna de las cargas. (**p < 0,001) (n = 13).

El estudio III comparó los cambios en la velocidad pico al realizar sentadillas en la condición estable con los cambios en la velocidad pico al realizar sentadillas encima de los P's durante una temporada (Figura 6-9). La velocidad pico aumentó un 17 % en la

condición estable y un 23 % en el ESP P's entre la primera y la última valoración (efecto del tamaño = 1,78 y 1,71 respectivamente), que mostrabandiferencias entre la primera y cada una de las restantes sesiones ($p < 0,01$). Sin embargo, no se observaron diferencias entre ambas condiciones en ninguna de las sesiones ($p < 0,481$).

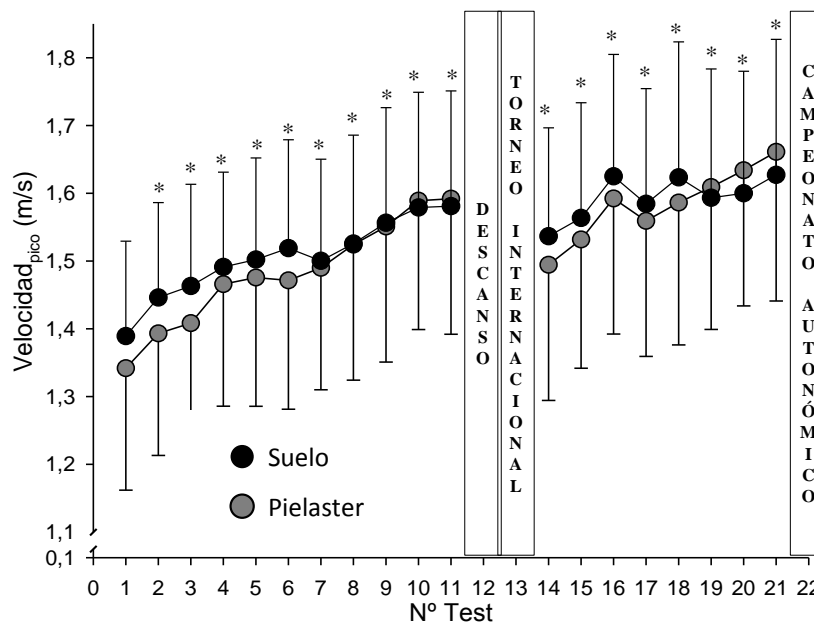


Figura 6-9. Velocidad pico al realizar sentadillas en suelo (círculos negros) y encima de Pielasters (círculos grises) durante una temporada regular. (n =7) (Estudio III). * $p < 0,01$ diferencias entre el test 1 y cada uno de los test realizados.

El estudio IV muestra los resultados de *SampEn* de las series temporales de la señal F obtenida al realizar sentadillas en el suelo y encima de los P's (Figura 6-10). Los resultados no mostraron diferencias ni en la *SampEn* ni en la F media entre las dos condiciones analizadas (Chi-cuadrado de Wald = 0,048, $p = 0,827$). La Figura 6-11 muestra la similitud en la estructura de la señal de F producida por un mismo sujeto en las dos condiciones. El efecto aleatorio individual hizo posible distinguir entre los sujetos con una media igual a la *SampEn* (media del grupo) y aquellos con *SampEn* diferente de la media grupal ($p < 0,025$). En la Figura 6-12 se pueden distinguir las diferencias en la estructura de la señal de F producida por dos sujetos diferentes en el ESS.

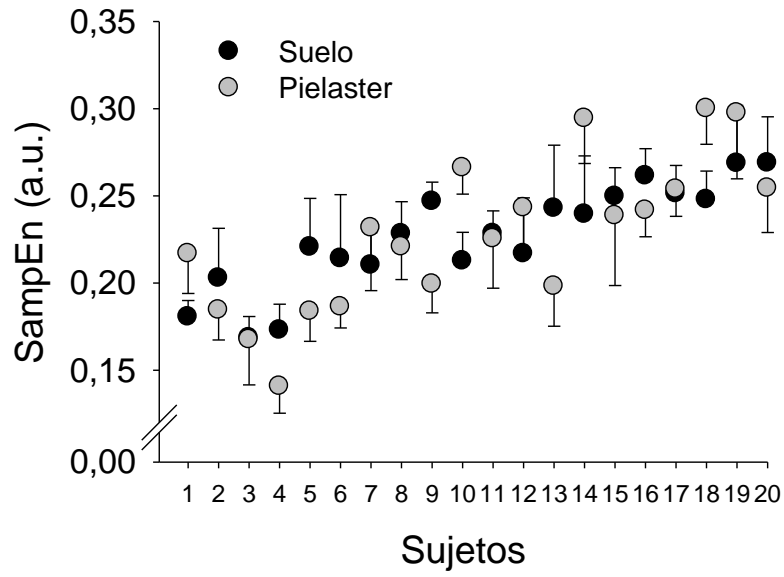


Figura 6-10. *SampEn* de cada sujeto al realizar sentadillas en el suelo y encima de Pielaster. (n=20) (Estudio IV).

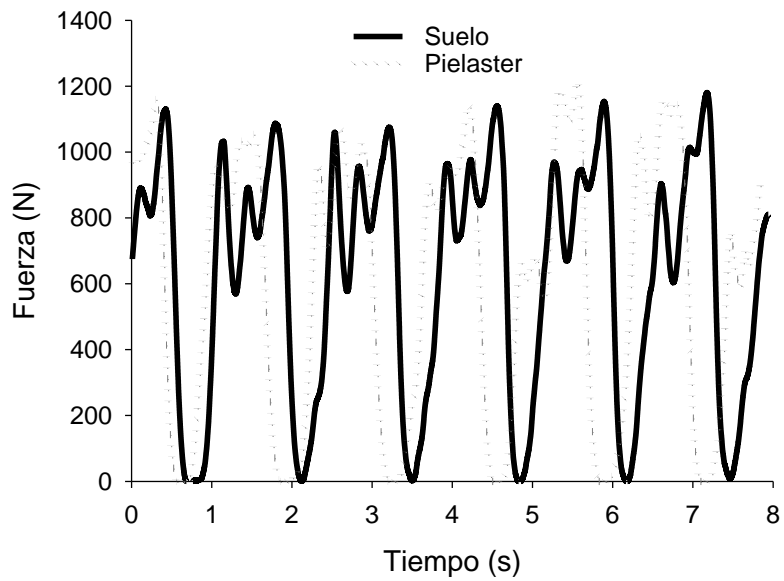


Figura 6-11. Fuerza producida por un sujeto en el ejercicio de sentadilla en cada una de las condiciones (Estudio IV).

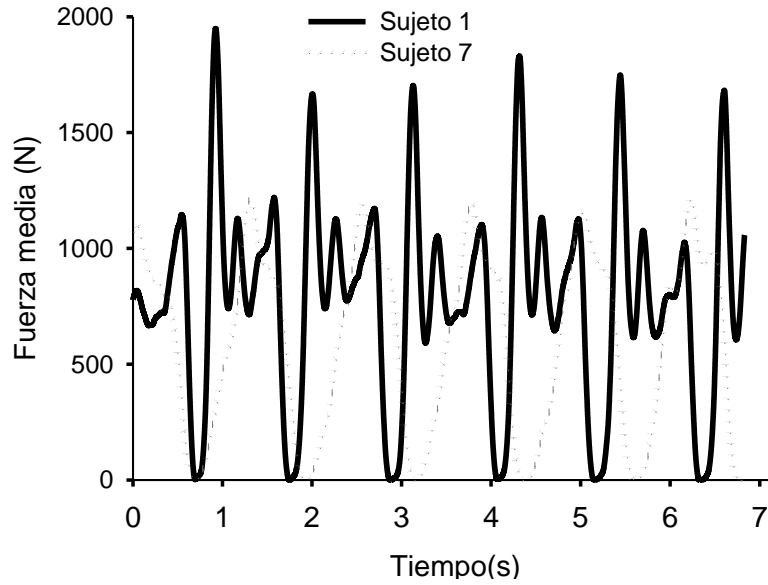


Figura 6-12. Fuerza producida por dos sujetos en el ejercicio de sentadilla en el suelo (Estudio IV).

La Figura 6-13 muestra la correlación entre la F media y la *SampEn* en ambas condiciones. La F media y la *SampEn* presentaron una correlación baja ($r = 0,184$; $p < 0,01$). El análisis de conglomerados produjo dos grupos diferentes de *SampEn* (Figura 6-14). El grupo 1 ($n = 14$) estaba formado por los sujetos con una *SampEn* promedio de $0,22 \pm 0,03$ y de F media de $498,74 \pm 38,42$ N. En el grupo 2 ($n = 6$), los sujetos alcanzaron valores promedios de *SampEn* de $0,25 \pm 0,03$ y una mayor producción de F media $637,19 \pm 61,03$ N.

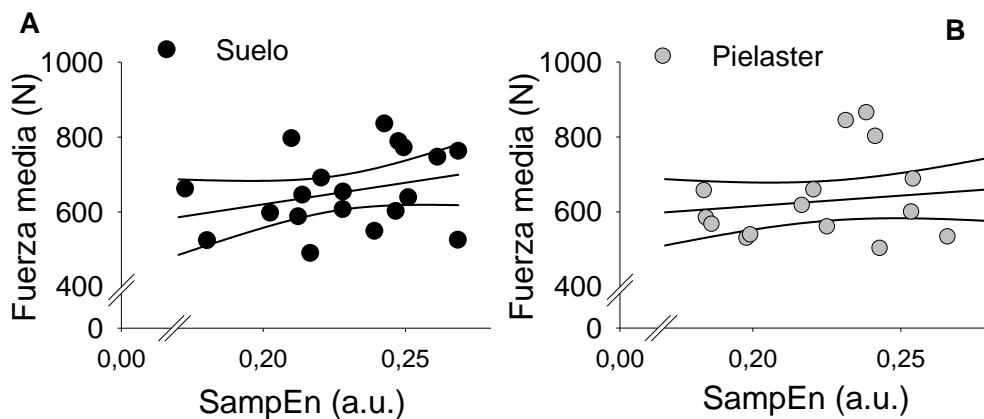


Figura 6-13. Fuerza media y *SampEn* en el ejercicio de sentadilla en el suelo A) y encima de Pielaster B) ($n=20$) (Estudio IV).

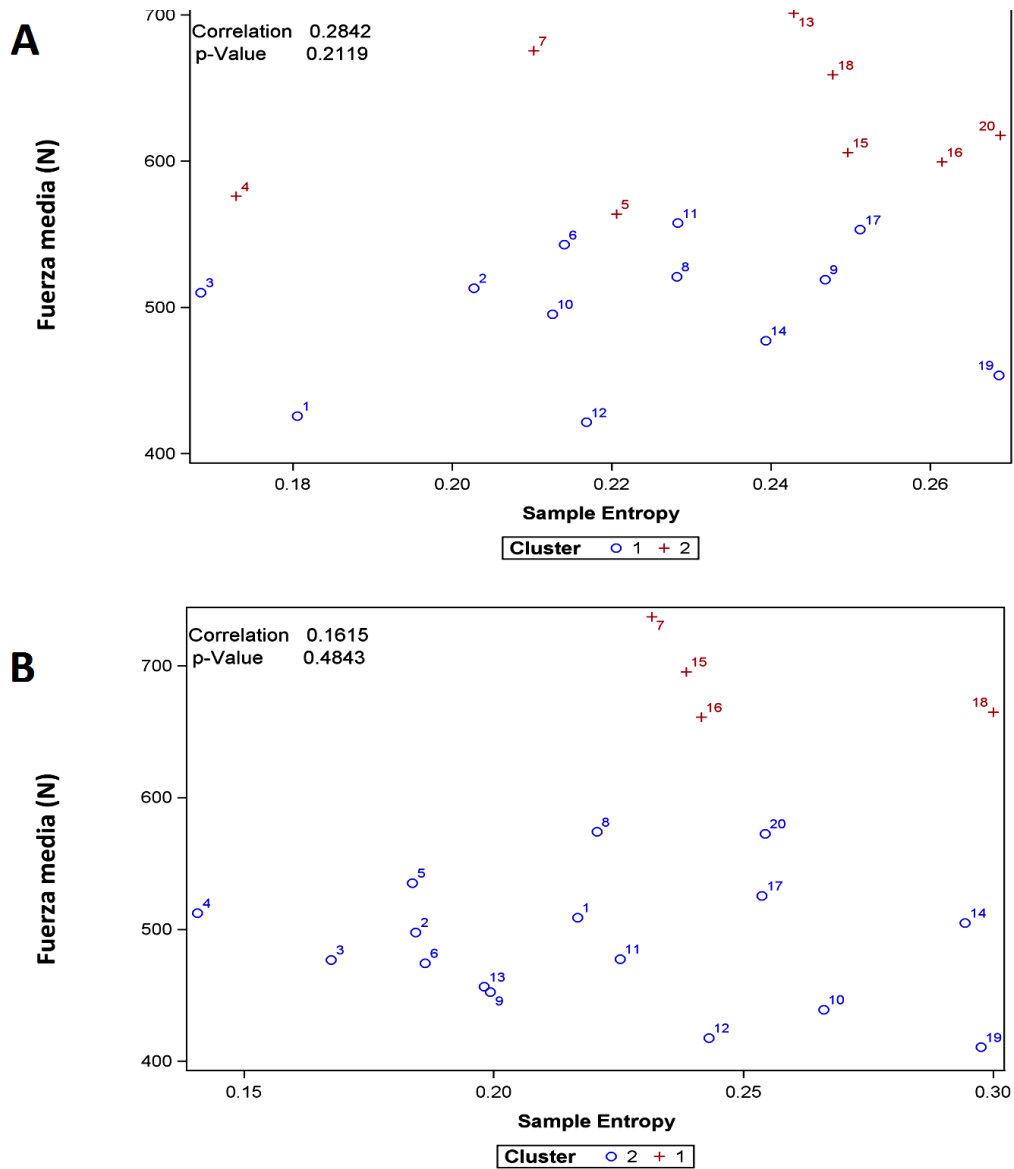


Figura 6-14. Agrupación jerárquica con el método de la media (*average-linkage*) que agrupó a los sujetos en grupos homogéneos basados en la fuerza y en la Sample entropy al realizar sentadillas en el suelo A) y encima de Pielasters B) (n=20) (Estudio IV).

Finalmente, no se hallaron diferencias en la *SampEn* a lo largo de las seis series en ninguna de las dos condiciones (Figura 6-15).

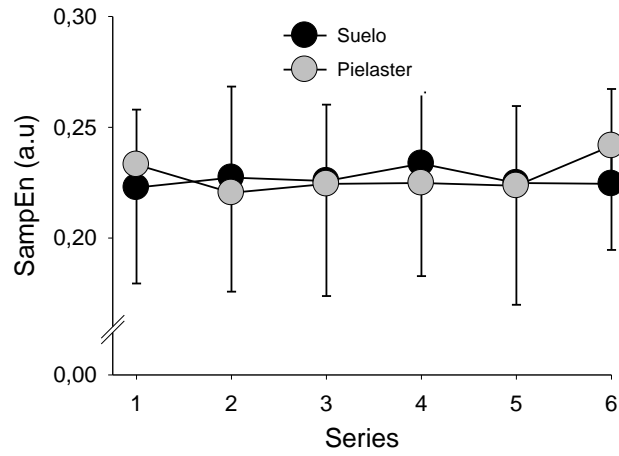


Figura 6-15. *SampEn* en el ejercicio de sentadilla en el suelo A) y encima de Pielaster B) durante 6 series (n=20) (Estudio IV). No se hallaron diferencias entre las seis series en ninguna de las dos condiciones.

7. DISCUSIÓN GENERAL

Los principales hallazgos fueron que la utilización del DRR permite alcanzar F's medias similares ante diferentes cargas en el ESS y en el ESP; la F media CON producida en el ejercicio de sentadilla mediante DRR's es aproximadamente un 13 % mayor que la alcanzada en la fase EXC del movimiento tanto en el suelo como encima de P's; la F pico producida en el ESS y en el ESP mediante DRR's es similar en las fases CON y EXC; la producción de F generada mediante el ajuste de las condiciones de carga en el DRR, permite producir diferentes niveles de F al realizar sentadillas, especialmente en el caso de la F pico; los niveles de F media y pico más altos en el ESS y en el ESP se alcanzan combinando el mayor momento de inercia del volante ($0,27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$), incorporando 16 masas junto con el radio más pequeño del cono; la realización del ESP puede ser especialmente recomendable para los jugadores de deportes de equipo en los que se precisa mejorar la F y la propiocepción de forma conjunta; realizar el ESP con DRR's podría ser incluido como parte de los programas de prevención de lesiones de tobillo, lesiones musculares y lesiones en las articulaciones de rodilla y dolor de espalda baja; la ejecución de sentadillas utilizando DRR's evita la necesidad de colocar grandes pesos en la espalda, lo que sería de especial interés para ciertos deportistas (por ejemplo, los jugadores de baloncesto más altos) u otras poblaciones, como los jóvenes y los ancianos; el ESS y el ESP realizado con un DRR puede representar una alternativa eficaz al ejercicio de sentadilla tradicional, ejecutado con PL y al dispositivo de tecnología YoYo™, para el entrenamiento de F y propiocepción; el EF realizando el ESS y el ESP permitía alcanzar niveles de velocidad pico muy similares en jugadores jóvenes de baloncesto de élite; la velocidad pico aumentó a lo largo de la temporada de forma similar en ambas condiciones; el análisis de la F mediante métodos no lineales como la *SampEn* podría ser utilizado para reconocer gestión de la F al realizar sentadillas con un DRR; la *SampEn* podría ayudar a los entrenadores, preparadores físicos y fisioterapeutas a identificar las limitaciones asociadas con determinados deportistas y optimizar así su rendimiento; y finalmente, las diferencias en *SampEn* al realizar tareas incluyendo diferentes condicionantes podrían utilizarse como indicador del nivel de perturbación de cada una de estas tareas.

7.1. Influencia de los materiales desestabilizadores en la producción de fuerza

Los resultados observados en el análisis de F producida en el ESS y en el ESP mediante el DRR (estudios I, II y III) indican que pueden alcanzarse niveles parecidos en esta variable en cada una de las condiciones estudiadas. Estos resultados contrastan con los de estudios anteriores, que señalaban reducciones en la producción de F al utilizar MD's en diferentes ejercicios de resistencia con medios dependientes de la gravedad [182–184,223–226]. Esta discrepancia puede ser atribuible al tipo de acción muscular, al grado de perturbación, y al dispositivo utilizado. Además, algunos estudios examinaron la misma intensidad absoluta, en lugar de la relativa, en ambas condiciones [183,227,228] lo que representa una limitación metodológica puesto que el EF se prescribe generalmente como la carga de una repetición máxima o como un porcentaje de la 1 RM [229–231]. La perturbación generada por ciertos tipos de MD's como bloques de espuma y BOSU's® durante el ejercicio de sentadilla con PL reduce el pico de F CON [232]. La F también disminuye al incrementar el grado de desestabilización provocada por el MD durante las sentadillas isométricas [230]. Otros autores han examinado la potencia media generada en la fase CON del ejercicio de sentadilla durante la realización de seis series de ocho repeticiones al 70 % de la 1 RM [233] y hallaron niveles de potencia media más bajos durante el ejercicio de sentadilla con PL encima de un BOSU® frente al ESS. Del mismo modo, la potencia media alcanzada fue menor en la fase CON del ejercicio de sentadilla con PL con diferentes cargas encima de BOSU® con y sin contramovimiento [234]. Sin embargo, ese estudio también señaló que la potencia media en la fase CON se mostraba más comprometida realizando sentadillas encima del BOSU® que ejecutando el ESS al levantar cargas mayores al 60 % de la 1 RM. Sin embargo, el estudio II incluido en la presente tesis muestra una reducción similar de la F media y pico al comparar el ESS con el ESP a través de las cuatro cargas analizadas.

Dada la ausencia de estudios previos en la literatura no es posible la comparación de estos datos frente al grado de desestabilización producida por otros MD's. Por lo tanto, los resultados del ESP evaluado en este estudio podría indicar diferencias entre la desestabilización local y global. Aunque el P perturbaba el sistema, la tensión de la cuerda

situada cerca del CdM del sujeto, podría haber contribuido a mantener un estado metaestable de equilibrio del sujeto similar en el ESS y en el ESP y, por lo tanto, reducir la dificultad de la tarea. Los desafíos biomecánicos y neuromusculares relativamente bajos impuestos sobre el tronco podrían aumentar la estabilidad favoreciendo el equilibrio metaestable del sujeto, cosa que explicaría en parte la ligera reducción en la producción de F en el ESP en comparación con el ESS. Por otra parte, los MD's crean presión y tensión alrededor de la articulación del tobillo y estimulan así los mecanorreceptores, generando a su vez estímulos aferentes y respuestas motoras reflejas que aumentan la estabilidad articular. Los MD's como el P podrían ser ideales para estimular estos mecanorreceptores y podrían ayudar en la prevención o en la recuperación de varias lesiones articulares [235]. Para activar el vasto medial oblicuo, para mejorar el ratio del vasto medial oblicuo/vasto lateral y para prevenir o mitigar alguna disfunción en la articulación de la rodilla (el síndrome de dolor patelofemoral) se deben seleccionar MD's altamente perturbadores [236].

En general, la F alcanzada en el ejercicio de sentadilla en un DRR fue mayor cuando se combinan el mayor momento de inercia del volante de inercia y el radio más corto en el cono, tanto en el ESS como en el ESP (estudio II). Específicamente, se hallaron diferencias en la F media de hasta el 13 % entre ciertas cargas. Se hace hincapié en que los diferentes momentos de inercia del volante utilizando el mismo radio (P1 o P4) (Figura 2-29) no generaron diferencias en la producción de F media. Sin embargo, los niveles de F más altos fueron producidos utilizando el radio más pequeño del cono. Así, a pesar del aumento del 55 % en el momento de inercia no se hallaron diferencias cuando se utilizaba con el mismo radio. Por lo tanto, para lograr diferencias manteniendo el mismo radio, se debería haber aumentado la diferencia entre los momentos de inercia en más de un 55 %, utilizando, por ejemplo, únicamente el volante sin ninguna masa adicional. En este sentido, el fabricante podría considerar las posibilidades de aumentar ya sea la masa de cada una de las piezas situadas en el borde del volante de inercia o el número de piezas.

Para situar y comparar los resultados de F obtenidos en los estudios I y II se hace referencia a varios estudios que incluyen el ejercicio de sentadilla con PL. De esta forma, diez hombres familiarizados con el EF con al menos diez años de experiencia en el ESS alcanzaban F's medias cercanas a los 1300 N al realizar dicho ejercicio con una intensidad

de la 10 RM [53]. La F obtenida fue ligeramente inferior a la registradas en los estudios I y II. En otro estudio realizado con 15 hombres sanos que tenían 4,5 años de experiencia en el EF y familiarizados con el ejercicio de sentadilla con PL se encontraron F's medias de $742,6 \pm 222$ N al realizar sentadillas isométricas máximas [230], valores que también eran notablemente inferiores a los que aparecen en los estudios de esta tesis. A la vista de estos resultados, y teniendo en cuenta las diferencias en las características de los sujetos participantes en los diferentes estudios, se sugiere que el DRR utilizado en esta tesis permitiría a los sujetos generar elevados niveles de F media, similares a las producidos en los entrenamientos de hipertrofia tradicional y en los entrenamientos de resistencia a la fuerza. Sin embargo, el DRR no permitiría alcanzar niveles de F máxima (> 85 % de una repetición máxima dinámica).

La F pico obtenida entre todas las cargas alcanzó diferencias de hasta el 29 % alcanzándose los máximos picos con un momento de inercia de $0,27$ Kg·m². Por esta razón, parece razonable suponer que la selección del momento de inercia mayor es más eficaz que el cambio de las posiciones (P1 o P4) para modificar el radio del cono, cuando se trata de aumentar la F pico. Estudios previos mostraron F's pico menores que las halladas en los estudios I y II, que eran inferiores a 1500 N cuando se realizaba la sentadilla tradicional con PL con la 10 RM [53] y $2186,95 \pm 377,34$ N durante sentadillas isométricas [65].

7.2. Influencia de los materiales desestabilizadores en la producción de fuerza concéntrica y excéntrica

En cuanto a la F producida en cada una de las fases del movimiento del ejercicio de sentadilla, la F CON media fue mayor que la F EXC media en el ESS y en el ESP en el estudio I. De forma similar, los resultados obtenidos en el estudio II mostraron una mayor producción de F CON respecto a la F EXC en el ESS (14 %) y en el ESP (15 %). La F media en la fase EXC fue inferior, probablemente debido a la fricción mecánica producida en el DRR. Posiblemente, la fricción producida mientras la cuerda se enrolla y desenrolla alrededor del cono convierte parte de la energía cinética en calor. Del mismo modo, las dos poleas utilizadas también producían fricción mecánica. En los estudios I y II, el pico de F EXC fue ligeramente más alto que el pico de F CON cuando los sujetos realizaron tanto

el ESS como el ESP con el DRR en cualquiera las cargas. Por el contrario, otros autores mostraron un pico de F CON un 15 % más alto ($3767,1 \pm 523,2$ N) que el pico de F EXC ($3196,2 \pm 470,6$ N) en *powerlifters* profesionales realizando sentadillas con barra [237]. Por lo tanto, el uso del DRR permitiría obtener valores de F pico EXC mayores que los picos de F CON, algo que no se puede lograr realizando sentadillas tradicionales.

El EF con PL proporciona generalmente una carga externa constante durante las acciones musculares CON's y EXC's acopladas en series de repeticiones consecutivas hasta el fallo muscular. Sin embargo, el músculo esquelético tiene inherentemente la capacidad de producir mayor F en la acción EXC que en la acción CON lo que permite soportar una mayor carga durante la acción EXC. La capacidad para superar la F gravitacional de un peso depende del *sticking point*, que se produce durante la fase CON del movimiento debido a cambios en las palancas biomecánicas y a la longitud del músculo. Por lo tanto, los ejercicios de F con PL utilizando un peso constante sólo requieren activación máxima en el *sticking point* de la última repetición CON, lo que resulta en la incapacidad para levantar ese peso. En contraste, el momento de inercia generado por el volante del DRR cuando gira genera una resistencia ilimitada en todo el rango de la fase CON y permite breves episodios en los que las F's EXC's superan a las F's CON's [52,140]. Tradicionalmente, los programas de EF se han basado en ejercicios de F dependientes de la gravedad [152]. Sin embargo, la eficacia de estos métodos se limita a las acciones CON's, con menor activación durante la fase EXC [125,134]. Por lo tanto, las estrategias del EF para prevenir las distensiones musculares también deberían hacer énfasis en la fase EXC del movimiento [153]. Por otra parte, un programa de EF que enfatizaba la carga EXC realizando un ejercicio de media sentadilla y un ejercicio de flexión de rodilla en posición de cúbito prono utilizando ergómetros YoYo™ redujo la incidencia de lesiones musculares así como su gravedad en jugadores de fútbol de élite júnior [125]. Los niveles de F EXC pico alcanzados en los estudios I y II fueron similares a los producidos en la fase CON, tanto en el ESS como en el ESP y podrían potencialmente servir para prevenir las lesiones musculares del cuádriceps.

7.3. Influencia de los materiales desestabilizadores en la velocidad de ejecución

El estudio III comparó la velocidad pico en el ESS con la velocidad pico en el ESP realizados con un DRR en jóvenes jugadores de baloncesto de élite durante una temporada. En este estudio se halló una gran similitud en la velocidad pico al realizar el ESS y el ESP siendo un 3 % inferior en el ESP en el promedio de la temporada. Diferentes autores han demostrado una reducción en la F, la potencia y la velocidad cuando se utilizan diferentes MD's que proporcionan distintos niveles de perturbación. La inconsistencia entre las investigaciones previas y este estudio podrían ser atribuidas nuevamente a la utilización de diferentes MD's durante la tarea (disco de equilibrio inflable, BOSU®, bloques foam frente a P), al tipo de acción muscular (isométrico frente a anisométrico) y al equipamiento (PL y barra olímpica frente a DRR) así como a los niveles de F alcanzados. Un estudio en el que se analizó el ejercicio de sentadilla utilizando bloques foam y BOSU® con diferentes cargas (barra olímpica de 20 kg, 40 % 10 RM y 100 % 10 RM) halló reducciones en las medidas de velocidad y de potencia pico [232]. Concretamente, la velocidad pico se redujo 0,15, 0,15 y 0,22 m·s⁻¹ al realizar el ejercicio encima del BOSU® y 0,02, 0,04 y 0,03 m·s⁻¹ en los bloques foam, mientras que en el presente estudio fue de 0,016 m·s⁻¹ en el promedio de todas las sesiones. De esta forma, la disminución de la velocidad pico al realizar el ESP con un DRR fue claramente menor en comparación con el BOSU® y ligeramente menor respecto a los bloques foam [232]. Así, a pesar de la desestabilización local generada por el P a nivel del tobillo, realizar sentadillas con DRR encima de P's pareció nuevamente no afectar a la estabilidad global debido probablemente a las razones que justificaban los similares niveles de F alcanzados en el ESS y el ESP tal como se muestra en los estudios precedentes de la tesis (estudios I y II). Estas consideraciones podrían explicar la capacidad de producir velocidad pico de forma similar en ambos ejercicios. Las investigaciones que han comparado los efectos de dos programas de entrenamiento de F utilizando MD's en jóvenes previamente desentrenados indicaban que a pesar de utilizar cargas más ligeras respecto a las empleadas cuando se realiza el mismo ejercicio sin MD, los efectos del programa de entrenamiento en situaciones de desestabilización mostraron un aumento de la F [238,239] y del equilibrio [238] similar al del programa realizado sin MD que

utilizaba cargas más elevadas. En este estudio, durante toda la temporada el ESP era el único ejercicio que incluía entrenamiento de las extremidades inferiores con MD. Por tanto, podríamos atribuir en gran parte la mejora de la velocidad pico alcanzada en el ESP al entrenamiento reiterado de esa tarea. El ratio velocidad pico en ESS/velocidad pico en el ESP fue 1,03 en la primera sesión disminuyendo a 0,98 en la última de las sesiones evaluadas. De esta forma, se observa una ligera tendencia a aumentar más la velocidad pico en el ESP que en el ESS. Esto podría estar en parte justificado por adaptaciones neuromusculares específicas al estímulo de entrenamiento [240], que provoca mayor eficacia motora y optimización del rendimiento muscular. Además, realizar el ESP podría incidir positivamente en la prevención de lesiones, especialmente de esguinces de tobillos, debido al componente de perturbación y propioceptivo provocado por los P's en esta articulación, tal como se ha indicado anteriormente (estudio I y estudio II).

7.4. Influencia del análisis de la fuerza producida mediante métodos lineales y no lineales (*SampEn*)

Los resultados del estudio IV indicaban pocas diferencias entre la *SampEn* obtenida en el ESP y el ESS realizados con un DRR's. La *SampEn* no aumentó linealmente con el incremento de la producción de F y se mantuvo constante a través de la series. A pesar de que esto puede ser ignorado en algunas ocasiones, un gran número de sujetos presentan una ligera tendencia a aumentar su variabilidad cuando se enfrentan a ciertos condicionantes en las tareas a realizar [241]. Estos resultados tienen importantes implicaciones prácticas en el entrenamiento deportivo ya que sugieren que los sujetos pueden estabilizar su rendimiento ante diferentes niveles de variabilidad. La aparición del MD como condicionante del ejercicio de sentadilla pareció tolerable, y no afectaba al rendimiento ni modificaba la parte invariante de las series temporales de la F en el ESS. Se debe tener en cuenta que la F media y la longitud total de las series temporales fueron similares en ambas condiciones (ESS frente a ESP) [156,242]. Presumiblemente, se requieren pocas reacciones y ajustes posturales anticipatorios para equilibrarse en el P debido a la estabilización complementaria del cuerpo producida por la cuerda de sujeción del DRR compensando la perturbación del tobillo. Sin embargo, la variabilidad en la

producción de F se registró en el eje z (vertical) pero no en los otros ejes (eje x y eje Y). La *SampEn* no mostró diferencias entre las series temporales a pesar de que parece ser más fiable para los conjuntos de datos cortos y menos sensibles a los cambios en la longitud de los datos, y también demostró menos problemas de consistencia relativa [243]. Sin embargo, la *SampEn* permite discriminar entre individuos clínicamente distintos, mediante series de tiempo corto y/o con el menor número de puntos de datos como $N = 144$. Se encontró una pequeña correlación entre la F media y la *SampEn*. El desarrollo de los modelos de variabilidad de F [244] se basó en la suposición básica de que hay una relación lineal y proporcional entre las magnitudes de F generadas y la variabilidad de la F producida. Más tarde, esta relación lineal y proporcional fue desestimada [245].

La mayoría de los estudios precedentes se llevaron a cabo utilizando tareas isométricas, mientras que las respuestas anisométricas en las que aparece un cambio del desplazamiento han recibido una atención limitada. En general, en todos estos enfoques, la variabilidad se expresó como una medida estadística lineal, tal como la desviación estándar o el coeficiente de variación, pero no se analizaba desde una perspectiva no lineal. Se debe tener en cuenta que la desviación estándar, que proporciona un índice del grado de desviación de un punto en una distribución de los resultados, capta sólo la magnitud de las fluctuaciones en el resultado final del sistema. Los resultados del estudio IV extienden el análisis a movimientos más naturales, como son el ESS y el ESP en los que el desplazamiento del cuerpo se produce como una función de tiempo, y analiza la señal de la F producida mediante la entropía. Cuando un individuo repite una tarea varias veces, las características del rendimiento varían de un intento a otro e influyen en la precisión con la que la tarea se lleva a cabo. Los resultados mostraron que los sujetos podían obtener entropía similar alcanzando diferentes niveles de F. Es sabido que, simulando series de tiempo con la misma producción de F media pero con diferente desviación estándar se puede obtener la misma medida de entropía en dos señales distintas [246]. Por lo tanto, cuando los sujetos producen una F similar pero con diferente resultado en el análisis mediante entropía, significaría que complejidad de la señal de F producida era diferente. En el estudio IV, la *SampEn* proporciona un índice de previsibilidad de los valores obtenidos respecto a los siguientes resultados en una serie temporal basada en datos de series temporales pasadas. Las diferencias halladas entre los sujetos pueden

ayudar a explicar las diferentes respuestas individuales de cada sujeto al realizar sentadillas con un DRR. En concreto, el análisis de conglomerados permitió identificar dos grupos de *SampEn*. Las causas de la variabilidad interindividual en la producción de F tienen que ser todavía identificadas y descritas.

Por último, se podría esperar una disminución de la *SampEn* durante el transcurso de la series, debido al aumento de la fatiga. Sin embargo, los resultados no mostraron diferencias entre las series, lo que sugiere que los sujetos eran capaces de mantener un reclutamiento de unidades motoras similar con parecidas frecuencias de descarga [247]. Por lo tanto, estos resultados sugieren que la carga impuesta no fue suficiente para modificar la F de los sujetos de forma suficiente para afectar la ejecución del movimiento.

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES PRÁCTICAS

8.1. Conclusiones

- a) La utilización del DRR con polea cónica permite alcanzar una F media similar ante diferentes cargas en el ESS y en el ESP.
- b) El ajuste de las condiciones de carga en el DRR permite producir diferentes niveles de F al realizar sentadillas, especialmente en el caso de la F pico.
- c) Los niveles de F más altos en el ESS y en el ESP se alcanzan combinando el mayor momento de inercia del volante ($0,27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$) incorporando 16 masas junto con la selección del radio más pequeño del cono ($0,035 \text{ m}$).
- d) La F media CON producida en el ESS y en el ESP utilizando un DRR es mayor que la F alcanzada en la fase EXC del movimiento. La F EXC pico fue ligeramente mayor que la F CON pico.
- e) El EF realizando el ESS y el ESP con un DRR permitía alcanzar niveles de velocidad pico similares entre ambas condiciones en jugadores jóvenes de baloncesto de élite.
- f) La velocidad pico aumentó a lo largo de la temporada de forma similar en ambas condiciones en jugadores jóvenes de baloncesto de élite.
- g) El análisis de la F producida mediante métodos no lineales como la *SampEn* al realizar sentadillas con un DRR permite diferenciar diversas formas de gestionar la F entre los sujetos.
- h) El análisis de la F producida en el ESS y en el ESP con un DRR mediante la *SampEn* no mostró diferencias entre ambos ejercicios.

8.2. Recomendaciones prácticas

Teniendo en cuenta los resultados y las conclusiones extraídas de los estudios de la presente tesis, a continuación, se detallan una serie de recomendaciones prácticas para la utilización del ESS y el ESP realizado con un DRR de polea cónica:

- a) La realización del ESP utilizando un DRR puede ser especialmente recomendable para jugadores de deportes de equipo en los que se precisa mejorar la F y la propiocepción de forma conjunta.
- b) El ESP con DRR podría ser incluido como parte de los programas de prevención de lesiones de tobillo, lesiones musculares y lesiones en las articulaciones de rodilla y dolor de espalda baja.
- c) La ejecución de sentadillas utilizando el DRR evita la colocación de cargas axiales elevadas en la espalda, lo que sería de especial interés para ciertos deportistas (por ejemplo, los jugadores de baloncesto más altos) u otras poblaciones como jóvenes y ancianos.
- d) El ESS y el ESP realizados con un DRR pueden representar una alternativa eficaz al ejercicio de sentadilla tradicional ejecutado con PL y al dispositivo de tecnología YoYo™ para el EF y/o propiocepción.
- e) El análisis de la F mediante métodos no lineales como la *SampEn* podría ser utilizado para reconocer la manera de gestionar la producción de F al realizar sentadillas con un DRR.
- f) Los sistemas de análisis no lineales como la *SampEn* podrían ayudar a los entrenadores, preparadores físicos y fisioterapeutas a identificar las limitaciones asociadas con determinados deportistas y optimizar así su rendimiento.
- g) Las diferencias en la *SampEn* al realizar tareas que incluyen diferentes condicionantes como por ejemplo MD's podrían utilizarse como indicador del nivel de perturbación de cada una de estas tareas.

8.3. Perspectivas de futuro

Una vez analizados los datos obtenidos en esta tesis y extraídas las conclusiones expuestas anteriormente sería interesante estudiar:

- a) Los beneficios de este método de EF en el incremento de F, su influencia en la F explosiva (*rate of force development*), la estabilidad del core, la propiocepción

(concretamente en articulaciones como el tobillo), el *balance* y sus efectos sobre la prevención de lesiones.

- b) El ESS y en el ESP utilizando un dispositivo dependiente de la gravedad que imite al máximo las condiciones biomecánicas del movimiento (sistema de poleas) analizado en esta tesis. Establecer así la F media y pico obtenida con diferentes cargas y calcular el % respecto la repetición máxima. Estos resultados deberían compararse con los obtenidos en el mismo ejercicio realizado con un DRR.
- c) El ESS y en el ESP en un DRR de polea cónica comparando la actividad electromiográfica en ambas condiciones.
- d) El ESS y en el ESP en un DRR de polea cónica y compararlo con su realización en un DRR YoYo™.
- e) La F obtenida en otros tipos de ejercicios diferentes a la sentadilla con y sin MD realizados con un DRR.
- f) La *SampEn* obtenida en el ESS y en ESP con un DRR y con un dispositivo dependiente de la gravedad.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Seirul-lo F. Planificación a Largo Plazo en los Deportes Colectivos. Curso sobre Entrenamiento Deportivo en la Infancia y la Adolescencia. Escuela Canaria del Deporte. 1998.
2. Australian Government Department of Health. The Department of Health. En: Guidelines, Australia's Physical Activity and Sedentary Behaviour [Internet]. 2014. Recuperado:
<http://www.health.gov.au/internet/main/publishing.nsf/Content/health-publth-strateg-phys-act-guidelines>
3. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, y col. Physical activity and public health: Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sport Exerc.* 2007;39: 1423-1434. doi:10.1161/circulationaha.107.185649
4. Kraschnewski JL, Sciamanna CN, Poger JM, Rovniak LS, Lehman EB, Cooper AB, y col. Is strength training associated with mortality benefits? A 15 year cohort study of US older adults. *Prev Med.* 2016;24: 121-127. doi:10.1016/j.ypmed.2016.02.038
5. Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36: 674-688.
6. McGuigan MR, Wright GA, Fleck SJ. Strength training for athletes: does it really help sports performance?. *Int J Sport Physiol Perform.* 2012;7: 2-5.
7. González JJ, Ribas J. Bases de la programación del entrenamiento de fuerza. Barcelona: Inde; 2002.
8. Cavanagh PR. On 'muscle action' vs 'muscle contraction'. *J Biomech.* 1988;21: 69. doi:10.1016/0021-9290(88)90195-9
9. Knuttgen HG, Kraemer WJ. Terminology and Measurement in Exercise Performance. *J Strength Cond Res.* 1987;1: 1-10. doi:10.1519/00124278-198702000-00001
10. Donskoi DD, Zatziorsky VM. Biomecánica de los ejercicios físicos. Moscú: Raduga; 1989.
11. Huard J, Li Y, Fu FH. Muscle injuries and repair: current trends in research. *J Bone*

- Joint Surg Am. 2002;84-A: 822-832.
12. Salud muscular activa y precisión terapéutica. En: Elongación por biomecánica [Internet]. 2010. Recuperado: http://elongacionporbiomecanica.blogspot.com.es/2010_01_01_archive.html
 13. Siff M, Verkhoshansky Y V. Supertraining. Special Strength Training for Sporting Excellence. Escondido, California: Sports Training Co; 1996.
 14. Knuttgen HG, Komi P V. Basic Considerations for Exercise. Strength and Power in Sport. 2nd ed. Blackwell Science Ltd; 2003. pp. 3-7. doi:10.1002/9780470757215.ch1
 15. Kraemer WJ, Fleck SJ, Deschenes MR, William J. Kraemer, Steven J. Fleck MRD. Exercise physiology: integrating theory and application. Philadelphia: Lippicott Williams y Wilkins; 2012.
 16. Gerber JP, Marcus RL, Dibble LE, Greis PE, Burks RT, LaStayo PC. Effects of Early Progressive Eccentric Exercise on Muscle Structure After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. J Bone Jt Surg. 2007;89-A: 559-570. doi:10.2106/JBJS.F.00385
 17. Lindstedt SL, LaStayo PC, Reich TE. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. News Physiol Sci. 2001;16: 256-261.
 18. Colliander EB, Tesch PA. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. Acta Physiol Scand. 1990;140: 31-39. doi:10.1111/j.1748-1716.1990.tb08973.x
 19. Dudley GA, Tesch PA, Harris RT, Golden CL, Buchanan P. Influence of eccentric actions on the metabolic cost of resistance exercise. Aviat Space Environ Med. 1991;62: 678—682.
 20. Meylan C, Cronin J, Nosaka K. Isoinertial Assessment of Eccentric Muscular Strength. Strength Cond J. 2008;30: 56-64. doi:10.1519/Scs.0b013e31816a7037
 21. Katz B. The relation between force and speed in muscular contraction. J Physiol. 1939;96: 45-64. doi:10.1113/jphysiol.1939.sp003756
 22. Komi P V, Buskirk ER. Effect of Eccentric and Concentric Muscle Conditioning on Tension and Electrical Activity of Human Muscle. Ergonomics. 1972;15: 417-434. doi:10.1080/00140137208924444

23. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol.* 1996;81: 2339-2346.
24. Westing SH, Cresswell AG, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1991;62: 104-108. doi:10.1007/BF00626764
25. Hortobágyi T, Devita P, Money J, Barrier J. Effects of standard and eccentric overload strength training in young women. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33: 1206-1212. doi:10.1097/00005768-200107000-00020
26. Hather BM, Tesch PA, Buchanan P, Dudley GA. Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. *Acta Physiol Scand.* 1991;143: 177-185. doi:10.1111/j.1748-1716.1991.tb09219.x
27. Hortobagyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol.* 1996;80: 765-772.
28. Moore DR, Phillips SM, Babraj J a, Smith K, Rennie MJ. Myofibrillar and collagen protein synthesis in human skeletal muscle in young men after maximal shortening and lengthening contractions. *Am J Physiol Endocrinol Metab.* 2005;288: E1153-9. doi:10.1152/ajpendo.00387.2004
29. Phillips SM, Tipton KD, Aarsland A, Wolf SE, Wolfe RR. Mixed muscle protein synthesis and breakdown after resistance exercise in humans. *Am J Physiol.* 1997;273: E99-107. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e3826e
30. Gibala MJ, Interisano SA, Tarnopolsky MA, Roy BD, MacDonald JR, Yarasheski KE, y col. Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. *Can J Physiol Pharmacol.* 2000;78: 656-661. doi:10.1139/y00-036
31. Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL, Prior BM. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol.* 1996;81: 2173-2181.
32. Brandenburg JP, Docherty D. The effects of accentuated eccentric loading on strength, muscle hypertrophy, and neural adaptations in trained individuals. *J Strength Cond Res.* 2002;16: 25-32. doi:10.1519/1533-

- 4287(2002)016<0025:TEOAE>2.0.CO;2
33. Godard MP, Wygand JW, Carpinelli RN, Catalano S, Otto RM. Effects of Accentuated Eccentric Resistance Training on Concentric Knee Extensor Strength. *J Strength Cond Res.* 1998;12.
 34. Farthing JP, Chilibeck PD. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol.* 2003;89: 578-586. doi:10.1007/s00421-003-0842-2
 35. Jones C, Allen T, Talbot J, Morgan LD, Proske U. Changes in the mechanical properties of human and amphibian muscle after eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;76: 21-31. doi:10.1007/s004210050208
 36. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sport Exerc.* 2001;33: 783-790. doi:10.1097/00005768-200105000-00017
 37. Abbott BC, Bigland B. The effects of force and speed changes on the rate of oxygen consumption during negative work. *J Physiol.* 1953;120: 319-325.
 38. Asmussen E. Positive and Negative Muscular Work. *Acta Physiol Scand.* 1953;28: 364-382. doi:10.1111/j.1748-1716.1953.tb00988.x
 39. Caruso JF, Hernandez D a, Saito K, Cho M, Nelson NM. Inclusion of eccentric actions on net caloric cost resulting from isoinertial resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2003;17: 549-55. doi:10.1519/1533-4287(2003)017<0549:IOEAON>2.0.CO;2
 40. García-Lopez D, Cuevas MJ, Almar M, Lima E, De Paz JA, Gonzalez-Gallego J. Effects of eccentric exercise on NF-kappaB activation in blood mononuclear cells. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39: 653-664. doi:10.1249/mss.0b013e31802f04f6
 41. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Dyhre-Poulsen P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol.* 2000;89: 2249-2257. doi:10.1097/00005768-199805001-01178
 42. Duchateau J, Baudry S. Insights into the neural control of eccentric contractions. *J Appl Physiol.* 2014;116: 1418-1425. doi:10.1152/jappphysiol.00002.2013
 43. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J*

- Neurophysiol. 2001;86: 1764-1772. doi:Article
44. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Distinct brain activation patterns for human maximal voluntary eccentric and concentric muscle actions. *Brain Res.* 2004;1023: 200-12. doi:10.1016/j.brainres.2004.07.035
 45. Moritani T, Muramatsu S, Muro M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am J Phys Med Rehabil.* 1987;66: 338-350. doi:10.1097/00002060-198812000-00003
 46. Hortobágyi T, Houmard J, Fraser D, Dudek R, Lambert J, Tracy J. Normal forces and myofibrillar disruption after repeated eccentric exercise. *J Appl Physiol.* 1998;84: 492-498.
 47. McHugh MP. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2003;13: 88-97. doi:10.1034/j.1600-0838.2003.02477.x
 48. Morgan DL, Allen DG. Early events in stretch-induced muscle damage. *J Appl Physiol.* 1999;87: 2007-2015.
 49. Trappe TA, Carrithers JA, White F, Lambert CP, Evans WJ, Dennis RA. Titin and nebulin content in human skeletal muscle following eccentric resistance exercise. *Muscle Nerve.* 2002;25: 289-292. doi:10.1002/mus.10037
 50. Fridén J, Sjöström M, Ekblom B. Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *Int J Sports Med.* 1983;4: 170—176.
 51. Whitehead NP, Weerakkody NS, Gregory JE, Morgan DL, Proske U. Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *J Physiol.* 2001;533: 593-604. doi:10.1111/j.1469-7793.2001.0593a.x
 52. Norrbrand L, Fluckey J, Pozzo M, Tesch PA. Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol.* 2008;102: 271-281. doi:10.1007/s00421-007-0583-8
 53. Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA. Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Space Environ Med.* 2011;82: 13-19. doi:http://dx.doi.org/10.3357/ASEM.2867.2011
 54. Dudley GA, Tesch PA, Miller BJ, Buchanan P. Importance of eccentric actions in

- performance adaptations to resistance training. *Aviat Space Environ Med.* 1991;62: 543—550.
55. Moore CA, Schilling BK. Theory and Application of Augmented Eccentric Loading. *Strength Cond J.* 2005;27: 20-27.
 56. Tous J. Nuevas tendencias en fuerza y musculación. Barcelona: Ergo; 1999.
 57. Vitónica. En: Milón de Crotona y el principio de progresión: fitness en la antigua Grecia [Internet]. 2015. Recuperado: <http://www.vitonica.com/entrenamiento/milon-de-crotona-y-el-principio-de-progresion-fitness-en-la-antigua-grecia>
 58. Oshita K, Yano S. Relationship between force fluctuation in the plantar flexor and sustainable time for single-leg standing. *J Physiol Anthr.* 2010;29: 89-93.
 59. Cometti G. La pliometría. Barcelona: Inde; 1998.
 60. Seirul-lo F. Entrenamiento Coadyuvante. *Apunt Med Esportiva.* 1986;23: 38-41.
 61. Kraemer WJ, Fleck SJ, Evans WJ. Strength and Power Training: Physiological Mechanisms of Adaptation. *Exerc Sport Sci Rev.* 1996;24: 363-398.
 62. Hakkinen K, Pakarinen A, Alen M, Kauhanen H, Komi P V. Neuromuscular and hormonal adaptations in athletes to strength training in two years. *J Appl Physiol.* 1988;65: 2406-2412.
 63. Folland JP, Williams AG. The Adaptations to Strength Training. *Sport Med.* 2007;37: 145-168. doi:10.2165/00007256-200737020-00004
 64. Kanehisa H, Miyashita M. Specificity of velocity in strength training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1983;52: 104-106.
 65. McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2006;20: 915-918. doi:10.1519/R-19305.1
 66. Styles WJ, Matthews MJ, Comfort P. Effects of strength training on squat and sprint performance in soccer players. *J Strength Cond Res.* 2016;30: 1534-1539. doi:10.1519/JSC.0000000000001243
 67. McBride JM, Triplett-Mcbride T, Davie A, Newton RU. The Effect of Heavy- Vs. Light-Load Jump Squats on the Development of Strength, Power, and Speed. *J Strength Cond Res.* 2002;16: 75-82.

68. Harries SK, Lubans DR, Callister R. Resistance training to improve power and sports performance in adolescent athletes: A systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2012;15: 532-540. doi:10.1016/j.jsams.2012.02.005
69. Yamamoto LM, Klau JF, Casa DJ, Kraemer WJ, Armstrong LE, Maresh CM. The effects of resistance training on road cycling performance among highly trained cyclists: a systematic review. *J Strength Cond Res*. 2010;24: 560-566. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c86583
70. Yamamoto LM, Lopez RM, Klau JF, Casa DJ, Kraemer WJ, Maresh CM. The effects of resistance training on endurance distance running performance among highly trained runners: a systematic review. *J Strength Cond Res*. 2008;22: 2036-2044. doi:10.1519/JSC.0b013e318185f2f0
71. Silva JR, Nassis GP, Rebelo A. Strength training in soccer with a specific focus on highly trained players. *Sport Med - open*. 2015;1: 1. doi:10.1186/s40798-015-0006-z
72. Faigenbaum AD, Lloyd RS, MacDonald J, Myer GD. Citius, Altius, Fortius: beneficial effects of resistance training for young athletes: Narrative review. *Br J Sports Med*. England; 2016;50: 3-7. doi:10.1136/bjsports-2015-094621
73. Seitz LB, Reyes A, Tran TT, Saez de Villarreal E, Haff GG. Increases in lower-body strength transfer positively to sprint performance: a systematic review with meta-analysis. *Sports Med*. 2014;44: 1693-1702. doi:10.1007/s40279-014-0227-1
74. Beattie K, Kenny IC, Lyons M, Carson BP. The effect of strength training on performance in endurance athletes. *Sport Med*. 2014;44: 845-865. doi:10.1007/s40279-014-0157-y
75. Behringer M, Vom Heede A, Matthews M, Mester J. Effects of strength training on motor performance skills in children and adolescents: a meta-analysis. *Pediatr Exerc Sci*. 2011;23: 186-206. doi:10.1186/1471-2393-11-66
76. Markovic G, Mikulic P. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sport Med*. 2010;40: 859-895. doi:10.2165/11318370-000000000-00000
77. Gleeson M, Blannin KA, Walsh PN, Field ECN, Pritchard CJ. Effect of exercise-induced muscle damage on the blood lactate response to incremental exercise in

- humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77: 292-295. doi:10.1007/s004210050336
78. Romero D, Tous J. *Prevención de lesiones en el deporte: Claves para un rendimiento deportivo óptimo.* Editorial Médica Panamericana; 2011.
 79. Eils E, Schröter R, Schröderr M, Gerss J, Rosenbaum D. Multistation proprioceptive exercise program prevents ankle injuries in basketball. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42: 2098-2105. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e03667
 80. Hébert-Losier K, Holmberg HC. What are the exercise-based injury prevention recommendations for recreational alpine skiing and snowboarding?: A systematic review. *Sport Med.* 2013;43: 355-366. doi:10.1007/s40279-013-0032-2
 81. Hübscher M, Zech A, Pfeifer K, Hänsel F, Vogt L, Banzer W. Neuromuscular training for sports injury prevention: A systematic review. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42: 413-421. doi:10.1249/MSS.0b013e3181b88d37
 82. Lauersen JB, Bertelsen DM, Andersen LB. The effectiveness of exercise interventions to prevent sports injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med.* 2014;48: 871-877. doi:10.1136/bjsports-2013-092538
 83. Paszkewicz J, Webb T, Waters B, Welch McCarty C, Van Lunen B. The effectiveness of injury-prevention programs in reducing the incidence of anterior cruciate ligament sprains in adolescent athletes. *J Sport Rehabil.* 2012;21: 371-377.
 84. Riva D, Bianchi R, Rocca F, Mamo C. Proprioceptive training and injury prevention in a professional men's basketball team. *J Strength Cond Res.* 2016;30: 461-475. doi:10.1519/JSC.0000000000001097
 85. Schiftan GS, Ross LA, Hahne AJ. The effectiveness of proprioceptive training in preventing ankle sprains in sporting populations: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport.* 2015;18: 238-44. doi:10.1016/j.jsams.2014.04.005
 86. Soomro N, Sanders R, Hackett D, Hubka T, Ebrahimi S, Freeston J, y col. The Efficacy of Injury Prevention Programs in Adolescent Team Sports: A Meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2015; doi:10.1177/0363546515618372
 87. Stege MHP, Dallinga JM, Benjaminse A, Lemmink KAPM. Effect of Interventions on Potential, Modifiable Risk Factors for Knee Injury in Team Ball Sports: A Systematic

- Review. *Sport Med.* 2014;44: 1403-1426. doi:10.1007/s40279-014-0216-4
88. Sugimoto D, Myer GD, Foss KDB, Hewett TE. Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis. *Br J Sports Med.* England; 2015;49: 282-289. doi:10.1136/bjsports-2014-093461
 89. Fort Vanmeerhaeghe A, Romero Rodriguez D. Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. *Apunt Med l'Esport.* 2013;48: 69-76. doi:10.1016/j.apunts.2012.09.002
 90. Hewett TE, Paterno M V, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; 76-94. doi:10.1097/01.blo.0000026962.51742.99
 91. Lephart SM, Fu FH. *Proprioception Control in Joint Stability.* Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2000.
 92. Røijezon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation: Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Man Ther.* 2015;20: 368-377. doi:10.1016/j.math.2015.01.008
 93. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31: 546-566. doi:10.2519/jospt.2001.31.10.546
 94. Cometti G. *Los métodos modernos de musculación.* 4ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2005.
 95. Lloyd DG. Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in australian football. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2001;31: 645-654. doi:10.2519/jospt.2001.31.11.645
 96. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology.* 11th ed. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier; 2006.
 97. Ford KR, van den Bogert J, Myer GD, Shapiro R, Hewett TE. The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2008;42: 561-566. doi:10.1136/bjism.2007.044883
 98. Hewett TE. Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes: Part 2, A Meta-

- analysis of Neuromuscular Interventions Aimed at Injury Prevention. *Am J Sports Med.* 2005;34: 490-498. doi:10.1177/0363546505282619
99. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports.* 2001;11: 64-80. doi:10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x
 100. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002;37: 71-79. doi:10.1016/j.jconhyd.2010.08.009
 101. Ageberg E. Postural control in single-limb stance in individuals with anterior cruciate ligament injury and uninjured controls [Internet]. Lund University. 2003. Recuperado: <https://lup.lub.lu.se/search/publication/466255>
 102. Roberts D. Sensory Aspects of Knee Injuries [Internet]. Lund University. 2003. Recuperado: <https://lup.lub.lu.se/search/publication/466532>
 103. Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, y col. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2009;43: 556-568. doi:10.1136/bjism.2008.051417
 104. Reeves ND, Maganaris CN, Longo S, Narici M V. Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Exp Physiol.* 2009;94: 825-833. doi:10.1113/expphysiol.2009.046599
 105. Hollander DB, Kraemer RR, Kilpatrick MW, Ramadan ZG, Reeves G V, Francois M, y col. Maximal eccentric and concentric strength discrepancies between young men and women for dynamic resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2007;21: 34-40. doi:10.1519/R-18725.1
 106. Fernandez-Gonzalo R, Bresciani G, de Souza-Teixeira F, Hernandez-Murua JA, Jimenez-Jimenez R, Gonzalez-Gallego J, y col. Effects of a 4-week eccentric training program on the repeated bout effect in young active women. *J Sport Sci Med.* 2011;10: 692-699.
 107. Gillies E, Putman C, Bell G. The effect of varying the time of concentric and eccentric muscle actions during resistance training on skeletal muscle adaptations in women. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97: 443-453. doi:10.1007/s00421-006-0192-y

108. Hamlin MJ, Quigley BM. Quadriceps concentric and eccentric exercise 1: changes in contractile and electrical activity following eccentric and concentric exercise. *J Sci Med Sport*. 2001;4: 88-103. doi:10.1016/S1440-2440(01)80011-6
109. Newham D, McPhail G, Mills K, Edwards R. Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *J Neurol Sci*. 1983;61: 109-122.
110. Fridén J, Sjöström M, Ekblom B. A morphological study of delayed muscle soreness. *Experientia*. 1981;37: 506-507. doi:10.1007/BF01986165
111. Abbott BC, Bigland B, Ritchie JM. The physiological cost of negative work. *J Physiol*. 1952;117: 380-390. doi:10.1113/jphysiol.1952.sp004755
112. Elmer S, Hahn S, McAllister P, Leong C, Martin J. Improvements in multi-joint leg function following chronic eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports*. 2012;22: 653-661. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01291.x
113. LaStayo PC, Pierotti DJ, Pifer J, Hoppeler H, Lindstedt SL. Eccentric ergometry: increases in locomotor muscle size and strength at low training intensities. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2000;278: R1282-R1288.
114. Petersen FB. A bicycle ergometer for investigating the effect of eccentric exercise with arms and legs. *Int Zeitschrift für Angew Physiol einschließlich Arbeitsphysiologie*. 1969;27: 133-137. doi:10.1007/BF00697926
115. Elmer SJ, Danvind J, Holmberg H-C. Development of a Novel Eccentric Arm Cycle Ergometer for Training the Upper Body. *Med Sci Sport Exerc*. 2013;45: 206-211. doi:10.1249/MSS.0b013e318269c79c
116. Marcus RL, Smith S, Morrell G, Addison O, Dibble LE, Wahoff-Stice D, y col. Comparison of combined aerobic and high-force eccentric resistance exercise with aerobic exercise only for people with type 2 diabetes mellitus. *Phys Ther*. 2008;88: 1345-1354. doi:10.2522/ptj.20080124
117. Doan BK, Newton RU, Marsit JL, Triplett-McBride NT, Koziris LP, Fry AC, y col. Effects of increased eccentric loading on bench press 1RM. *J Strength Cond Res*. 2002;16: 9-13. doi:10.1519/1533-4287(2002)016<0009:EOIELO>2.0.CO;2
118. Frohm A, Halvorsen K, Thorstensson A. A new device for controlled eccentric overloading in training and rehabilitation. *Eur J Appl Physiol*. 2005;94: 168-174. doi:10.1007/s00421-004-1298-8

119. Kaminski TW, Wabbersen C V., Murphy RM. Concentric versus enhanced eccentric hamstring strength training: Clinical implications. *J Athl Train.* 1998;33: 216-221.
120. Guilhem G, Guével A, Cornu C. A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20: 1000-1006. doi:10.1016/j.jelekin.2010.03.009
121. Berg HE, Tesch A. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Sp Env Med.* 1994;65: 752-756. doi:10.1186/1743-0003-11-150
122. Hill A V. The mechanism of muscular contraction. *Physiol Rev.* 1922;2: 310-341.
123. Dodge R, Fisher B, King J, Kuehl P, Matsuki S, Boyajian D, y col. On Flywheel Leg Press Design and its Benefits. *Int J Sport Sci Eng.* 2013;07: 87-100.
124. Cotter JA, Yu A, Haddad F, Kreitenberg A, Baker MJ, Tesch PA, y col. Concurrent exercise on a gravity-independent device during simulated microgravity. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47: 990-1000. doi:10.1249/MSS.0000000000000483
125. de Hoyo M, Pozzo M, Sanudo B, Carrasco L, Gonzalo-Skok O, Dominguez-Cobo S, y col. Effects of a 10-week in-season eccentric-overload training program on muscle-injury prevention and performance in junior elite soccer players. *Int J Sport Physiol Perform.* 2015;10: 46-52. doi:10.1123/ijsp.2013-0547
126. Naczk M, Naczk A, Brzenczek-Owczarzak W, Arlet J, Adach Z. Impact of inertial training on strength and power performance in young active men. *J Strength Cond Res.* 2013; doi:10.1519/JSC.0b013e3182a993c2
127. Brzenczek-Owczarzak W, Naczk M, Arlet J, Forjasz J, Jedrzejczak T, Adach Z. Estimation of the efficacy of inertial training in older women. *J Aging Phys Act.* 2013;21: 433-443.
128. Chiu LZ, Salem GJ. Comparison of joint kinetics during free weight and flywheel resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2006;20: 555-562. doi:10.1519/r-18245.1
129. Bentley JR, Leach MA, Mccleary F, Smith C, Norcross J, Hagan RD. Advanced Resistive Exercise Device (ARED) Man-In-The- Loop Test (MILT) [Internet]. 2006. Recuperado: http://ston.jsc.nasa.gov/collections/trs/_techrep/TP-2006-213717.pdf
130. Advanced Resistive Exercise Device (ARED). En: International Space Station

[Internet].

Recuperado:

http://www.nasa.gov/mission_pages/station/research/experiments/1001.html

131. Caruso JF, Hari P, Coday MA, Leeper A, Ramey E, Monda JK, y col. Performance Evaluation of a High-Speed Inertial Exercise Trainer. *J Strength Cond Res.* 2008;22: 1760-1768.
132. Paschalis V, Theodorou AA, Panayiotou G, Kyparos A, Patikas D, Grivas G V, y col. Stair Descending Exercise Using a Novel Automatic Escalator: Effects on Muscle Performance and Health- Related Parameters. *PLoS One.* 2013;8: 56218. doi:10.1371/journal.pone.0056218
133. Berg HE, Tesch PA. Designing methods for musculoskeletal conditioning in weightlessness. *Physiologist.* 1992;35: 96-98.
134. Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110: 997-1005. doi:10.1007/s00421-010-1575-7
135. Murphy AJ, Wilson GJ, Pryor JF. Use of the iso-inertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1994;69: 250-257. doi:10.1007/BF01094797
136. Lienhard K, Lauermann SP, Schneider D, Item-Glatthorn JF, Casartelli NC, Maffiuletti NA. Validity and reliability of isometric, isokinetic and isoinertial modalities for the assessment of quadriceps muscle strength in patients with total knee arthroplasty. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23: 1283-1288. doi:10.1016/j.jelekin.2013.09.004
137. Pallarés J, Sánchez-Medina L, Pérez C, De La Cruz-Sánchez E, Mora-Rodríguez R. Imposing a pause between the eccentric and concentric phases increases the reliability of isoinertial strength assessments. *J Sports Sci.* 2014;32: 1165-1175. doi:10.1080/02640414.2014.889844
138. Buckthorpe M, Erskine RM, Fletcher G, Folland JP. Task-specific neural adaptations to isoinertial resistance training. *Scand J Med Sci Sport.* 2014; 640-649. doi:10.1111/sms.12292
139. Meylan CMP, Cronin JB, Oliver JL, Hughes MMG, Jidovtseff B, Pinder S. The reliability of isoinertial force-velocity-power profiling and maximal strength assessment in youth. *Sports Biomech.* 2015;3141: 1-13.

- doi:10.1080/14763141.2014.982696
140. Tesch PA, Ekberg A, Lindquist DM, Trieschmann JT. Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiol Scand*. 2004;180: 89-98. doi:10.1046/j.0001-6772.2003.01225.x
 141. Alkner BA, Berg HE, Kozlovskaya I, Sayenko D, Tesch PA. Effects of strength training, using a gravity-independent exercise system performed during 110 days of simulated space station confinement. *Eur J Appl Physiol*. 2003;90: 44-49. doi:10.1007/s00421-003-0850-2
 142. Alkner BA, Tesch PA. Knee extensor and plantar flexor muscle size and function following 90 days of bed rest with or without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2004;93: 294-305. doi:10.1007/s00421-004-1172-8
 143. Rittweger J, Frost HM, Schiessl H, Ohshima H, Alkner B, Tesch P, y col. Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: Results from the LTBR study. *Bone*. 2005;36: 1019-1029. doi:10.1016/j.bone.2004.11.014
 144. Rittweger J, Felsenberg D. Recovery of muscle atrophy and bone loss from 90 days bed rest: Results from a one-year follow-up. *Bone*. 2009;44: 214-224. doi:10.1016/j.bone.2008.10.044
 145. Guinet P, Schneider SM, Macias BR, Watenpaugh DE, Hughson RL, Le Traon AP, y col. WISE-2005: Effect of aerobic and resistive exercises on orthostatic tolerance during 60 days bed rest in women. *Eur J Appl Physiol*. 2009;106: 217-227. doi:10.1007/s00421-009-1009-6
 146. Hueser D, Wolff C, Berg HE, Tesch PA, Cork MT. The fly wheel exercise device (FWED): A countermeasure against bone loss and muscle atrophy. *Acta Astronaut*. 2008;62: 232-239.
 147. Seynnes OR, de Boer M, Narici M V. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*. 2007;102: 368-373. doi:10.1152/jappphysiol.00789.2006
 148. Jones D a, Rutherford OM. Human muscle strength training: the effects of three different regimens and the nature of the resultant changes. *J Physiol*. 1987;391: 1-11.

149. Narici M V, Hoppeler H, Kaser B, Landoni L, Claassen H, Gavardi C, y col. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol Scand.* 1996;157: 175-186. doi:10.1046/j.1365-201X.1996.483230000.x
150. Ploutz LL, Tesch PA, Biro RL, Dudley GA. Effect of resistance training on muscle use during exercise. *J Appl Physiol.* 1994;76: 1675-1681.
151. Onambele GL, Maganaris CN, Mian OS, Tam E, Rejc E, McEwan IM, y col. Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *J Biomech.* 2008;41: 3133-3138. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.09.004
152. Romero-Rodriguez D, Gual G, Tesch PA. Efficacy of an inertial resistance training paradigm in the treatment of patellar tendinopathy in athletes: A case-series study. *Phys Ther Sport.* 2011;12: 43-48. doi:10.1016/j.ptsp.2010.10.003
153. Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sport.* 2003;13: 244-250. doi:10.1034/j.1600-0838.2003.00312.x
154. Fernandez-Gonzalo R, Tesch PA, Linnehan RM, Kreider RB, Di Salvo V, Suarez-Arrones L, y col. Individual Muscle use in Hamstring Exercises by Soccer Players Assessed using Functional MRI. *Int J Sports Med.* 2016; doi:10.1055/s-0042-100290
155. Fernández-Gonzalo R, Fernandez-Gonzalo S, Turon M, Prieto C, Tesch PA, García-Carreira M del C. Muscle, functional and cognitive adaptations after flywheel resistance training in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil.* 2016;13: 37. doi:10.1186/s12984-016-0144-7
156. Vázquez-Guerrero J, Moras G, Baeza J, Rodríguez-Jiménez S. Force Outputs during Squats Performed Using a Rotational Inertia Device under Stable versus Unstable Conditions with Different Loads. *PLoS One.* 2016;11: e0154346. doi:10.1371/journal.pone.0154346
157. De Hoyo M, Sañudo B, Carrasco L, Domínguez-Cobo S, Mateo-Cortes J, Cadenas-Sánchez MM, y col. Effects of Traditional Versus Horizontal Inertial Flywheel Power Training on Common Sport-Related Tasks. *J Hum Kinet.* 2015;47: 155-167. doi:10.1515/hukin-2015-0071

158. Tous-Fajardo J, Gonzalo-Skok O, Arjol-Serrano JL, Tesch P. Enhancing Change-of-Direction Speed in Soccer Players by Functional Inertial Eccentric Overload and Vibration Training. *Int J Sports Physiol Perform.* 2015;11: 66-73. doi:10.1123/ijsp.2015-0010
159. Carmona G, Guerrero M, Cussó R, Padullés JM, Moras G, Lloret M, y col. Muscle enzyme and fiber type-specific sarcomere protein increases in serum after inertial concentric-eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25: e547-e557. doi:10.1111/sms.12363
160. Elvira JLL. Control y análisis del equilibrio y la estabilidad en la actividad física y el deporte. En: Izquierdo M, editor. *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte.* Buenos Aires: Panamericana; 2008. pp. 259-280.
161. Vera-García FJ, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira JLL. Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Rev Andaluza Med del Deport.* 2015;8: 79-85. doi:10.1016/j.ramd.2014.02.004
162. Reeves N, Narendra K, Cholewicki J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech.* 2007;22: 266-274.
163. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006;35: 7-11. doi:10.1093/ageing/afl077
164. Swinnen SP, Heuer H, Casaer P. *Interlimb Coordination: Neural, Dynamical, and Cognitive Constrains.* 1st ed. Philadelphia PA: Academic Press; 2009.
165. Kibele A, Granacher U, Muehlbauer T, Behm DG. Stable, unstable, and metastable states of equilibrium: Definitions and applications to human movement. *J Sport Sci Med.* 2015;14: 885-887.
166. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. *Acta Orthop.* 1989;60: 1-54. doi:10.3109/17453678909154177
167. Bartlett R. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns.* 2nd ed. Sports Biomechanics. London: Routledge; 2007.
168. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics.* 2nd ed. Chico, CA: Springer; 2007.
169. Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *J Biomech.*

- 2005;38: 1-8. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.025
170. Hudson JL. Proceedings of the XIIIth International Symposium on Biomechanics in Sports. Ontario: T. Bauer; 1996.
 171. Kreighbaum E, Barthels KM. Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement. 4th ed. Boston: Allyn and Bacon; 1996.
 172. Burkett B. Sport Mechanics for Coaches. 3rd ed. Champaign, Ill: Human Kinetics; 2010.
 173. Loram ID, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol.* 2002;540: 1111-1124. doi:10.1113/jphysiol.2001.013077
 174. Tschoegl NW. Fundamentals of Equilibrium and Steady State Thermodynamics. 1st ed. Amsterdam: Elsevier; 2000.
 175. Kelso JAS. An Essay on Understanding the Mind. *Ecol Psychol.* 2008;20: 180-208.
 176. den Hollander WTF. Methods of Contemporary Mathematical Statistical Physics. Berlin: Springer; 2009.
 177. Heredia JR, Chulvi I, Isidro F, Marín M, Ramón M. El entrenamiento funcional y la inestabilidad en el fitness [Internet]. Buenos Aires; febrero de 2008. Recuperado: <http://www.efdeportes.com/efd117/el-entrenamiento-funcional-y-la-inestabilidad-en-el-fitness.htm>
 178. Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional. Paris: Masson; 2006.
 179. Isidro FP, Heredia JR, Ramón Costa M, Pinsach P. Entrenamiento funcional: revisión y replanteamientos. En: Isidro FP, editor. Manual del entrenador personal: del fitness al wellness. Badalona: Paidotribo; 2007. pp. 353-375.
 180. Hernando G, Cañadas M, Barrejón A. Materiales inestables en entrenamiento personal. En: Hernando G, editor. Nuevas tendencias en entrenamiento personal. Barcelona: Paidotribo; 2009. pp. 224-257.
 181. Peña G, Heredia Elvar JR, Moral S, Mata F, Da Silva Grigoletto ME. Evidencias sobre los Efectos del Entrenamiento Inestable para la Salud y el Rendimiento. *PubliCE Stand.* 2012; 1-15.
 182. Behm DG, Anderson KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res.* 2006;20: 716-722. doi:10.1519/r-18475.1

183. Anderson K, Behm DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sport Med.* 2005;35: 43-53. doi:10.2165/00007256-200535010-00004
184. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sport Phys Ther.* 2012;7: 226-241.
185. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010;35: 109-112. doi:10.1139/H09-128
186. Kibele AR, Behm D. Seven weeks of instability and traditional resistance training effects on strength, balance and functional performance. *J Strength Cond Res.* 2009;23: 2443-2450.
187. Behm DG, Muehlbauer T, Kibele A, Granacher U. Effects of Strength Training Using Unstable Surfaces on Strength, Power and Balance Performance Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sport Med.* 2015;45: 1645-1669. doi:10.1007/s40279-015-0384-x
188. Behm DG, Colado Sanchez JC. Instability resistance training across the exercise continuum. *Sports Health.* 2013;5: 500-3. doi:10.1177/1941738113477815
189. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010;35: 91-108. doi:10.1139/H09-127
190. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The Role of Instability Rehabilitative Resistance Training for the Core Musculature. *Strength Cond J.* 2011;33: 72-81. doi:10.1519/SSC.0b013e318213af91
191. Viru A, Loko J, Harro M, Volver A, Laaneots L, Viru M. Critical Periods in the Development of Performance Capacity During Childhood and Adolescence. *Eur J Phys Educ.* Routledge; 1999;4: 75-119. doi:10.1080/1740898990040106
192. Stanton R, Reaburn PR, Humphries B. The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *J Strength Cond Res.* 2004;18: 522-528. doi:10.1519/1533-4287(2004)18<522:teossb>2.0.co;2
193. Sukalinggam CL, Sukalinggam GL, Kasim F, Yusof A. Stability Ball Training on Lower Back Strength has Greater Effect in Untrained Female Compared to Male. *J Hum*

- Kinet. 2012;33: 133-41. doi:10.2478/v10078-012-0052-2
194. Stanforth D, Stanforth PR, Hahn SR, Phillips A. A 10-week training study comparing resistaball and traditional trunk training. *J Danc Med Sci.* 1998;2: 134-140.
 195. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J Strength Cond Res.* 2009;23: 133-140. doi:10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5
 196. Carter JM, Beam WC, McMahan SG, Barr ML, Brown LE. The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals. *J Strength Cond Res.* 2006;20: 429-435.
 197. Cuğ M, Ak E, Özdemir RA, Korkusuz F, Behm DG. The effect of instability training on knee joint proprioception and core strength. *J Sport Sci Med.* 2012;11: 468-474.
 198. Maté-Muñoz JL, Antón AJM, Jiménez PJ, Garnacho-Castaño M V. Effects of instability versus traditional resistance training on strength, power and velocity in untrained men. *J Sport Sci Med.* 2014;13: 460-468. doi:10.1519/JSC.0b013e3181df7fe4
 199. Granacher U, Lacroix A, Muehlbauer T, Roettger K, Gollhofer A. Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology.* 2013;59: 105-113. doi:10.1159/000343152
 200. Seo B-D, Yun Y-D, Kim H-R, Lee S-H. Effect of 12-week Swiss Ball Exercise Program on Physical Fitness and Balance Ability of Elderly Women. *J Phys Ther Sci.* 2012;24: 11-15. doi:10.1589/jpts.24.11
 201. Chulvi-Medrano I, Colado JC, Pablos C, Naclerio F, Garcia-Masso X. A lower-limb training program to improve balance in healthy elderly women using the T-bow device. *Phys Sport.* 2009;37: 127-135. doi:10.3810/psm.2009.06.1719
 202. Bosco C. *La fuerza Muscular Aspectos metodológicos.* Barcelona: Inde; 2000.
 203. Naclerio F. Entrenamiento de fuerza y prescripción del ejercicio. En: Jiménez Gutiérrez A, editor. *Entrenamiento personal : bases, fundamentos y aplicaciones.* Barcelona: Inde; 2005. pp. 87-134.
 204. Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature.* 1998;394: 780-784.

205. Christou EA. Visual Feedback Attenuates Force Fluctuations Induced by a Stressor. *Med Sci Sport Exerc.* 2005;37: 2126-2133.
206. Christou EA, Carlton LG. Old Adults Exhibit Greater Motor Output Variability Than Young Adults Only During Rapid Discrete Isometric Contractions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001;56: B524-B532. doi:10.1093/gerona/56.12.B524
207. Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Fukunaga T. Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *J Appl Physiol.* 2004;97: 2121-2131. doi:10.1152/jappphysiol.00418.2004
208. Shinohara M, Latash ML, Zatsiorsky VM. Age effects on force produced by intrinsic and extrinsic hand muscles and finger interaction during MVC tasks. *J Appl Physiol.* 2003;95: 1361-1369. doi:10.1152/jappphysiol.00070.2003
209. Hunter SK, Lepers R, MacGilliss CJ, Enoka RM. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *J Appl Physiol.* 2003;94: 2439-2447. doi:10.1152/jappphysiol.01038.2002
210. Tracy BL, Maluf KS, Stephenson JL, Hunter SK, Enoka RM. Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle Nerve.* 2005;32: 533-540. doi:10.1002/mus.20392
211. Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, y col. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13: 1-12. doi:10.1016/s1050-6411(02)00084-6
212. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci.* 1991;88: 2297-2301. doi:10.1073/pnas.88.6.2297
213. Rezek IA, Roberts SJ. Stochastic complexity measures for physiological signal analysis. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1998;45: 1186-1191. doi:10.1109/10.709563
214. Burioka N, Cornelissen G, Halberg F, Kaplan DT, Suyama H, Sako T, y col. Approximate entropy of human respiratory movement during eye-closed waking and different sleep stages. *Chest.* 2003;123: 80-86.
215. Pincus SM, Goldberger AL. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *Am J Physiol.* 1994;266: H1643-H1656.

216. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Hear Circ Physiol*. 2000;278: H2039-H2049.
217. Cavanaugh JT, Kochi N, Stergiou N. Nonlinear analysis of ambulatory activity patterns in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2010;65: 197-203. doi:10.1093/gerona/glp144
218. Sosnoff JJ, Goldman MD, Motl RW. Real-life walking impairment in multiple sclerosis: preliminary comparison of four methods for processing accelerometry data. *Mult Scler*. 2010;16: 868-877. doi:10.1177/1352458510373111
219. Deffeyes JE, Harbourne RT, Stuberger WA, Stergiou N. Approximate entropy used to assess sitting postural sway of infants with developmental delay. *Infant Behav Dev*. 2011;34: 81-99. doi:10.1016/j.infbeh.2010.10.001
220. Rhea CK, Silver TA, Hong SL, Ryu JH, Studenka BE, Hughes CML, et al. Noise and Complexity in Human Postural Control: Interpreting the Different Estimations of Entropy. *PLoS One*. 2011;6: e17696. doi:10.1371/journal.pone.0017696
221. Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopaedics. *J Clin Monit Comput*. 2006;20: 11-18. doi:10.1007/s10877-006-1032-7
222. Rathleff MS, Samani A, Olesen CG, Kersting UG, Madeleine P. Inverse relationship between the complexity of midfoot kinematics and muscle activation in patients with medial tibial stress syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21: 638-644. doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.001
223. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res*. 2004;18: 637-640. doi:10.1519/1533-4287(2004)18<637:moeaal>2.0.co;2
224. Cowley PM, Swensen T, Sforzo GA. Efficacy of instability resistance training. *Int J Sport Med*. 2007;28: 829-835. doi:10.1055/s-2007-964893
225. Keogh JW, Aickin SE, Oldham ARH. Can Common Measures of Core Stability Distinguish Performance in a Shoulder Pressing Task Under Stable and Unstable Conditions? *J Strength Cond Res*. 2010;24: 422-429.

- doi:10.1519/JSC.0b013e3181c7c6b9
226. Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2010;24: 313-321. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c8655a
 227. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J Strength Cond Res.* 2007;21: 343-347. doi:10.1519/r-17435.1
 228. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui A V, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010;24: 1028-1033. doi:10.1519/JSC.0b013e3181ca4fb8
 229. Saeterbakken AH, Fimland MS. Electromyographic Activity and 6RM Strength in Bench Press on Stable and Unstable Surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27: 1101-1107. doi:10.1519/JSC.0b013e3182606d3d
 230. Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013;27: 130-136. doi:10.1519/JSC.0b013e3182541d43
 231. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sport Physiol Perform.* 2010;5: 177-183. doi:10.1097/01.JSC.0000367168.56347.0a.
 232. Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm DG. Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int J Sport Physiol Perform.* 2007;2: 400-413.
 233. Zemková E, Jeleň M, Ollé G, Vilman T, Hamar D. Power production during bench press with different ranges of motion on stable and unstable surfaces. 2013;14: 328-333. doi:110.2478/humo-2013-0039
 234. Zemková E, Jelen M, Kovacikova Z, Olle G, Vilman T, Hamar D. Weight Lifted and Countermovement Potentiation of Power in Concentric Phase of Unstable and Traditional Resistance Exercise. *J Appl Biomech.* 2013;30: 213-220.
 235. Kang JH, Hyong IH. Analysis of Electromyographic Activities of Ankle Muscles at Different Levels of Instability of Unstable Surfaces. *J Phys Ther Sci.* 2012;24: 1333-1335. doi:10.1589/jpts.24.1333

236. Hyong IH, Kang JH. Activities of the Vastus Lateralis and Vastus Medialis Oblique Muscles during Squats on Different Surfaces. *J Phys Ther Sci.* 2013;25: 915-917. doi:10.1589/jpts.25.915
237. Blatnik JA, Skinner JW, McBride JM. Effect of supportive equipment on force, velocity, and power in the squat. *J Strength Cond Res.* 2012;26: 3204-3208. doi:10.1519/JSC.0b013e3182736641
238. Sparkes R, Behm DG. Training Adaptations Associated With an 8-Week Instability Resistance Training Program With Recreationally Active Individuals. *J Strength Cond Res.* 2010;24: 1931-1941 10.1519/JSC.0b013e3181df7fe4.
239. Marinkovic M, Bratić M, Ignjatović A, Radovanović D. Effects of 8-Week instability resistance training on maximal strength in inexperienced young individuals. *Servian J Sport Sci.* 2012;6: 17-21.
240. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Adaptations in Athletic Performance after Ballistic Power versus Strength Training. *Med Sci Sport Exerc.* 2010;42: 1582-1598. doi:10.1249/MSS.0b013e3181d2013a
241. Couceiro MS, Dias G, Mendes R, Araujo D. Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *J Mot Behav.* 2013;45: 37-53. doi:10.1080/00222895.2012.740100
242. Moras G, Vázquez-Guerrero J. Force production during squats performed with a rotational resistance device under stable versus unstable conditions. *J Phys Ther Sci.* 2015;27: 3401-3406. doi:10.1589/jpts.27.3401
243. Yentes JM, Hunt N, Schmid KK, Kaipust JP, McGrath D, Stergiou N. The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Ann Biomed Eng.* 2013;41: 349-365. doi:10.1007/s10439-012-0668-3
244. Meyer DE, Smith JEK, Wright CE. Models for the speed and accuracy of aimed movements. *Psychol Rev.* 1982;89: 449-482.
245. Hancock PA, Newell KM. The Movement Speed-Accuracy Relationship in Space-Time. En: Heuer H, Kleinbeck U, Schmidt K-H, editores. *Motor Behavior: Programming, Control, and Acquisition.* Berlin, Heidelberg: Springer; 1985. pp. 153-188. doi:10.1007/978-3-642-69749-4_5
246. Slifkin AB, Newell KM. Noise, information transmission, and force variability. *J Exp*

- Psychol Hum Percept Perform. 1999;25: 837-851. doi:10.1037//0096-1523.25.3.837
247. Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture*. 2008;28: 179-186. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.002
248. Berg HE, Tesch PA. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut*. 2001/09/07 ed. 1998;42: 219-230.
249. Oshita K, Yano S. Asymmetry of force fluctuation during low and moderate intensity isometric knee extensions. *Percept Mot Ski*. 2011/08/23 ed. 2011;112: 860-870.
250. Couceiro MS, Dias G, Mendes R, Araújo D. Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *J Mot Behav*. 2013;45: 37-53. doi:10.1080/00222895.2012.740100
251. Pincus SM, Hartman ML, Roelfsema F, Thorner MO, Veldhuis JD. Hormone pulsatility discrimination via coarse and short time sampling. *Am J Physiol*. 1999/11/24 ed. 1999;277: E948-57.
252. Chen X, Solomon I, Chon K. Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005;4: 4212-4215. doi:10.1109/jembs.2005.1615393
253. D E, Meyer; J E Keith Smith; C E W. Models for the speed and accuracy of aimed movements. *Psychol Rev*. 1982;89: 449-82.

ESTUDIO

I



Force production during squats performed with a rotational resistance device under stable versus unstable conditions

GERARD MORAS^{1)*}, JAIRO VÁZQUEZ-GUERRERO^{1, 2)}

¹⁾ Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya, Barcelona University: Avinguda de l'Estadi s/n Anella Olímpica de Montjuïc, 08038 Barcelona, Spain

²⁾ FCBarcelona, Spain

Abstract. [Purpose] Force production during a squat action on a rotational resistance device (RRD) under stable and unstable conditions. [Subjects and Methods] Twenty-one healthy males were asked to perform six sets of six repetitions of squats on an RRD on either stable or unstable surfaces. The stable and unstable sets were performed on different days. Muscular outputs were obtained from a linear encoder and a strain gauge fixed to a vest. [Results] Overall, the results showed no significant differences for any of the dependent variables across exercise modes. Force_{mean} outputs were higher in the concentric phase than in the eccentric phase for each condition, but there were no differences in velocity, time or displacement. The force_{peak} was similar in the eccentric and concentric phases of movement under both stable and unstable conditions. There were no significant differences in force_{mean} between sets per condition or between conditions. [Conclusion] These results suggest that performing squats with a RRD achieves similar force_{mean} and force_{peak} under stable and unstable conditions. The force_{peak} produced is also similar in concentric and eccentric phases.

Key words: Strength training, Accelerometer, Instability

(This article was submitted Jul. 1, 2015, and was accepted Aug. 5, 2015)

INTRODUCTION

Instability in resistance training has gained increasing popularity as a component of sports training and musculoskeletal rehabilitation due to the growing evidence of its positive effects. Instability can be achieved by using free weights instead of machines¹⁾, by reducing the number of contact points or the base of support²⁾, or by adding an unstable surface to the exercise³⁻⁵⁾.

To date, most studies have focused on the mechanical output of performing load resistance exercises on stable and unstable platforms with free weights. Moreover, the barbell squat exercise is often chosen because it strengthens and supports essential and necessary muscles for certain sports^{6, 7)}. Overall, these studies have demonstrated force or power reductions when performing squat exercises under unstable conditions (versus stable conditions)⁸⁾, and have found that increasing the instability of the exercise decreases the external load⁹⁾. This effect is probably due to the greater effort required to maintain core stability.

Assessing the performance of squats under both stable and

unstable conditions, several authors have reported decreases in force outputs ranging from 83% to 18%, indicating a large magnitude of potential change⁸⁾. This demonstrates that there are large differences between exercises and instability devices. Therefore, the magnitude of effort will depend on the degree of instability caused by the devices and body positions. However, part of the research on which this argument is based involved only isometric exercises performed with free weights^{6, 10)}. In another study, when dynamic exercises were performed on an unstable surface, force and power reductions were smaller¹¹⁾.

Some of the studies also present methodological limitations. The examination of absolute intensity, for example, may result in higher relative loads for the unstable condition¹²⁻¹⁴⁾ or fail to show normalized muscular outputs^{5, 6, 15)}. Moreover, studies that assessed external mechanical outputs ignore the force and power necessary to move body segments. Without information on the specifics of the biomechanical model used and how force and power were calculated, readers do not know what muscular power variable is being discussed or how to compare the results against previous studies.

Recently, alternative methods of providing external resistance have been studied, particularly for use in microgravity environments^{16, 17)}. One such modality is rotational resistance, which differs from more traditional forms by generating resistance as a function of the mass, the distribution of mass, and the angular acceleration of the flywheel, and thus offering resistance independent of gravity¹⁷⁾. Muscle

*Corresponding author. Gerard Moras (E-mail: jairosport.vg@gmail.com)

activation and motor unit recruitment cannot be complete in the vast majority of repetitions executed in typical weight resistance exercise manoeuvres. In contrast, rotational resistance exercise (RRE) allows for accommodated maximal or near-maximal actions from the very first repetition of a set^{16, 18}). Furthermore, weight resistance exercise employs a constant external load, which inevitably results in submaximal eccentric actions. Conversely, RRE could offer maximal voluntary concentric and eccentric resistance while performing exercises under unstable conditions.

Several studies have confirmed the efficacy of RRE for improving strength and power^{19, 20}). Suitable devices for assessing RRE include the YoYo™ system (YoYo™ technology, Stockholm, Sweden) and the VersaPulley™ system (Portable VersaPulley™, Heard Rate Inc., Costa Mesa, CA). Only one study to date has compared joint kinetics between squats performed when using free weights versus the VersaPulley™, and it was performed under stable conditions²¹). To our knowledge, the production of relative force while performing heavy or maximal squat effort under both stable and unstable conditions using a rotational resistance device (RRD) has not been studied to date; it remains unresolved whether the unstable surfaces frequently used during athletic training and rehabilitation produce different forces from those generated using stable surfaces during exercises with a RRD.

This study aimed to compare force production during squat with an RRD under stable and unstable conditions. For this purpose, the dynamic squat movement was selected because it is one of the most widely performed exercises by athletes. The following hypotheses were proposed: (a) when performing squats with an RRD, force production would be lower under unstable than under stable conditions; (b) force production would be higher in the concentric phase than the eccentric phase of movement under each condition (stable and unstable); and (c) force production would decrease with successive sets.

SUBJECTS AND METHODS

Twenty-one healthy male volunteers were recruited, all physical education students with previous experience of supervised resistance training (average 3 years), but not with an RRD or instability resistance training. Their (mean \pm standard deviation) age, height and weight were 23.7 ± 3.0 years, 1.80 ± 0.8 m and 77.4 ± 7.9 kg, respectively. The one repetition maximum (1RM) test result for the back squat was 112.6 ± 19.2 kg. Before testing, subjects were required to abstain from moderate-high intensity exercise, alcohol and caffeine for 12 hours. They received information about the procedures and the possible risks, and they were asked to provide consent before inclusion. The procedures were performed in accordance with the requirements of the Declaration of Helsinki and were approved by the local ethics committee.

Prior to the study subjects underwent a familiarization session, during which the technique of the squat exercise with the RRD was explained. The procedure was performed using submaximal effort in the concentric phase as a practice. Emphasis was placed on proper technique, especially

when performed on the unstable surface. First, subjects took part in a standardized warm-up. They were then randomized to perform six sets of six repetitions of squats on the RRD (position 2 and 16 weights) under both stable and unstable (Pielaster, Biolaster, S.L. Guipúzcoa, Spain) conditions, using maximal effort in the concentric phase. Reliability scores were Intraclass correlation coefficient (ICC) = 0.97 and Coefficient of variation (CV) = 4.3%. A rest interval of 1 min was allowed between sets. Participants were tested on different days under stable and unstable conditions, with a minimum of 2 days between procedures. The results of the six repetitions of each set with and without instability were then evaluated.

The exercise mode required the trainee to wear an adjustable vest equipped with a carabiner. Feet were placed on both sides of the ground pulley at hip-width apart and a measure was marked on the floor to be maintained under both stability conditions. The squat was performed on a Pielaster and a stable wooden platform specifically designed to maintain the feet at the same height in both conditions (Fig. 1). Then, the RRD tether was tied to the vest through the gauge by carabiners. Finally, the tension of the tether was adjusted while maintaining both legs in extension. Flywheel rotation was initiated by winding the tether until it reached 90° of knee flexion on visual inspection. Thereafter, the participant initiated movement, progressively increasing the velocity until the third repetition, at which point maximal velocity was reached. Each repetition was conducted to stop at about a 90° knee angle. Verbal encouragement was provided throughout to ensure maximal effort and proper technique.

The RRD used in the current study (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel with a radius length of 0.21 m with 16 weights (0.410 kg each) located at the perimeter. A fixed axis is located at the centre of the beam, about which the weights rotate. A cone is attached above the flywheel, and as the flywheel and cone spin, a tether winds and unwinds around the cone. The length of the tether increases as it unwinds (concentric phase), and when it is completely unwound, the cone continues to spin and the tether begins to wind around the cone, thereby decreasing the total length (eccentric phase). This device offers the option of changing the speed/force ratio by modifying the position of the closer round pulley with respect to the cone (from position 1, for force, to position 4, for speed). The inertia of the device with 16 weights was $0.27 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2}$.

The force production exerted on the RRD was measured by a strain gauge, and a linear encoder was used to measure

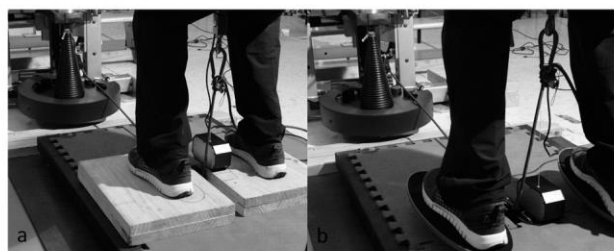


Fig. 1. Squat performed in a rotational resistance device under stable (a) and unstable (b) conditions

the vertical displacement of the subject (MuscleLab, Ergotest Technology AS, Langesund, Norway). The strain gauge and the tether of the linear encoder were attached to the vest by a carabiner. The linear encoder was positioned between the feet, close to the floor pulley. Data were sampled at a frequency of 100 Hz (time resolution, 10 ms) with an accuracy of 0.075 mm, recorded by an acquisition unit and stored on a portable computer equipped with the data acquisition and analysis program. The associated software (MuscleLab V8.27) displays the force, the time course of displacement and the velocity. This device has been widely used to evaluate dynamic muscle work, and good reliability scores have been reported²². Then, total force outputs exerted by the subject were calculated. To measure acceleration in the horizontal (X–Y) and vertical (Z) axes, a three-axis 10-g accelerometer (Mega Electronics Ltd., Finland) was fixed with adhesive tape at the top edge of the right Pielaster. This was connected to a 14-bit AD converter (ME6000 Biomonitor, Mega Electronics, Kuopio, Finland) and signals were sampled at a frequency of 2,000 Hz. The accelerometer was calibrated by two-point calibration with zero gravity and the earth's gravity of 1 G ($9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). The vector of the acceleration was computed by quadratic combination of the values of the X-, Y- and Z-axes.

Data analyses were performed using PASW Statistics for Windows, Version 18.0 (SPSS, Inc, Chicago, IL, USA). Statistically significant differences were fixed at $p < 0.05$. Model assumptions were validated by means of the Kolmogorov-Smirnov test of normality and Levene's test of equality of variances. The different response variables (force, velocity, time and displacement) were analysed by 3-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures. We used condition (stable and unstable), phase (concentric and eccentric) and set number (from 1 to 6), as well as their interactions, as

fixed factors. The subject was set as the random factor. All statistically non-significant interactions were removed from the model. When a statistically significant effect was found, we performed post-hoc comparisons with the Bonferroni correction method for multiple comparisons.

RESULTS

Overall, the results showed no significant differences for any of the dependent variables across conditions (stable and unstable) (Table 1).

Force_{mean} produced in the eccentric phase of the movement was lower (12.4%) than in concentric phase (Wald Chi-Square $\chi^2 = 331.6$ and $p < 0.001$) (Table 2). However, the interaction between condition and phase showed no significant differences ($\chi^2 = 1.1$ and $p = 0.313$). There were no differences in force_{peak} between phases and conditions. Nor there were significant differences in force_{mean} between set number (from 1 to 6) under each condition (stable and

Table 1. Muscular outputs performing squat on RRD under stable and unstable conditions (n = 21)

Muscular outputs	Rotational Resistance Device (RRD)	
	Stable	Unstable
Force _{mean} (N)	1501.1 ± 186.6	1468.2 ± 199.8
Force _{mean} /bm (N·kg ⁻¹)	19.4±2.4	19.01±2.5
Velocity _{mean} (m·s ⁻¹)	0.69 ± 0.09	0.70 ± 0.08
Time (s)	1.36 ± 0.08	1.37 ± 0.07
Displacement (m)	0.93 ± 0.06	0.94 ± 0.07

There were no significant differences. bm: body mass

Table 2. Muscular outputs between concentric and eccentric phases under stable and unstable conditions during a squat on a rotational resistance device (n = 21)

Phase	Muscular outputs	Rotational Resistance Device (RRD)	
		Stable	Unstable
		Mean SD	Mean SD
Concentric	Force _{mean} (N)	1602.5 ± 169.7	1563.8 ± 190.6
	Force _{mean} /bm (N·kg ⁻¹)	20.8 ± 2.3	20.3 ± 2.5
	Force _{peak} (N)	3012.1 ± 475.1	2922.5 ± 528
	Force _{peak} /bm (N·kg ⁻¹)	39.1 ± 6.8	38 ± 7.4
	Velocity _{mean} (m·s ⁻¹)	0.67 ± 0.09	0.68 ± 0.10
	Time (s)	0.69 ± 0.08	0.69 ± 0.08
	Displacement (m)	0.46 ± 0.06	0.47 ± 0.06
Eccentric	Force _{mean} (N)	1400.4 ± 141.1*	1371.1 ± 160.9*
	Force _{mean} /bm (N·kg ⁻¹)	18.1 ± 1.5*	17.7 ± 1.8*
	Force _{peak} (N)	3074.3 ± 617.8	2941.4 ± 631.3
	Force _{peak} /bm (N·kg ⁻¹)	39.9 ± 8.3	38.2 ± 8.7
	Velocity _{mean} (m·s ⁻¹)	0.69 ± 0.07	0.69 ± 0.09
	Time (s)	0.67 ± 0.07	0.68 ± 0.07
	Displacement (m)	0.46 ± 0.06	0.47 ± 0.07

Values with * are significantly different ($p < 0.001$) between concentric and eccentric phases by Bonferroni test. Velocity in the eccentric phase of the movement showed as positive values (n = 21). bm: body mass

unstable separately) or between the two conditions.

The quadratic combination of the acceleration of the right Pielaster was $3.43 \pm 1.08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. Figure 2 shows the acceleration of one subject recorded at the X-, Y- and Z-axes while performing six repetitions in the first set.

DISCUSSION

This study compared force production on a RRD during squats performed under stable and unstable conditions. The first hypothesis of the study was not borne out, since there was a marked similarity in force output during the squat under both conditions.

Several authors have reported that force and power output decrease with increasing instability⁸⁾. The discrepancy between the current study and those previous investigations may be attributable to the type of muscle action (isometric versus anisometric), the degree of instability during the recorded task (inflatable balance disc, Bosu[®] ball, balance cone, or foam blocks and Pielaster), and the equipment used (free weights, Olympic bar or RRD). Some studies also present methodological limitations, since they either examined absolute intensity^{12–14)} or failed to show normalized muscular outputs^{5, 6, 15)}. Moreover, previous research has often focused on external mechanical power and has ignored the force and power involved in moving the body segments. Finally, because the majority of these studies did not report all the specifics about the measured force, their findings need to be analysed with care.

A few studies have investigated maximal force or power production during squat manoeuvres on stable and unstable surfaces. Indeed, unstable surfaces, such as foam blocks and Bosu[®] balls, were used in a weight resistance squat exercise during which decreases were recorded in concentric force- $_{\text{peak}}$, velocity- $_{\text{peak}}$ and power- $_{\text{peak}}$, as well as range of motion and eccentric power- $_{\text{peak}}$ ²³⁾. Other research has examined power- $_{\text{mean}}$ in the concentric phase of squats when performing six sets of eight repetitions at 70% of 1RM⁷⁾, and showed significantly lower power- $_{\text{mean}}$ outputs when performing a resistance exercise on a Bosu[®] ball than on a stable support base. Similarly, power- $_{\text{mean}}$ was lower in the concentric phase of the squat manoeuvre with and without countermovement on a Bosu[®] ball while lifting different weights²⁴⁾. Saeterbakken et al.⁶⁾ noted the effect of different levels of instability on force output in isometric squats using two nonelastic straps. The force output using a power board was similar to that under the stable condition (–7%), but lower than for

a Bosu[®] ball (–19%) and a balance cone (–24%). The two nonelastic straps attached between the Olympic bar and the floor produced similar body stabilization using a power board (–7%); however, the force output with the RRD and Pielaster was lower (–2%).

There may be a simple explanation for the differences in force obtained between these studies. Performing squats creates an inverted pendulum, in which the subject's stabilization can be simplified as a standing rigid body with a mass, his/her mass centre height is above the ground and the rotational inertia with respect to the mass centre. In the standing posture, the mass centre height will be lower when performing a squat on the RRD than when squatting with the nonelastic straps. This greater stability could therefore partly explain the differences in force obtained. However, it should be stressed that the two studies compared different types of muscular action and used different models to calculate force production. For example, force- $_{\text{mean}}$ in a stable isometric squat was $749 \pm 222 \text{ N}$, notably lower than in the current study ($1501 \pm 186 \text{ N}$); this is because it corresponds to the force obtained from the force cells, neglecting the total force performed by the subject. Furthermore, to our knowledge, this is the first study to compare force production during the squat manoeuvre on an RRD under stable and unstable conditions. Thus, no clear comparisons with previous studies can be made.

The Pielaster imposed a local degree of instability at the ankle, mainly in the X and Y axes, made the task more difficult than in the stable condition. However, it is assumed that the vertical tension of the tether attached close to the centre of gravity could have helped the subject to maintain similar body equilibrium under the two conditions. Therefore, the poor reduction of force- $_{\text{mean}}$ may be attributable to the relatively low biomechanical and neuromuscular challenges imposed on the trunk. Behm et al.¹¹⁾ stated that the degree of instability during the recorded task may be associated with the degree of force reduction. In the current study, the squat performed with RRD under unstable conditions would have produced a negligible degree of instability (–4%) in addition to the instability produced by the Pielaster (acceleration quadratic combination, $3.43 \pm 1.08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). There were few postural reactions or anticipatory postural adjustments when balancing on the Pielaster, possibly because the supplementary stabilization of the body produced by the tether compensated for the ankle instability. Hence, the unstable squat used in this study suggests that different local and global demands are produced by instability. Note also that the arms were fixed on the body while performing the squat on the RRD under stable and unstable conditions to prevent anticipatory postural adjustments. Unstable surfaces create pressure and tension around the ankle joint stimulating the mechanoreceptors, thus generating afferent stimuli and reflexive motor responses which increase joint stability. Surfaces such as the Pielaster may be ideal for stimulating these mechanoreceptors and may help in the prevention of (or recovery from) a range of joint injuries²⁵⁾. To activate the vastus medialis oblique, and to enhance the vastus medialis oblique/vastus lateralis ratio in order to prevent or mitigate knee joint dysfunction (the patellofemoral pain syndrome) highly unstable surfaces should be selected²⁶⁾.

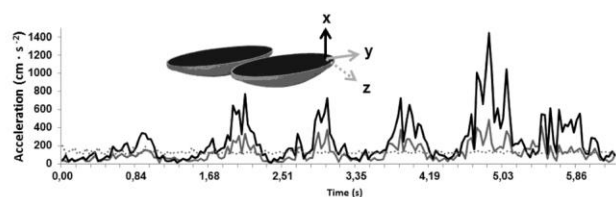


Fig. 2. Acceleration obtained in the right Pielaster at the X-, Y- and Z-axis during six repetitions of the first set in one participant

As expected, there were differences in force_{mean} between the concentric and eccentric phase of the movement under each condition. Maximal force_{mean} production occurred in the concentric phase under stable (12.6%) and unstable (12.3%) conditions. Once the concentric phase was completed, the tether rewound onto the shaft by virtue of the kinetic energy of the rotating flywheel. The subsequent eccentric muscle action was executed by resisting the pull of the tether, aimed at bringing the flywheel to a stop at a knee angle of about 90°. Due mainly to mechanical friction, a lower force_{mean} was reached in the eccentric than in the concentric phase under both stable (1602.54 N vs. 1400.44 N) and unstable (1563.85 N vs. 1371.10 N) conditions. The friction produced while the tether wound and unwound around the cone converted kinetic energy into heat. The consequence of this friction was an evident tether degradation over successive repetitions, and in fact the tether had to be replaced during the study.

For their part, the two pulleys used also produced mechanical friction. During the concentric phase, the overall mechanical friction increased the necessary force applied by the subjects to rotating the flywheel, whereas the coefficient of friction in the eccentric phase decreased the overall effort of the subject to stop the flywheel. However, the force_{peak} was slightly higher in the eccentric phase of the movement under both stable and unstable condition (2.1% and 0.6% respectively). Using a seated flywheel resistance device (YoYo[®] Technology, Stockholm, Sweden) under stable and unstable conditions, Norrbrand et al. (2008) reported lower force_{mean} (8.8% vs. 12.6% respectively) and higher force_{peak} (6.5% vs. 12.3% respectively); however, the force production was lower. The main reasons for these discrepancies are the mode of exercise and the different devices and moments of inertia used (YoYo[®], 0.11 kg m⁻² and RRD 0.27 kg m⁻²). This finding should be taken into account when resistance exercises are implemented with RRD, particularly for training that requires the production of maximal force in the eccentric phase of movement. Therefore, it may be assumed that the muscle action of the subjects during the eccentric phase was executed by resisting the pull of the tether above all in the last third of the action, compensating for the loss of kinetic energy of the rotating flywheel in the eccentric phase.

The levels of eccentric force_{peak} generated, similar to those produced in the concentric phase in both stable and unstable conditions, may potentially serve to prevent muscular strain. The protective effect of eccentric exercise on the occurrence of muscular strain injuries has already been reported in the literature²⁷. Askling et al. examined the effects of pre-season hamstring strengthening incorporating concentric and eccentric overload, and reported that this technique resulted in a significantly lower number of injuries compared with the control group. Given that muscular strains commonly occur during the eccentric phase of muscle action^{28–30}, overloading these muscles with eccentric training under stable and unstable conditions could potentially serve to prevent these injuries.

In contrast, we found that force production did not decrease over the sets under either stable or unstable conditions. In contrast to free weights, the inherent feature of RRD is that subjects perform maximal or near-maximal voluntary force

throughout each repetition of a set³¹). Surprisingly, however, the rest time of 1 min between sets in the current study was sufficient to maintain a similar force_{mean} over the sets under both stable and unstable conditions. When assessing this finding, we must bear in mind that the average duration of the effort of each set was brief, less than ten seconds in all cases. Nevertheless, it has been suggested that the ability to repeat high intensity efforts is an important determinant of fitness in several sports, and that neuromuscular factors are likely to be among the key elements involved. Among other variables, the intensity, number of sets, number of repetitions and the length of rest intervals are equally important factors that determine the training stimuli and the consequent force- and velocity-specific adaptations. These facts must be taken into account when squats are performed with an RRD as part of a training programme.

Our findings indicate that performing squats with an RRD achieves similar force_{mean} in stable and unstable conditions. The force_{peak} produced is also similar in concentric and eccentric phases. This exercise may be specially indicated for team sport players who need to improve strength and proprioception. It could also be included as part of injury prevention programmes for muscular lesions, ankle and knee joint injuries and low back pain. Moreover, it would avert the current need to place free-weights on the back, which would be of particular interest for certain athletes (e.g. taller basketball players) or other populations such as the young and the elderly. However, further research is needed to establish the benefits of each approach for preventing injuries and for improving core stability and balance. In addition, research is needed to compare the effectiveness of training with an RRD under stable and unstable conditions for enhancing specific performance tasks.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya under Grant. Jairo Vázquez is the recipient of a predoctoral fellowship from the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC). The authors of the current study belong to Grup de Recerca en Activitat Física i Salut (GRAFis) 2014-2016: SGR 1629.

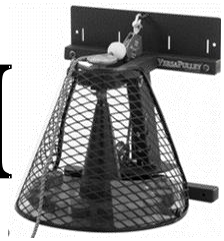
REFERENCES

- 1) Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G: A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *J Strength Cond Res*, 2009, 23: 2588–2591. [Medline] [CrossRef]
- 2) Chulvi-Medrano I, García-Massó X, Colado JC, et al.: Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res*, 2010, 24: 2723–2730. [Medline] [CrossRef]
- 3) Jang SH, Lee JH, Bang HS: The effect of trunk control exercises performed on unstable surfaces on the spinal stability of low back pain patients. *J Phys Ther Sci*, 2013, 25: 459–462. [CrossRef]
- 4) Kim JH, Kim Y, Chung Y: The influence of an unstable surface on trunk and lower extremity muscle activities during variable bridging exercises. *J Phys Ther Sci*, 2014, 26: 521–523. [Medline] [CrossRef]
- 5) Saeterbakken AH, Fimland MS: Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res*, 2013, 27: 1101–1107. [Medline] [CrossRef]
- 6) Saeterbakken AH, Fimland MS: Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond*

- Res, 2013, 27: 130–136. [Medline] [CrossRef]
- 7) Zemková E, Jeleň M, Kováčiková Z, et al.: Power outputs in the concentric phase of resistance exercises performed in the interval mode on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res*, 2012, 26: 3230–3236. [Medline] [CrossRef]
 - 8) Behm D, Colado JC: The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther*, 2012, 7: 226–241. [Medline]
 - 9) Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC: Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res*, 2010, 24: 313–321. [Medline] [CrossRef]
 - 10) McBride JM, Cormie P, Deane R: Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res*, 2006, 20: 915–918. [Medline]
 - 11) Koshida S, Urabe Y, Miyashita K, et al.: Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *J Strength Cond Res*, 2008, 22: 1584–1588. [Medline] [CrossRef]
 - 12) Anderson K, Behm DG: Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol*, 2005, 30: 33–45. [Medline] [CrossRef]
 - 13) Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, et al.: Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J Strength Cond Res*, 2007, 21: 343–347. [Medline]
 - 14) Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, et al.: Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J Strength Cond Res*, 2010, 24: 1028–1033. [Medline] [CrossRef]
 - 15) McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, et al.: Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sports Physiol Perform*, 2010, 5: 177–183. [Medline]
 - 16) Berg HE, Tesch A: A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Space Environ Med*, 1994, 65: 752–756. [Medline]
 - 17) Berg HE, Tesch PA: Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut*, 1998, 42: 219–230. [Medline] [CrossRef]
 - 18) Tous-Fajardo J, Maldonado RA, Quintana JM, et al.: The flywheel leg-curl machine: offering eccentric overload for hamstring development. *Int J Sports Physiol Perform*, 2006, 1: 293–298. [Medline]
 - 19) Norrbrand L, Fluckey JD, Pozzo M, et al.: Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 2008, 102: 271–281. [Medline] [CrossRef]
 - 20) Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA: Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol*, 2010, 110: 997–1005. [Medline] [CrossRef]
 - 21) Chiu LZ, Salem GJ: Comparison of joint kinetics during free weight and flywheel resistance exercise. *J Strength Cond Res*, 2006, 20: 555–562. [Medline]
 - 22) Drinkwater EJ, Lawton TW, Lindsell RP, et al.: Training leading to repetition failure enhances bench press strength gains in elite junior athletes. *J Strength Cond Res*, 2005, 19: 382–388. [Medline]
 - 23) Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm DG: Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int J Sports Physiol Perform*, 2007, 2: 400–413. [Medline]
 - 24) Zemková E, Jelen M, Kováčiková Z, et al.: Weight lifted and countermovement potentiation of power in concentric phase of unstable and traditional resistance exercise. *J Appl Biomech*, 2014, 30: 213–220. [Medline] [CrossRef]
 - 25) Kang JH, Hyong IH: Analysis of electromyographic activities of ankle muscles at different levels of instability of unstable surfaces. *J Phys Ther Sci*, 2012, 24: 1333–1335. [CrossRef]
 - 26) Hyong IH, Kang JH: Activities of the vastus lateralis and vastus medialis oblique muscles during squats on different surfaces. *J Phys Ther Sci*, 2013, 25: 915–917. [Medline] [CrossRef]
 - 27) Hibbert O, Cheong K, Grant A, et al.: A systematic review of the effectiveness of eccentric strength training in the prevention of hamstring muscle strains in otherwise healthy individuals. *N Am J Sports Phys Ther*, 2008, 3: 67–81. [Medline]
 - 28) Askling C, Karlsson J, Thorstensson A: Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sports*, 2003, 13: 244–250. [Medline] [CrossRef]
 - 29) Brockett CL, Morgan DL, Proske U: Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc*, 2001, 33: 783–790. [Medline] [CrossRef]
 - 30) Hoskins W, Pollard H: The management of hamstring injury—Part 1: Issues in diagnosis. *Man Ther*, 2005, 10: 96–107. [Medline] [CrossRef]
 - 31) Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, et al.: Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Space Environ Med*, 2011, 82: 13–19. [Medline] [CrossRef]

ESTUDIO

II



RESEARCH ARTICLE

Force Outputs during Squats Performed Using a Rotational Inertia Device under Stable versus Unstable Conditions with Different Loads

Jairo Vázquez-Guerrero^{1,2}, Gerard Moras^{1*}, Jennifer Baeza³, Sergio Rodríguez-Jiménez¹

1 Sport Performance, Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya, Centre de Barcelona, Barcelona, Spain, **2** FCBarcelona, Barcelona, Spain, **3** Fundació Universitària del Bages, Manresa, Barcelona, Spain

✉ These authors contributed equally to this work.

* jairosport.vg@gmail.com



 OPEN ACCESS

Citation: Vázquez-Guerrero J, Moras G, Baeza J, Rodríguez-Jiménez S (2016) Force Outputs during Squats Performed Using a Rotational Inertia Device under Stable versus Unstable Conditions with Different Loads. PLoS ONE 11(4): e0154346. doi:10.1371/journal.pone.0154346

Editor: Maria Francesca Piacentini, University of Rome, ITALY

Received: June 23, 2015

Accepted: April 12, 2016

Published: April 25, 2016

Copyright: © 2016 Vázquez-Guerrero et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: All relevant data are within the paper.

Funding: This work was supported by the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya (PRE/2730/2012). Jairo Vázquez-Guerrero is the recipient of a predoctoral fellowship from the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC). The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. FCBarcelona provided support in the form of salary for author JVG, but did not have any additional role in

Abstract

The purpose of the study was to compare the force outputs achieved during a squat exercise using a rotational inertia device in stable versus unstable conditions with different loads and in concentric and eccentric phases. Thirteen male athletes (mean \pm SD: age 23.7 ± 3.0 years, height 1.80 ± 0.08 m, body mass 77.4 ± 7.9 kg) were assessed while squatting, performing one set of three repetitions with four different loads under stable and unstable conditions at maximum concentric effort. Overall, there were no significant differences between the stable and unstable conditions at each of the loads for any of the dependent variables. Mean force showed significant differences between some of the loads in stable and unstable conditions ($P < 0.010$) and peak force output differed between all loads for each condition ($P < 0.045$). Mean force outputs were greater in the concentric than in the eccentric phase under both conditions and with all loads ($P < 0.001$). There were no significant differences in peak force between concentric and eccentric phases at any load in either stable or unstable conditions. In conclusion, squatting with a rotational inertia device allowed the generation of similar force outputs under stable and unstable conditions at each of the four loads. The study also provides empirical evidence of the different force outputs achieved by adjusting load conditions on the rotational inertia device when performing squats, especially in the case of peak force. Concentric force outputs were significantly higher than eccentric outputs, except for peak force under both conditions. These findings support the use of the rotational inertia device to train the squatting exercise under unstable conditions for strength and conditioning trainers. The device could also be included in injury prevention programs for muscle lesions and ankle and knee joint injuries.

the study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. The specific roles of this author are articulated in the 'author contributions' section.

Competing Interests: JVG is employed by FCBarcelona. JVG declares no other commercial relationship relating to consultancy, patents, products in development, or marketed products, etc. with FC Barcelona. This does not alter the authors' adherence to PLOS ONE policies on sharing data and materials.

Introduction

Traditional free-weight exercise is the most common form of resistance training, utilizing resistance provided by gravitational force. However, external load in resistance exercises can also be provided by using flywheel inertia resistance, which has become increasingly popular over the last two decades [1–8].

This method makes use of specialized devices that exploit the inertia momentum generated by a lightweight rotating flywheel as a source of resistance to the effort made by the trainee. The system differs from traditional free-weight forms of resistance exercise in that it generates resistance as a function of the mass, the distribution of the mass and the angular acceleration of the flywheel [2] during coupled concentric and eccentric actions [7]. This means that it offers gravity-independent resistance [2]. The inertia momentum of a rotating flywheel provides unlimited resistance throughout the entire range of any concentric action [1,7]. Moreover, brief episodes of eccentric overload may occur, and the peak value of force during flywheel inertia exercises is greater than during standard weight training [4,5]. The use of the flywheel resistance method suggests that training elicits early, robust neuromuscular adaptations [7].

To date, most authors who have studied the method have used YoYo[®] devices (YoYo[®] Technology AB, Stockholm, Sweden) and have focused their interest on closed- or open-chain single-joint exercises (i. e. leg extension, leg curl or leg press) [4,5,7,8], rather than on multi-joint movements like the squat exercise. However, other sorts of flywheel inertia resistance devices are available that differ slightly from YoYo[®] devices, including the rotational inertia device (RID), which is used in the present research. The RID is a cone-shaped resistance exercise pulley machine that can be used through any range of motion and accommodates inertia momentum resistance at any speed [9].

The dynamic squat is an integral part of training programs for sports that require high levels of strength and power. It is an essential multiple-joint free-weight resistance exercise that primarily strengthens the ankle, knee and hip extensors and can improve athletic performance in skills such as sprinting, jumping, throwing, and striking [10,11]. However, few studies have combined squat exercises with flywheel inertia resistance devices. Chiu and Salem [9] compared lower extremity joint kinetics for squat exercises performed using free weights versus a RID, while de Hoyo et al. [3] analysed the effect of an eccentric-overload training program using a YoYo[®] device. To our knowledge, however, no study has compared force outputs in concentric and eccentric phases with a RID during squatting motions under different loads.

Resistance exercises in unstable conditions are also becoming more popular, and instability training has been implemented by therapists and coaches for rehabilitation and training. Unstable conditions can be achieved with body mass or external loads (e. g., dumbbells or barbells) as the resistance, or by adding unstable surfaces (Swiss, BOSU[®] balls or natural surfaces such as sand), by using suspended chains, ropes, bands, and by reducing the number of contact points or bases of support. Unstable environments may cause disruption and may lead to postural and joint instability, due to inaccurate neurological adaptation to the environment. Exercises under unstable conditions (UC) increase neuromuscular stress [12,13]. It is generally agreed that force output achieved in different gravitational resistance exercises is lower on unstable surfaces. However, several studies reporting muscle activity during unstable exercises [12,14,15] used absolute rather than relative loads; this procedure may not have allowed a methodologically accurate comparison, because resistance training is usually prescribed as a repetition maximum (RM) load or as a percentage of the 1-RM [16–18]. The use of RID avoids this methodological limitation when exercises are performed at maximum effort under stable conditions (SC) and under UC.

Despite the increasing popularity of flywheel inertia devices and instability for resistance training, no studies comparing force outputs during squats using a RID under both SC and UC are currently available. The aim of the present study was to compare force outputs during the squat exercise using a RID under SC versus UC with different loads and between concentric and eccentric phases. We hypothesized that: 1) the use of the RID would produce higher force outputs under SC than under UC at all loads, 2) force outputs performing squats on a RID would be greatest when the highest moment of inertia of the flywheel and the shortest radius in the cone were selected on both SC and UC, and 3) concentric force output while performing squats on a RID would be higher than eccentric force output for each load under both SC and UC.

Materials and Methods

This study evaluates force outputs when performing squats under stable and unstable conditions with four loads. Participants performed four sets of three repetitions of squats in a random order on a stable platform and on two Pielasters (Biolaster, S. L., Guipúzcoa, Spain). The Pielaster (Fig 1) is an unstable platform consisting of two independent rigid elliptical spheroid platforms; it was chosen because it allows the placement of a pulley on the ground between the independent spheroid platforms. During the exercise, the participant was instructed to apply maximum effort during the concentric phase in each repetition. Data were analyzed to compare force outputs during the squat exercise using a RID under both conditions with different loads, and between concentric and eccentric phases.

Participants

Thirteen male national-level sprinters volunteered to participate. They each received a clear explanation of the study, including the risks and benefits of participation, and provided written consent prior to inclusion. Their mean \pm standard deviation age, height, body mass and, 1-RM were 23.7 ± 3.0 years, 1.80 ± 0.08 m, 77.4 ± 7.9 kg, and 201.9 ± 25.3 kg respectively. They had at least five years of strength-training experience using free-weight squats, but no experience with either RID or instability resistance exercises. The institutional review board for human research (the clinical research ethical committee of the Catalan government's sports service) approved all the experimental procedures.

Measurement and instrumentation

Rotational inertia device. The RID (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with up to 16 masses (0.421 kg and 0.057 m diameter each one) which can be added along the top edge of the flywheel perimeter to adjust the overall moment of inertia. The flywheel provides a rotational inertia resistance during coupled concentric and eccentric actions. A fixed axis is located at the center of the beam around which the masses rotate. A cone is attached above the flywheel, and as they spin together a tether winds and unwinds around the cone (Fig 2). The moments of inertia for the RID were $0.12 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ and $0.27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ for 4 and 16 masses respectively.

The length of the tether increases as it unwinds (the concentric phase), but when it has completely unwound, the cone continues to spin, so that the tether then begins to wind around the cone (the eccentric phase). To change resistance to movement it is possible to modify the moment of inertia by adding any number of the 16 masses on the edge of the flywheel and also by selecting four positions (P1, P2, P3 or P4), changing the location of the pulley that is closest to the cone (Fig 2). The greatest force outputs are produced in the upper position (P1), where the rope winds around the narrowest radius of the cone (the lower arm lever). By contrast, the

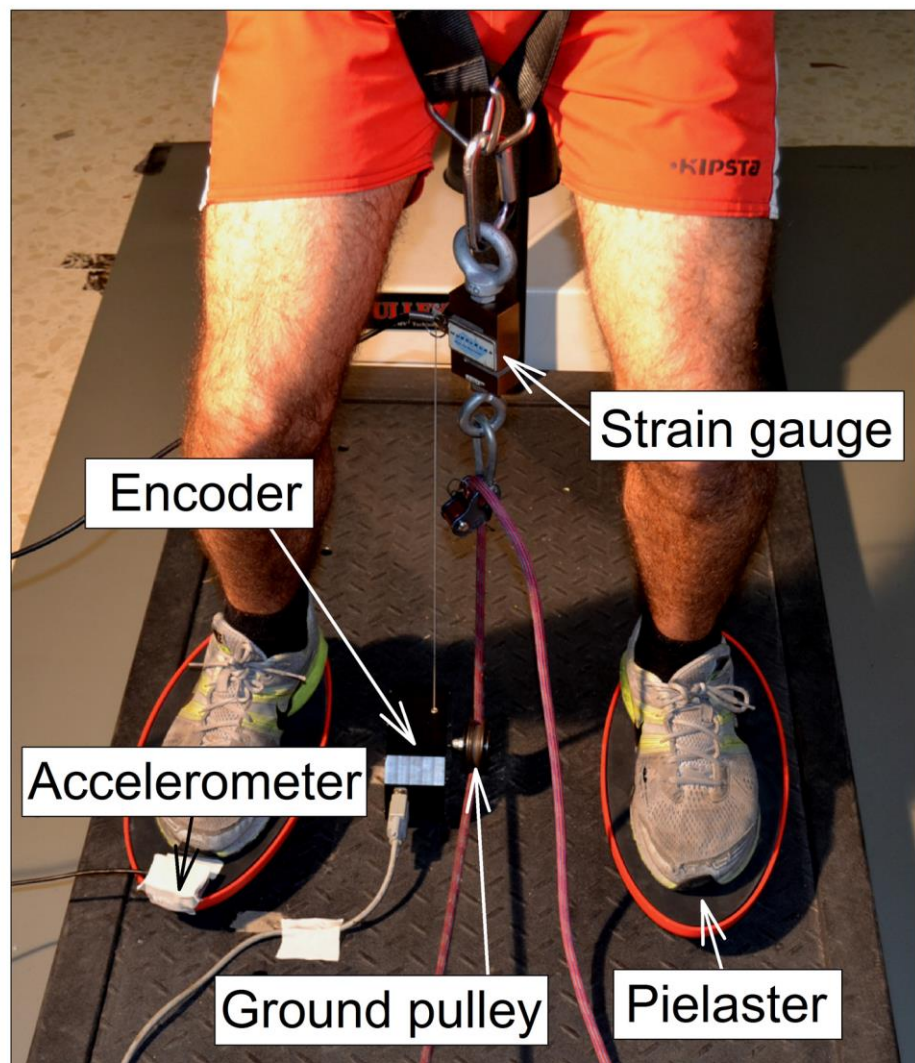


Fig 1. Squat performed on a rotational inertial device under stable conditions.

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g001

lower position (P4) (the higher arm lever), where a wider part of the cone is used to spin the rope, achieves the highest velocities with the lowest force output. The radius at P1 and P4 were 0.035 m and 0.055 m respectively. Thus, the moment of inertia of the flywheel (4 or 16 masses) combined with the position (1 or 4) of the cone produces four different loads P1-16 (L1), P1-4 (L2), P4-16 (L3) and P4-4 (L4).

Force output assessments. Force output was measured using a strain gauge, with a linear encoder (with a time resolution of 10 ms and a spatial resolution of 0.075 mm) used to measure the vertical displacement of the participant performing the squat. Both the strain gauge and the encoder were connected to a MuscleLab 4000e unit (MuscleLab, Ergotest Technology AS, Langgesund, Norway). These data were sampled at a frequency of 100 Hz, recorded by the unit and stored on a laptop computer equipped with a data analysis software program (MuscleLab V8.27). The software displays the force, the time course of displacement and the velocity. The strain gauge and the cord of the linear encoder were attached to the harness using carabiners,

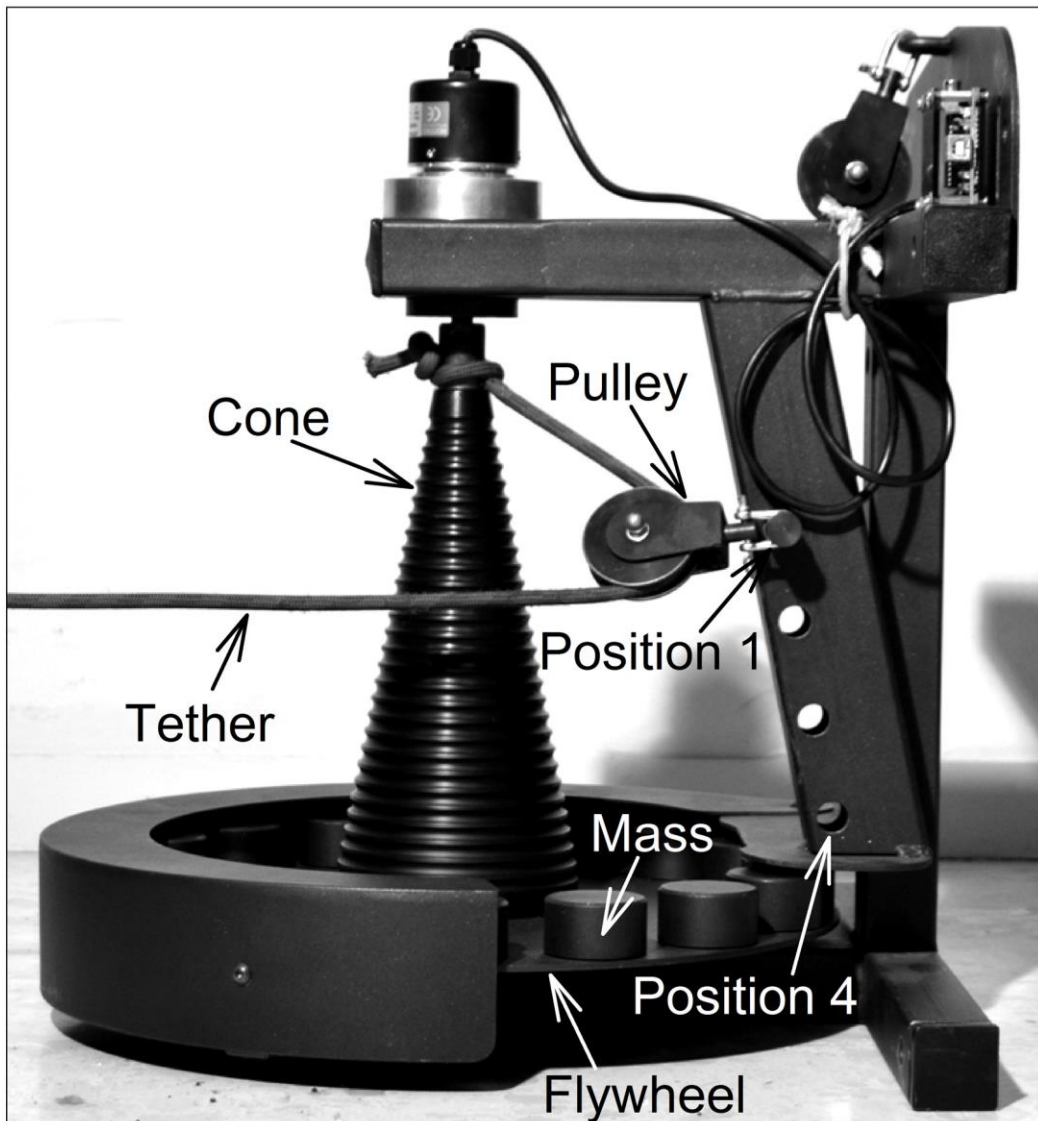


Fig 2. Rotational inertia device. The tether winds (the eccentric phase) and unwinds (the concentric phase) around the cone.

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g002

and the encoder was positioned between the feet, close to the floor pulley (Fig 1). The participant performed three submaximal repetitions in which the velocity increased progressively until near maximum effort was achieved in the third repetition. Then, participants performed one set of three repetitions of squats on the RID at maximum concentric effort. These three last repetitions were computed to calculate mean and peak force. Total force outputs exerted by the participant were calculated as shown in the following equation:

$$F_p = F_g + m \cdot (a + g) \tag{1}$$

Where F_p is the total force production exerted by the participant which includes the force measured on the gauge (F_g), and the force produced against the floor ($m \cdot a + m \cdot g$), where m is the mass of the participant, a the acceleration of the participant squatting and g is the gravity

acceleration. The acceleration in Eq 1 comes from double numerical differentiation of the linear displacement measured by the encoder.

Mean and peak force output measurements for all loads exhibited very high reproducibility: $ICC \geq 0.97$ under SC and $ICC \geq 0.96$ under UC. The coefficients of variation were $\leq 6.8\%$ and $\leq 12.7\%$ for mean and peak force respectively. This device has been widely used to evaluate dynamic muscle work, and good reliability scores have been reported [19].

Procedures

Prior to the experiment, participants underwent a familiarization session in which the squat with the RID under both SC and UC was explained, and trial sets were performed at submaximal levels. Instructors emphasized the need for correct exercise technique and stressed the importance of achieving a knee angle of 90° during squats.

The experimental protocol began with a standardized warm-up, after which the participants were randomized to perform one set of three repetitions of squats on the RID with different loads (L1, L2, L3, and L4) under both SC and UC using maximal effort in the concentric phase. A stable platform, specifically designed to maintain the feet at the same height as under UC, was used while performing squats under SC. A rest interval of 2 min was allowed between sets, and the results of the three repetitions of each set were recorded for analysis.

Squats with the RID required participants to wear an adjustable harness equipped with a carabiner. The participant placed his feet at hip width on either side of the pulley located on the ground. This position was marked on the floor and was maintained across sets. The RID tether was then tied to the harness through the strain gauge using carabiners (Fig 1). Finally, the tension of the tether was adjusted while maintaining both legs in extension. Rotation was initiated by winding the tether until reaching 90° of knee flexion, determined by visual inspection. Thereafter, the subject initiated movement, progressively increasing velocity until the third repetition, at which point maximal velocity was reached. Each repetition involved squatting at knee angle of around 90° maintaining the arms against the body under both conditions to prevent counterbalancing. Verbal encouragement was provided to ensure maximal effort and correct technique.

Statistical Analyses

Data analyses were performed using PASW Statistics for Windows, Version 18.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA), and statistical significance was set at $p < 0.05$. Model assumptions were validated by means of the Kolmogorov–Smirnov test of normality and Levene’s test of equality of variances. To assess differences in force and displacement, a four-way repeated measures analysis of variance, considering mass (4 and 16 masses), position (1 and 4), phase (concentric and eccentric) and condition (stable and unstable), as well as their interactions, as fixed factors; the participant was the random factor. All statistically non-significant interactions were removed from the model, and when a statistically significant effect was found, post-hoc comparisons were performed using the Bonferroni correction for multiple comparisons.

Results

Force Outputs

No statistically significant differences were found between the SC and UC for any of the loads in terms of mean and peak force (Fig 3) and displacement. Because there were no significant differences between force outputs under SC versus UC for any of the loads, nor any interaction between condition (stable and unstable) and load (weight and position), the data were

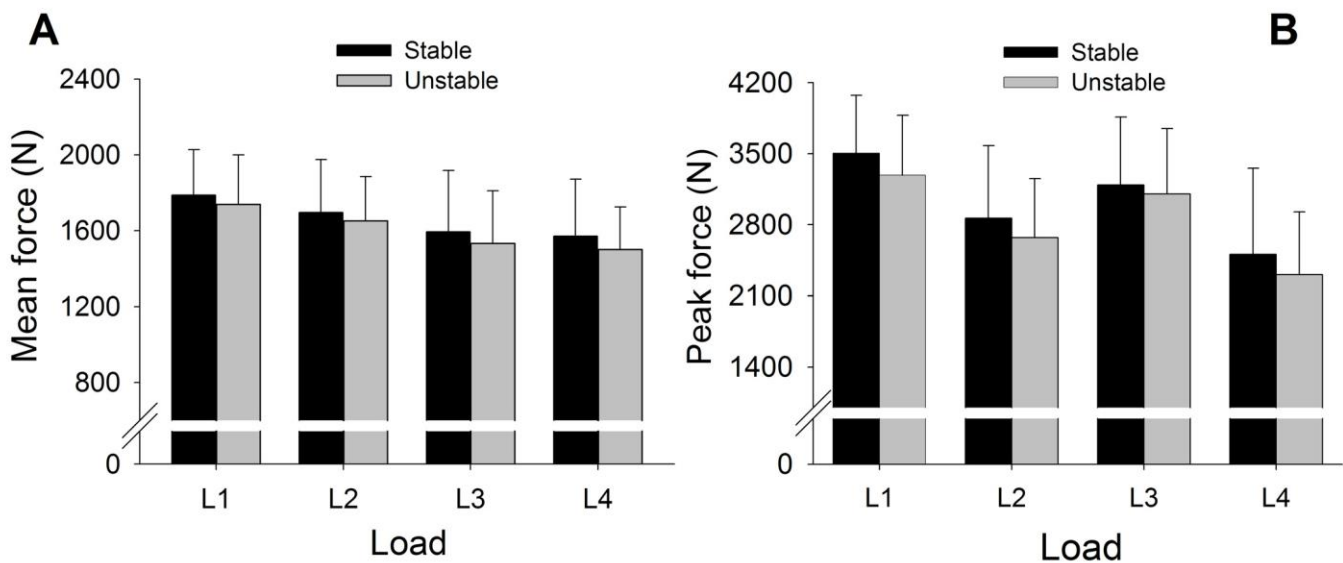


Fig 3. Mean (SD) for mean (A) and peak (B) force outputs under stable and unstable conditions for each load. No statistically significant differences were found between the stable and unstable conditions for each load (n = 13).

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g003

collapsed. Therefore, the condition was not taken into account in the comparison of force outputs between loads.

Fig 4 shows the collapsed mean and peak force outputs under the four load conditions. A progressive decrease of 13% in force output between loads was observed (L1 > L2 > L3 > L4; 1762.81 ± 251.10 N, 1674.03 ± 257.00 N, 1562.99 ± 301.90 N, 1535.72 ± 265.96 N, respectively). Mean force showed significant differences according to position (Wald Chi-Square = 28.029, P < 0.001) and mass (Wald Chi-Square = 4.175, P < 0.041), as noted in Bonferroni post-hoc

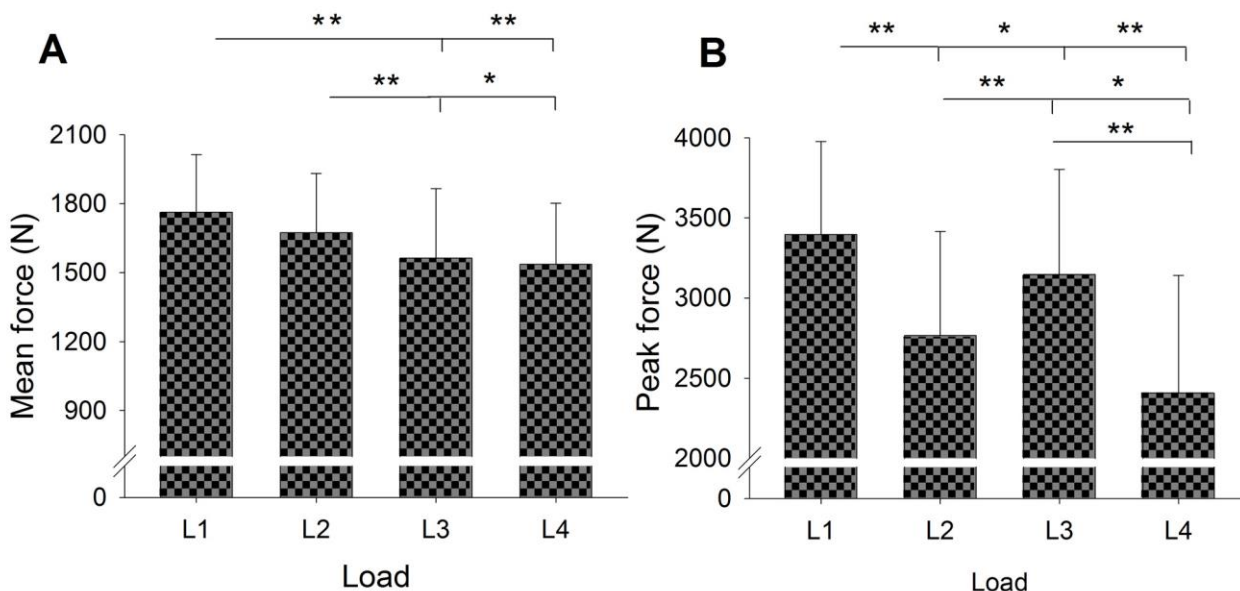


Fig 4. Mean (SD) for collapsed mean force (A) and peak force (B), outputs between loads. (*P < 0.045; **P < 0.001) (n = 13).

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g004

tests comparing L1, L3 and L4 with L2, L3 and L4 (Wald Chi-Square = 29.248, $P < 0.001$). Lifting different loads resulted in a 29% difference in peak force (L1 > L3 > L2 > L4; 3396.59 ± 589.36 N, 3121.23 ± 654.32 N, 2767.54 ± 656.75 N, 2408.40 ± 745.54 N respectively). Peak force showed significant differences according to position (Wald Chi-Square = 16.149, $P < 0.001$) and mass (Wald Chi-Square = 78.458, $P < 0.001$). Post-hoc analyses revealed significant differences for all loads (Wald Chi-Square = 89.119 $P < 0.05$). Results for the relative mean outputs ranged from 2.5 times the body mass for the highest load (L1), to 2.4 times for L2, 2.23 for L3, and 2.2 for the lowest load (L4).

Force Outputs by Phase

No significant differences were found in mean and peak force outputs comparing stable and unstable conditions and concentric and eccentric phases for any of the loads (Fig 5).

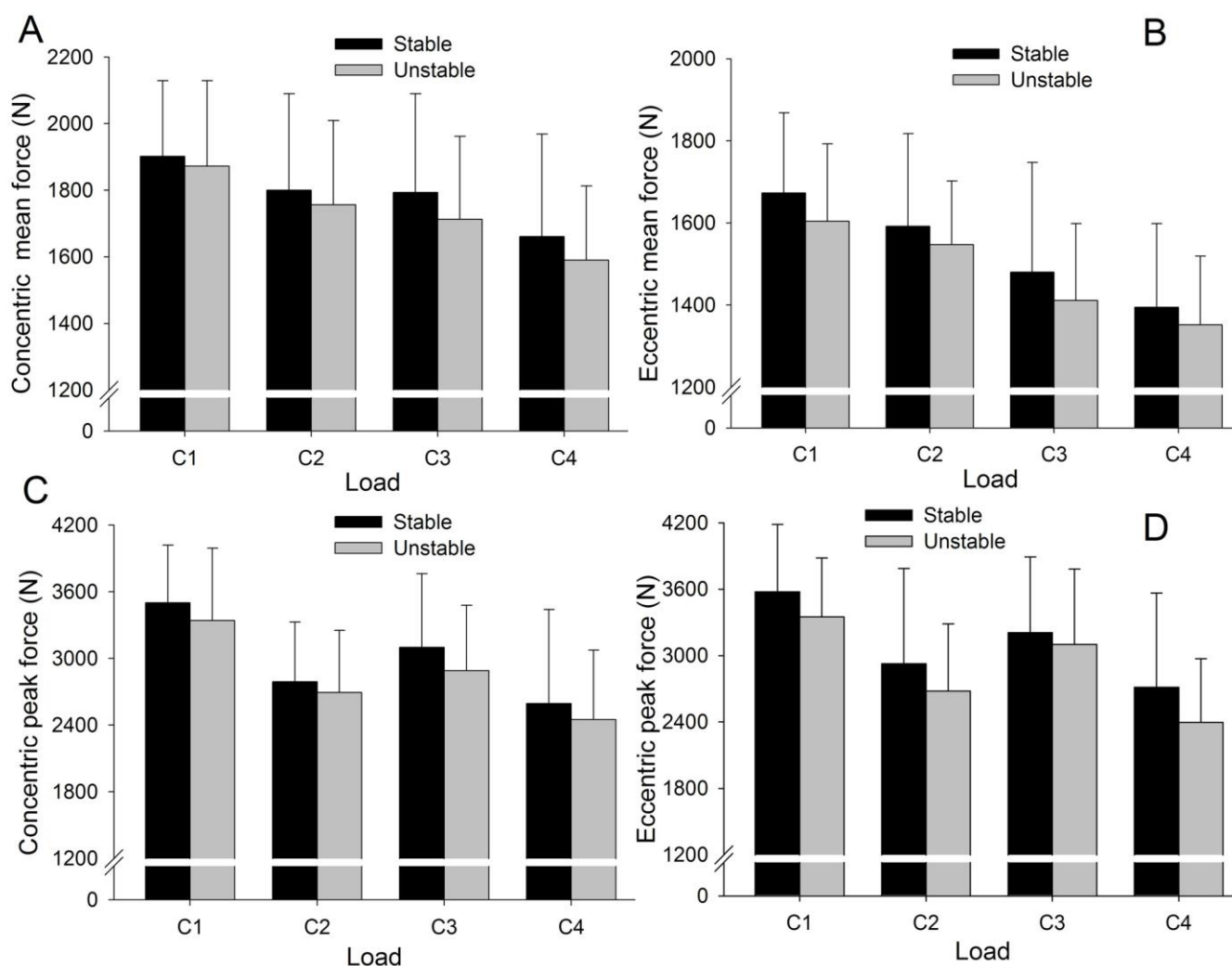


Fig 5. Mean (SD) for concentric mean force (A) and eccentric mean force (B) and concentric peak force (C) and eccentric peak force (D) outputs under stable and unstable conditions for each load. No statistically significant differences were found between the stable and unstable conditions for either phase or any load ($n = 13$).

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g005

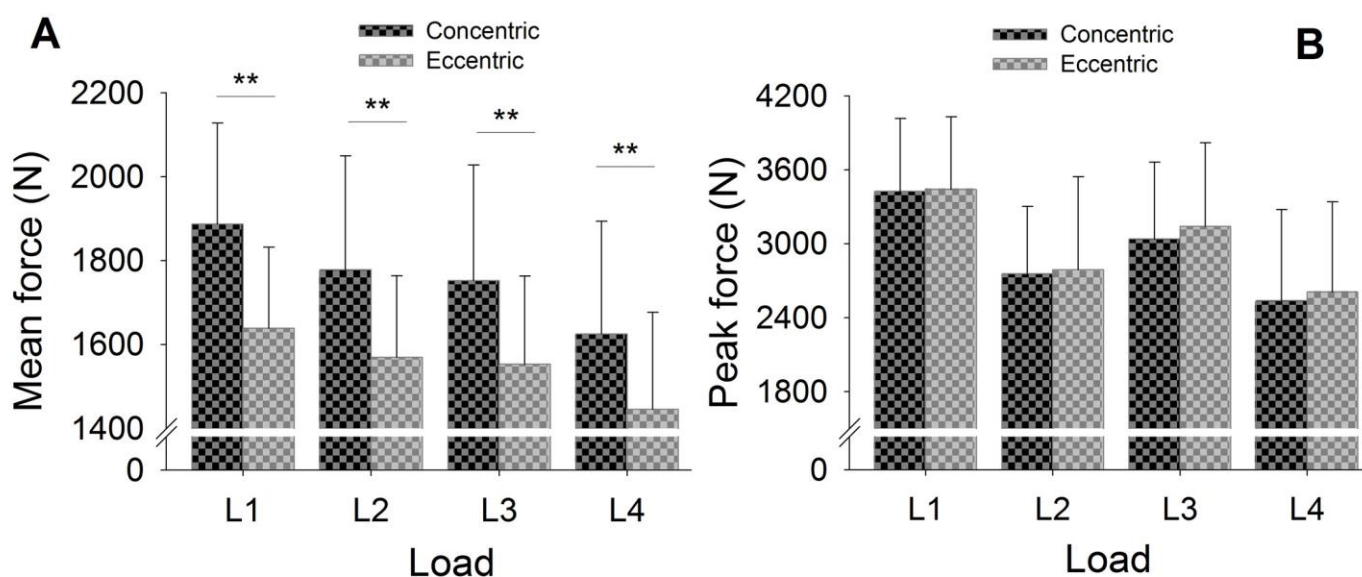


Fig 6. Mean (SD) for concentric and eccentric mean force (A) and peak force (B), outputs for each load. No statistically significant differences were found between the SC and UC for any load $**p < 0.001$ ($n = 13$).

doi:10.1371/journal.pone.0154346.g006

As a result, and since there was no interaction between phase (concentric and eccentric), condition (stable and unstable) or load (weight and position), the data were collapsed. Therefore, condition was not taken into account in the comparison of concentric and eccentric force outputs between loads (Fig 6). Different loads resulted in the current concentric mean force (L1 > L2 > L3 > L4; 1886.97 ± 241.12 N, 1778.49 ± 270.54 N, 1752.71 ± 275.34 N, 1625.48 ± 269.25 N respectively) and eccentric mean force outputs (L1 > L2 > L3 > L4; 1638.66 ± 193.87 N, 1569.56 ± 194.17 N, 1553.28 ± 186.45 N, 1445.96 ± 231.57 N respectively). There were statistically significant differences in mean force between positions and masses according to the phase (Wald Chi-Square = 23.465, $P < 0.001$). Post-hoc tests revealed significant differences for all loads ($P < 0.001$). There were no significant differences in peak force according to phase at any load.

Discussion

This study was designed to compare the force outputs using a RID while athletes performed squats under SC and UC with four different loads. Surprisingly, the first hypothesis of the study was not borne out: there was a marked similarity in force output during the squat under both conditions for each of the loads.

This result contrasts with those of previous studies, which reported reductions in force output with increasing instability in different gravity-dependent resistance exercises [12,13,20–25]. This discrepancy may be attributable to the type of muscle action, the degree of instability, and the equipment used. In addition, some studies also present methodological limitations, since they either examined absolute intensity [12,14,15] or failed to show normalized muscle outputs [16–18]. Some studies have examined force and power outputs in trainees performing squats on different unstable platforms, including a Bosu[®] ball [17,26,27], foam blocks [28], inflatable balls [29] or a power board and balance cone [17]. The instability generated by unstable surfaces such as foam blocks and Bosu[®] balls during the free-weight squat exercise reduced concentric peak force and peak velocity as well as range of motion [28]. Force outputs also

decreased with higher levels of instability during isometric squats [17]. Other authors have examined mean power in the concentric phase of squats during the performance of six sets of eight repetitions at 70% of 1-RM [26] and found significantly lower mean power outputs during a free-weight squat exercise on a Bosu[®] ball than on a stable surface. Similarly, mean power was lower in the entire concentric phase of the free-weight squat exercise with and without countermovement on a Bosu[®] ball with different weights [27]. However, that study reported that mean power in the entire concentric phase was compromised more by UC than by SC when lifting loads greater than 60% 1-RM. In the current study, performing squats with the RID under UC was associated with a similar reduction in mean and peak force compared with SC across the four loads.

However, given the lack of previous reports in the literature, it is not possible to compare these data and to contrast the degree of instability produced against other unstable surfaces; therefore, the unstable squats assessed in this study may indicate differences between local and global instability. Although the Pielaster perturbed the system, the tension of the tether, which was attached close to the participant's center of gravity, may have helped to maintain a similar body equilibrium under UC and SC and thus reduce the difficulty of the task. Therefore, the relatively low biomechanical and neuromuscular challenges imposed on the trunk might increase the stability, which might partially explain the slight reduction in force outputs in UC versus SC. On the other hand, unstable surfaces create pressure and tension around the ankle joint and stimulate the mechanoreceptors, thus generating afferent stimuli and reflexive motor responses which increase joint stability. Surfaces such as the Pielaster maybe ideal for stimulating these mechanoreceptors and may help in the prevention or recovery from a range of joint injuries [30]. To activate the vastus medialis oblique, and to enhance the vastus medialis oblique/vastus lateralis ratio in order to prevent or mitigate knee joint dysfunction (the patellofemoral pain syndrome), highly unstable surfaces should be selected [31].

The second hypothesis of the study was partially borne out. Overall, force outputs performing squats on a RID were greatest when the highest moment of inertia of the flywheel and the shortest radius in the cone were selected, in both SC and UC. Specifically, differences in mean force outputs of up to 13% were found between certain loads (Fig 4A). We stress that different moments of inertia using the same position (P1 or P4) did not generate significant differences in mean force outputs (Fig 4A). However, higher force outputs were produced with the cone in the higher position than in the lower position. Despite the 55% increase in the moments of inertia, we did not find differences when using the same position. Therefore, to achieve differences while maintaining the same position, we might have increased the difference between the moments of inertia by more than 55% using the flywheel without masses. In this regard, the manufacturer might consider increasing either the mass of each of the pieces placed on the edge of the flywheel or the number of pieces.

Ten strength-trained men with at least ten years of experience with the barbell squat achieved mean forces close to 1300 N when performing this squat at 10-RM [6]. These forces were slightly lower than the ones recorded in the present study. In another study, 15 healthy men who had 4.5 years of experience with resistance training and were familiar with the free-weight squat exercise showed mean forces of 742.6 ± 222 N when performing maximal isometric squats [17], figures which were also notably lower than ours. In view of this result, and bearing in mind the differences in participants' characteristics, we suggest that the RID may generate higher mean forces, similar to those produced in traditional hypertrophic and endurance resistance training. However, the RID may be unable to train maximal force (> 85% 1-RM).

Differences in peak force outputs of up to 29% were found between all loads (Fig 4B). Maximal peak forces were reached with $0.57 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2$. For this reason, it seems reasonable to assume

that selecting the highest moment of inertia is more effective than changing the positions (P1 or P4) when seeking to increase peak force. Indeed, previous studies reported lower peak forces than ours: below 1500 N when performing the barbell squat at 10-RM [6], and 2186.95 ± 377.34 N during isometric squats [29].

Finally, the third hypothesis of the study was partially supported. Concentric mean force outputs were greater than eccentric force outputs in SC (14%) and UC (15%). Mean forces were lower in the eccentric phase (Fig 6A), probably due to the RID's mechanical friction: the friction produced while the tether wound and unwound around the cone converted kinetic energy into heat. Likewise, the two pulleys used also produced mechanical friction. Indeed, some investigators have reported higher concentric mean force in a knee extension exercise performed with a specialized YoYo[®] flywheel device which used two 2.7-kg flywheels with an inertia momentum of $0.07 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ per flywheel [4]. In that study eccentric peak force also exceeded concentric peak force. Similarly, in our study, eccentric peak force was slightly higher than concentric peak force (Fig 6B) when participants performed squatting with the RID under both conditions for all loads. In contrast, Blatnik et al. [32] showed a 15% higher peak concentric force (3767.1 ± 523.2 N) than eccentric force (3196.2 ± 470.6 N) in professional power lifters performing barbell squats. Thus, use of the RID may obtain higher eccentric peak forces than concentric peak forces, something that cannot be achieved performing traditional barbell squats.

Free-weight resistance training typically provides a constant external load during coupled concentric and eccentric muscle actions in sets of consecutive repetitions until failure. However, skeletal muscle inherently has the capability to produce greater force in the eccentric action than in the concentric action which allows for greater loading during the eccentric action. The ability to overcome the gravitational force of a weight depends on the "sticking point" that occurs during the concentric phase of the movement due to changes in biomechanical levers and muscle length. Thus, free-weight resistance exercises using a constant weight require maximal activation only at the "sticking point" of the very last concentric repetition, which results in the failure to lift a particular weight. In contrast, the moment of the inertia of spinning flywheels generates unlimited resistance throughout the entire range of the concentric phase and allows for brief episodes in which eccentric forces exceed the concentric forces [4,7]. Traditionally, strength training programs have been based on gravity-dependent resistance exercises [33]. However, the efficacy of these methods is limited to concentric actions, with lower activation in the eccentric phase [4,5]. Thus, strength-training strategies to prevent muscle strain injuries should also emphasize the eccentric phase of the movement [34]. Moreover, an eccentric-load program (i. e., half-squat and leg-curl exercises using YOYO[®] flywheel ergometers) reduced muscle-injury incidence and severity in junior elite soccer players [3]. The levels of eccentric peak force generated in the current study were similar to those produced in the concentric phase in both SC and UC and may potentially serve to prevent quadriceps muscle strains.

Our results show that the use of the RID achieved a similar force output during the squat under both conditions for each of the loads. This suggests that the squat exercise with a RID under UC could be incorporated in resistance training programs. The RID allows generation of different force outputs, especially for peak force. Force outputs performing squats on a RID were higher when the highest moment of inertia of the flywheel and the shortest radius in the cone were selected. Peak force was slightly higher in the eccentric than in the concentric phase, and force outputs were comparable under SC and UC. Therefore, the squat exercise performed with a RID may represent an effective alternative to the squat exercise performed with traditional free-weight resistance and with the YoYo[®] flywheel device for conditioning and strength training. This exercise may be particularly useful for team sport players who need to improve

strength and proprioception, and it may also be included as part of injury prevention programs for muscle lesions and ankle and knee joint injuries.

Acknowledgments

This work was supported by the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya (PRE/2730/2012). Jairo Vázquez-Guerrero is the recipient of a pre-doctoral fellowship from the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC). The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. FCBarcelona provided support in the form of salary for author JVG, but did not have any additional role in the study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. The specific roles of this author are articulated in the 'author contributions' section. We thank Dr. Josep M^a Padullés and Mr. Xavier Padullés for their help in measuring the moment of inertia generated on the device. Some of the authors of the current study are members of Grup de Recerca en Activitat Física i Salut (GRAFIS) 2014–2016: SGR 1629.

Author Contributions

Conceived and designed the experiments: JVG GM. Performed the experiments: JVG GM JB SRJ. Analyzed the data: JVG. Contributed reagents/materials/analysis tools: JVG GM. Wrote the paper: JVG.

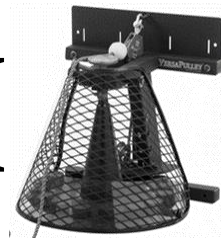
References

1. Berg HE, Tesch A. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Sp Env Med.* 1994; 65: 752–756. doi: [10.1186/1743-0003-11-150](https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-150)
2. Berg HE, Tesch PA. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut.* 1998; 42: 219–230. PMID: [11541605](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11541605/)
3. de Hoyo M, Pozzo M, Sanudo B, Carrasco L, Gonzalo-Skok O, Dominguez-Cobo S, et al. Effects of a 10-week in-season eccentric-overload training program on muscle-injury prevention and performance in junior elite soccer players. *Int J Sport Physiol Perform.* 2015; 10: 46–52. doi: [10.1123/ijspp.2013-0547](https://doi.org/10.1123/ijspp.2013-0547)
4. Norrbrand L, Fluckey J, Pozzo M, Tesch PA. Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol.* 2008; 102: 271–281. doi: [10.1007/s00421-007-0583-8](https://doi.org/10.1007/s00421-007-0583-8) PMID: [17926060](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17926060/)
5. Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110: 997–1005. doi: [10.1007/s00421-010-1575-7](https://doi.org/10.1007/s00421-010-1575-7) PMID: [20676897](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20676897/)
6. Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA. Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Sp Env Med.* 2011; 82: 13–19. doi: [10.3357/ASEM.2867.2011](https://doi.org/10.3357/ASEM.2867.2011)
7. Tesch PA, Ekberg A, Lindquist DM, Trieschmann JT. Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiol Scand.* 2004; 180: 89–98. doi: [10.1046/j.0001-6772.2003.01225.x](https://doi.org/10.1046/j.0001-6772.2003.01225.x) PMID: [14706117](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14706117/)
8. Onambélé GL, Maganaris CN, Mian OS, Tam E, Rejc E, McEwan IM, et al. Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *J Biomech.* 2008; 41: 3133–3138. doi: [10.1016/j.jbiomech.2008.09.004](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.004) PMID: [18976996](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18976996/)
9. Chiu LZ, Salem GJ. Comparison of joint kinetics during free weight and flywheel resistance exercise. *J Strength Cond Res.* 2006; 20: 555–562. doi: [10.1519/r-18245.1](https://doi.org/10.1519/r-18245.1) PMID: [16937968](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16937968/)
10. Balshaw TG, Hunter AM. Evaluation of electromyography normalisation methods for the back squat. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22: 308–319. doi: [10.1016/j.jelekin.2011.11.009](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.11.009) PMID: [22155060](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22155060/)
11. Channell BT, Barfield JP. Effect of Olympic and traditional resistance training on vertical jump improvement in high school boys. *J Strength Cond Res.* 2008; 22: 1522–1527. doi: [10.1519/JSC.0b013e318181a3d0](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181a3d0) PMID: [18714236](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18714236/)
12. Anderson K, Behm DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sport Med.* 2005; 35: 43–53. doi: [10.2165/00007256-200535010-00004](https://doi.org/10.2165/00007256-200535010-00004)

13. Behm DG, Anderson KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res.* 2006; 20: 716–722. doi: [10.1519/r-18475.1](https://doi.org/10.1519/r-18475.1) PMID: [16937988](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16937988/)
14. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J Strength Cond Res.* 2007; 21: 343–347. doi: [10.1519/r-17435.1](https://doi.org/10.1519/r-17435.1) PMID: [17530936](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17530936/)
15. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui A V, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010; 24: 1028–1033. doi: [10.1519/JSC.0b013e3181ca4fb8](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ca4fb8) PMID: [20300023](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20300023/)
16. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sport Physiol Perform.* 2010; 5: 177–183.
17. Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013; 27: 130–136. doi: [10.1519/JSC.0b013e3182541d43](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182541d43) PMID: [22450254](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22450254/)
18. Saeterbakken AH, Fimland MS. Electromyographic Activity and 6RM Strength in Bench Press on Stable and Unstable Surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013; 27: 1101–1107. doi: [10.1519/JSC.0b013e3182606d3d](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182606d3d) PMID: [22692120](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22692120/)
19. Drinkwater EJ, Lawton TW, Lindsell RP, Pyne DB, Hunt PH, McKenna MJ. Training leading to repetition failure enhances bench press strength gains in elite junior athletes. *J Strength Cond Res.* 2005; 19: 382–388. doi: [10.1519/r-15224.1](https://doi.org/10.1519/r-15224.1) PMID: [15903379](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15903379/)
20. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res.* 2004; 18: 637–640.
21. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sport Phys Ther.* 2012; 7: 226–241.
22. Cowley PM, Swensen T, Sforzo GA. Efficacy of instability resistance training. *Int J Sport Med.* 2007; 28: 829–835. doi: [10.1055/s-2007-964893](https://doi.org/10.1055/s-2007-964893)
23. Keogh JWL, Aickin SE, Oldham ARH. Can Common Measures of Core Stability Distinguish Performance in a Shoulder Pressing Task Under Stable and Unstable Conditions? *J Strength Cond Res.* 2010; 24: 422–429. doi: [10.1519/JSC.0b013e3181c7c6b9](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c6b9) PMID: [20072059](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20072059/)
24. Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2010; 24: 313–321. doi: [10.1519/JSC.0b013e3181c8655a](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c8655a) PMID: [20072068](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20072068/)
25. Koshida S, Urabe Y, Miyashita K, Iwai K, Kagimori A. Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2008; 22: 1584–1588. doi: [10.1519/JSC.0b013e31817b03a1](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817b03a1) PMID: [18714228](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18714228/)
26. Zemková E, Jelen M, Kovacikova Z, Olle G, Vilman T, Hamar D. Power outputs in the concentric phase of resistance exercises performed in the interval mode on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2012; 26: 3230–3236. doi: [10.1519/JSC.0b013e31824bc197](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824bc197) PMID: [22290524](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22290524/)
27. Zemková E, Jelen M, Kovacikova Z, Olle G, Vilman T, Hamar D. Weight Lifted and Countermovement Potentiation of Power in Concentric Phase of Unstable and Traditional Resistance Exercise. *J Appl Biomech.* 2013; 30: 213–220 doi: [10.1123/jab.2012-0229](https://doi.org/10.1123/jab.2012-0229) PMID: [24042238](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24042238/)
28. Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm DG. Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int J Sport Physiol Perform.* 2007; 2: 400–413.
29. McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2006; 20: 915–918. doi: [10.1519/r-19305.1](https://doi.org/10.1519/r-19305.1) PMID: [17194253](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17194253/)
30. Kang JH, Hyong IH. Analysis of Electromyographic Activities of Ankle Muscles at Different Levels of Instability of Unstable Surfaces. *J Phys Ther Sci.* 2012; 24: 1333–1335.
31. Hyong IH, Kang JH. Activities of the Vastus Lateralis and Vastus Medialis Oblique Muscles during Squats on Different Surfaces. *J Phys Ther Sci.* 2013; 25: 915–917. doi: [10.1589/jpts.25.915](https://doi.org/10.1589/jpts.25.915) PMID: [24259884](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24259884/)
32. Blatnik JA, Skinner JW, McBride JM. Effect of supportive equipment on force, velocity, and power in the squat. *J Strength Cond Res.* 2012; 26: 3204–3208. doi: [10.1519/JSC.0b013e3182736641](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182736641) PMID: [22996018](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22996018/)
33. Romero-Rodríguez D, Gual G, Tesch PA. Efficacy of an inertial resistance training paradigm in the treatment of patellar tendinopathy in athletes: A case-series study. *Phys Ther Sport.* 2015; 12: 43–48. doi: [10.1016/j.ptsp.2010.10.003](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.003)
34. Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after pre-season strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sport.* 2003; 13: 244–250.

ESTUDIO

III



Cambios en la arquitectura muscular y en la velocidad de ejecución de sentadillas en VersaPulley en condiciones estables e inestables en jugadores junior de baloncesto de élite durante una temporada

Changes in muscular architecture and execution velocity during squats performed using the VersaPulley under stable and unstable conditions in junior elite basketball players

Mudanças na arquitetura muscular e agachamentos velocidade de execução em VersaPulley em condições estáveis e instáveis em juniores jogadores de basquete de elite durante a temporada

Jairo Vázquez-Guerrero^{1,2} y Gerard Moras¹

1 Grupo de Investigación en Actividad Física y Salud (GRAFIS), Instituto Nacional de Educación Física Centro de Barcelona y 2 FCBarcelona

Resumen: Los objetivos del presente estudio fueron: a) monitorizar y comparar la velocidad_{pico} de ejecución de sentadillas con VersaPulley (VP) en condiciones estables (CE) y condiciones inestables (CI) en jugadores junior de baloncesto de élite durante una temporada y b) evaluar los cambios en la arquitectura muscular (AM). Siete jugadores junior de baloncesto realizaron el entrenamiento técnico-táctico y de acondicionamiento físico de la temporada (16 horas semanales) incluyendo entrenamiento de fuerza mediante sentadillas con VP en CE y CI. Durante la temporada se evaluó la velocidad_{pico} de ejecución de las sentadillas mediante el sistema T-FORCE. Además, cada 3 meses se valoró la AM del vasto lateral mediante ultrasonidos. Los resultados no mostraron diferencias significativas en la velocidad_{pico} al realizar sentadillas entre ambas condiciones en ningún momento de la temporada, aumentando un 17% en CE y un 23% en CI ($p < 0,01$). El grosor muscular ($p = 0,009$) y el ángulo de peneación ($p < 0,05$) aumentaron mientras que la longitud de los fascículos no experimentó cambios significativos. El entrenamiento regular de baloncesto y el entrenamiento de fuerza incluyendo sentadillas con VP en CE y CI generaron niveles similares de velocidad_{pico} en ambas condiciones en jugadores de baloncesto junior de élite. La velocidad_{pico} aumentó tanto en CE como en CI durante la temporada. Además, se produjeron cambios en la AM.

Palabras clave: entrenamiento de fuerza, inestabilidad, inercia rotacional, grosor muscular, ángulo de peneación, baloncesto, jóvenes.

Abstract: The purposes of the present study were to: a) monitor and compare velocity_{peak} when performing squats with VersaPulley (VP) on stable conditions (CE) and on unstable conditions (CI) in elite junior basketball players during a season and b) assess the changes in muscle architecture (AM). Seven junior basketball players performed the technical-tactical training and the physical fitness of the season (16 weekly hours) adding extra strength training performing squats with the VP under CE and CI.

Velocity_{peak} when performing the squats was assessed during the season through T-FORCE system. Moreover, every 3 months the AM of the vastus lateralis was assessed. Results indicated that velocity_{peak} did not show significant differences when performing squats under both conditions during the season. Velocity_{peak} increased 17% under CE and 23% under CI ($p < 0.01$). The muscle thickness ($p = 0.009$) and the pennation angle ($p < 0.05$) increased whilst the fascicle length did not show significant differences. The regular basketball training and the strength training, including squats performed with VP under CE and CI, increased a long de season in a basketball elite junior players. Moreover, we founded changes in AM. **Key words:** strength training, instability, rotational inertia, muscular thickness, pennation angle, basketball, youth.

Resumo: Os objetivos do estudo em questão foram: a) monitorar e comparar a velocidade máxima de execução de agachamento no VersaPulley (VP) em condições estáveis (CE) e condições instáveis (CI) em jogadores juvenis de basquete de elite durante uma temporada e b) avaliar as mudanças na arquitetura muscular (AM). Sete jogadores juvenis de basquete realizaram o treinamento técnico-tático e de condicionamento físico da temporada (16 horas semanais) incluindo treinamento de força através de agachamentos com VP em CE e CI. Durante a temporada monitorizou-se a velocidade máxima de execução dos agachamentos através do sistema T-FORCE. Além disso, a cada 3 meses avaliou-se a AM do vasto lateral através de Ultra-som. Os resultados não mostraram diferenças significativas na velocidade máxima ao realizar agachamentos entre ambas condições em nenhum momento da temporada, aumentando um 17% em CE e um 23% em CI ($p < 0,01$). A grossura muscular ($p = 0,009$) e o ângulo de penação ($p < 0,05$) aumentaram enquanto que a longitude dos fascículos não demonstrou mudanças significativas. O treinamento normal de basquete e o treinamento de força incluindo agachamentos com VP em CE e CI geraram níveis similares de velocidade máxima em ambas condições nos jogadores de basquete juvenis de elite. A velocidade máxima aumentou tanto em CE como em CI durante a temporada. Além disso, produziu-se mudanças na AM.

Palavras chave: treinamento de força, instabilidade, espessura do músculo, ângulo pennation, basquete, jovem.

Dirección para correspondencia [Correspondence address]: Jairo Vázquez-Guerrero, Instituto Nacional de Educación Física de Barcelona. Avinguda de l'Estadi, 12, 08038 Barcelona (España). E-mail: jairospor.vg@gmail.com

Introducción

La alta exigencia del baloncesto produce importantes cargas fisiológicas sobre los jugadores durante la competición (McInnes, Carlson, Jones, y McKenna, 1995). En el baloncesto moderno se producen unas 1000 acciones por partido (Ben Abdelkrim, El Fazaa, y El Ati, 2007) de las cuales el 11,5% son de intensidad máxima (Ben Abdelkrim y cols., 2010). La duración de las acciones de alta intensidad (Ben Abdelkrim y cols., 2007; Hoffman y Maresch, 2000) oscila entre 2 y 5 s, predominando las de 2 s (Ben Abdelkrim y cols., 2007), con una densidad de 1:10 en las acciones alta intensidad (Ben Abdelkrim y cols., 2010; Hoffman y Maresch, 2000; McInnes y cols., 1995). En consecuencia, se considera el acondicionamiento físico un factor importante para preparar a los jugadores de baloncesto de élite moderno (Apostolidis, Nassis, Bolatoglou, y Geladas, 2004; Sallet, Perrier, Ferret, Vitelli, y Baverel, 2005; Simenz, Dugan, y Ebben, 2005).

Los movimientos realizados por los jugadores son el resultado de la fuerza generada por la acción de múltiples músculos (Oshita y Yano, 2010). Así, ninguna actividad física del ser humano es posible sin la fuerza muscular (Ehlenz, Grosser, y Zimmermann, 1990). Existe suficiente evidencia científica para incluir de forma integral los programas de entrenamiento de fuerza como parte de la preparación en los deportes de equipo (McGuigan, Wright, y Fleck, 2012). Concretamente, la capacidad para generar la máxima fuerza en el menor período de tiempo ha sido considerada en baloncesto, esencial en la obtención de altos niveles de rendimiento deportivo (Hedrick, 1993; Hoffman, Tenenbaum, Maresh, y Kraemer, 1996; Klinzing, 1991).

Existen diferentes metodologías o sistemas de entrenamiento de fuerza y potencia que han aumentado en popularidad en las últimas décadas, entre otros, el entrenamiento de inercia rotacional (Berg y Tesch, 1994; Berg y Tesch, 1998; M. Naczk, A. Naczk, W. Brzenczek-Owczarzak, J. Arlet, y Z. Adach, 2013; Norrbrand, Fluckey, Pozzo, y Tesch, 2008; Norrbrand, Pozzo, y Tesch, 2010) y el entrenamiento en condiciones de inestabilidad (Behm y Colado, 2012; Behm, Anderson, y Curnew, 2002; Behm y Anderson, 2006; Behm, Leonard, Young, Bonsey, y MacKinnon, 2005; Drinkwater, Pritchett, y Behm, 2007; Saeterbakken y Fimland, 2013; Zemková y cols., 2013; Zemková y cols., 2012) que podrían optimizar el rendimiento deportivo. El entrenamiento mediante dispositivos de inercia rotacional utiliza la resistencia de inercia rotacional ofreciendo resistencia independiente de la gravedad y difiere de otras modalidades tradicionales que utilizan principalmente el peso libre. Durante este tipo de entrenamiento se producen breves episodios de sobrecarga excéntrica generando un pico máximo de fuerza mayor que el obtenido habitualmente durante el entrenamiento tradicional (Norrbrand y cols., 2008; Norrbrand y cols., 2010).

Así, varios estudios han confirmado la eficacia de este entrenamiento para mejorar la fuerza y la potencia (Albert, Hille-gass, y Spiegel, 1994; Caruso y cols., 2006; Mariusz Naczk, Alicja Naczk, Wioletta Brzenczek-Owczarzak, Jaroslaw Arlet, y Zdzislaw Adach, 2013; Onambélé y cols., 2008; Tesch, Ekberg, Lindquist, y Trieschmann, 2004). Por otro lado, el entrenamiento de fuerza en CI podría aumentar la sollicitación sobre el sistema neuromuscular, además de mejorar el equilibrio y la coordinación, siendo más específico del deporte. Esto podría mejorar el rendimiento deportivo. Gran parte de la literatura científica ha investigado las respuestas agudas y crónicas al entrenamiento en CI (fuerza y rendimiento, equilibrio, estabilidad, valoración del rendimiento y electromiografía) tal como reflejan Behm y Colado (2012) en una revisión. Así, existe un amplio consenso al afirmar que la fuerza, la potencia y la velocidad disminuyen al realizar ejercicios en CI.

Además de describir los cambios en el rendimiento, es fundamental investigar los mecanismos que el entrenamiento de fuerza y la práctica deportiva producen a nivel muscular. Se ha sugerido previamente que la arquitectura muscular (AM) puede explicar mejor la fuerza máxima y la velocidad que las propiedades químicas intrínsecas (Wickiewicz, Roy, Powell, y Edgerton, 1983). La AM, que incluye medidas del grosor del músculo, ángulo de peneación y longitud de fascículos mediante ecografía ha demostrado ser fiable (Aagaard y cols., 2001; Blazeovich, Gill, Bronks, y Newton, 2003; Blazeovich, Gill, Deans, y Zhou, 2007; Seynnes, de Boer, y Narici, 2007) y su capacidad de adaptación en respuesta al entrenamiento de fuerza (Aagaard y cols., 2001; Alegre, Jiménez, Gonzalo-Orden, Martín-Acero, y Aguado, 2006; Blazeovich, Cannavan, Coleman, y Horne, 2007; Blazeovich y cols., 2003; Kawakami, Abe, Kuno, y Fukunaga, 1995; Seynnes y cols., 2007). Sin embargo, sólo 3 estudios han investigado los cambios en la AM y el rendimiento deportivo realizando de forma concurrente el entrenamiento de su deporte y de fuerza (Blazeovich y cols., 2003; Jajtner y cols., 2013; Nimphius, McGuigan, y Newton, 2012). Ninguno de ellos fue realizado con jugadores junior de élite de baloncesto.

La velocidad, potencia y fuerza de la rodilla y de los extensores de cadera son vitales para mejorar el rendimiento en los deportes. Muchos entrenadores de fuerza proponen la sentadilla como un ejercicio esencial para optimizar el rendimiento deportivo (Comfort, Bullock, y Pearson, 2012; Chandler, 1992; McBride y cols., 2009). Sin embargo, no se conocen estudios que combinen el entrenamiento de sentadilla utilizando un dispositivo VP en CE y CI y su monitorización mediante la velocidad_{pico} durante una temporada en jugadores de baloncesto de élite.

Por tanto, los objetivos de este estudio fueron a) monitorizar y comparar los cambios en la velocidad_{pico} al realizar sentadillas con VP en CE y CI en jugadores junior de baloncesto

de élite durante una temporada y b) evaluar los cambios en la AM. Las hipótesis fueron que a) la velocidad_{pico} sería mayor en CE que en CI, b) la velocidad_{pico} aumentaría de forma similar en ambas condiciones durante la temporada y c) se producirían cambios en la AM.

Material y método

Diseño

Para evaluar las adaptaciones generadas por el entrenamiento en un equipo junior de baloncesto de élite durante una temporada se llevó a cabo un estudio longitudinal evaluando y comparando los cambios en la velocidad_{pico} al realizar sentadillas en CE y CI. Se analizaron las adaptaciones producidas en la AM. Después de varias semanas de familiarización con el ejercicio de sentadilla en VP en CE y CI y de preparación general se realizó el ejercicio de sentadilla a la máxima velocidad posible con VP en ambas condiciones de forma aleatoria sirviendo como test para controlar y evaluar la velocidad_{pico} alcanzada en ese ejercicio. Este ejercicio se repitió y se monitorizó cada 7 ó 15 días durante 22 semanas. Además, se evaluó la AM del vasto lateral cada 3 meses.

Participantes

Siete jugadores de baloncesto (edad: $16,75 \pm 0,5$ años; altura: $200,09 \pm 2,55$ cm; peso corporal $89,97 \pm 9,96$ kg) del mismo club, con experiencia competitiva en la selección nacional en campeonatos mundiales o europeos realizaron el entrenamiento regular de baloncesto de la temporada y el entrenamiento de fuerza (12 y 4 horas semanales respectivamente) incluyendo la implementación de entrenamiento de fuerza con VP. Todos los participantes fueron informados del estudio firmando el correspondiente consentimiento informado. La aprobación de esta investigación fue concedida por el Comité de Ética y Científico y el estudio se ajusta a la Declaración de Helsinki para la investigación médica en seres humanos.

Entrenamiento

Durante la temporada se realizó el entrenamiento regular de baloncesto que incluía en un microciclo estándar 4-5 horas de entrenamiento para cada una de las estructuras (técnica, táctica y condicional), además del partido oficial disputado durante el fin de semana. En cuanto a la estructura condicional, las 3-4 sesiones semanales realizadas eran destinadas fundamentalmente al entrenamiento de fuerza, puesto que la resistencia y la velocidad estaban incluidas de forma integrada en el entrenamiento de pista. Así, el objetivo principal era el desarrollo de la hipertrofia muscular, además de optimizar la potencia muscular y la prevención de lesiones.

Instrumentos

VP*

El dispositivo VP consta de un volante de inercia rotacional de metal y un eje fijo en el centro sobre el cual giran unas masas. Para variar la carga (inercia), este dispositivo permite colocar un total de 16 masas independientes situadas en el borde del volante. Un cono situado encima del volante hace posible que una cuerda fijada en su extremo superior se enrolle y desenrolle alrededor del mismo. La longitud de la cuerda aumenta cuando se desenrolla (fase concéntrica). Una vez la cuerda se ha desenrollado completamente, el cono sigue girando y la cuerda empieza a enrollarse alrededor de este (fase excéntrica). Para variar el ratio fuerza/velocidad es posible seleccionar 3 posiciones modificando la ubicación de la polea más cercana al cono. En la posición superior de la polea, donde la cuerda gira alrededor de la parte más estrecha del cono se producen los menores niveles de velocidad, mientras que en la posición inferior que utiliza un diámetro más amplio del cono para enrollar la cuerda, se alcanzan las velocidades más altas. En la presente investigación se utilizaron 16 masas en la posición 2 (intermedia). Dadas las características de este dispositivo, ante una misma inercia, una mayor velocidad en la ejecución del ejercicio supone mayores niveles de producción de fuerza.

Pielaster*

El *Pielaster* (Biolaster, S.L., Guipúzcoa, Spain) es una plataforma inestable esferoidal de planta elíptica, que sigue el contorno del pie y permite un giro ondulado de 360° si está colocado sobre su porción convexa. Esta forma específica del *Pielaster* provoca que el brazo de palanca sea diferente en función de la posición, consiguiendo adaptar la fuerza necesaria para mantener el equilibrio a la fuerza muscular de los músculos involucrados en ese movimiento específico.

Procedimiento

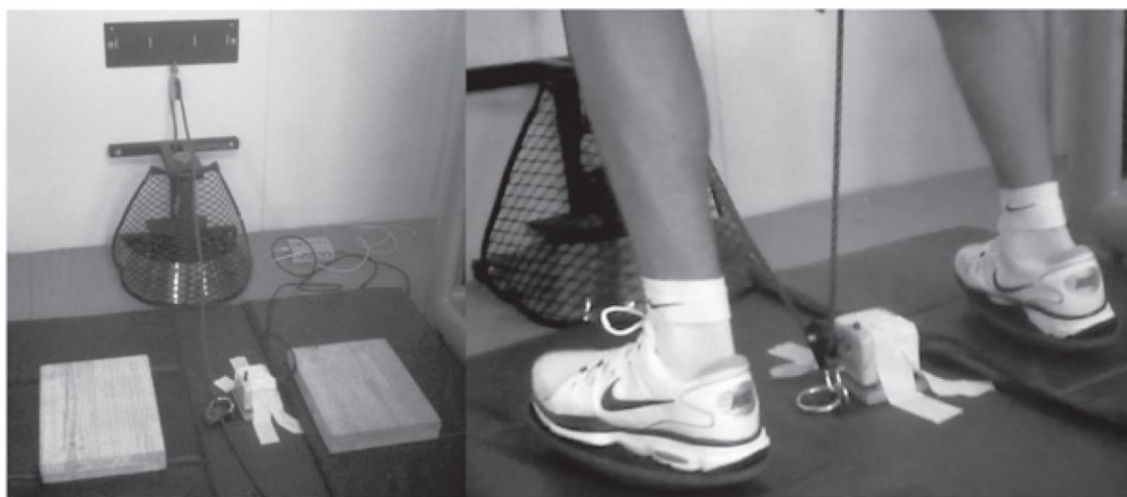
Al finalizar el periodo preparatorio y después de una fase de familiarización con el ejercicio de sentadilla con VP en CE y CI en la que se puso el énfasis en la adecuada ejecución técnica de la sentadilla, alcanzando un ángulo de 90° en la flexión de rodillas, los participantes realizaron un test de 8 repeticiones ejecutando sentadillas a la máxima velocidad en una plataforma estable y encima de dos *Pielasters*. De este modo al inicio de periodo experimental se determinó la velocidad_{pico} de ejecución de este ejercicio (test 1) en ambas condiciones.

El test se realizó después de un calentamiento estandarizado. Los jugadores realizaron de forma aleatoria un test de 8 repeticiones a máxima velocidad en cada una de las condiciones. Se proporcionó un intervalo de descanso de 2 minutos

entre cada una de las series (CE y CI). Los resultados de las 8 repeticiones de cada jugador en ambas condiciones fueron grabados para su posterior evaluación. Durante la temporada y siguiendo el mismo protocolo realizaron un total de 19 test incluidos en las sesiones de acondicionamiento físico como un ejercicio del programa de entrenamiento de fuerza. La ejecución del ejercicio requería que el participante utilizara un chaleco ajustable unido a la cuerda de la VP y al cable del encoder lineal del T-FORCE a través de un mosquetón, de forma que la cuerda y el cable quedaban perpendiculares al suelo. El jugador colocaba los pies delante de la VP a ambos lados de la polea anclada en el suelo, con una separación correspondiente a la anchura de la cadera (Figura 1). Esta distancia fue marcada en el suelo y se mantuvo en ambas condiciones. Finalmente, la

tensión de la cuerda se ajustaba mientras se mantenían las piernas extendidas. Entonces, se iniciaba la rotación del volante del dispositivo VP enrollando la cuerda hasta alcanzar los 90° de flexión de rodillas determinados a partir de inspección visual. En ese momento, el sujeto iniciaba el movimiento de extensión aumentando progresivamente la velocidad hasta casi alcanzar la velocidad máxima en la tercera repetición, realizando entonces 8 repeticiones a la máxima velocidad posible. La sentadilla se realizó encima de los *Pielasters* y sobre una plataforma estable de madera específicamente diseñada para mantener los pies a la misma altura respecto al suelo en las dos condiciones. Cada repetición se llevó a cabo hasta alcanzar unos 90° de ángulo de la rodilla. Para asegurar el esfuerzo máximo y una técnica apropiada se proporcionó estímulo verbal.

Figura 1. VP, sistema de medición T-FORCE, plataforma estable y participante realizando el ejercicio de sentadilla encima del *Pielaster*.



La velocidad del movimiento en sentadilla se midió utilizando un dinamómetro isoinercial (T-Force Dynamic Measurement System Ergotech, Murcia, España) que recogía el desplazamiento vertical del sujeto. Este sistema consta de un transductor de velocidad lineal con un cable interconectado a un ordenador personal con una resolución de adquisición de datos AD de 14 bits y software propio. La velocidad vertical instantánea era muestreada directamente por el dispositivo a una frecuencia de 1000 Hz. El encoder lineal se colocó entre los pies justo al lado de la polea anclada en el suelo. Para medir la aceleración total ($3.94 \pm 1.27 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) y estimar de forma indirecta la inestabilidad generada se utilizó un acelerómetro de tres ejes 10 g (Mega Electronics Ltd., Finlandia) fijado con cinta adhesiva en el borde superior del *Pielaster* derecho y conectado a un convertidor AD de 14 bits (ME6000 Biomonitor, Mega Electrónica, Kuopio, Finlandia). Las señales fueron muestreadas a una frecuencia de 2000 Hz. El acelerómetro se calibró sobre dos puntos de calibración mediante la apli-

cación de gravedad cero y gravedad de la Tierra de 1 g ($9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). Se calculó el vector de la aceleración total mediante la combinación cuadrática de los valores de los ejes X, Y y Z.

AM

La medición de ultrasonidos se realizó en base a protocolos descritos anteriormente (Aagaard y cols., 2001; Abe, Brechue, Fujita, y Brown, 1998; Blazevich, Cannavan, y cols., 2007; Blazevich y cols., 2003; Blazevich, Gill, y cols., 2007; Kawakami, Abe, y Fukunaga, 1993; Kubo y cols., 2003). Todas las imágenes de ultrasonidos fueron grabadas con un ecógrafo LOGIQ e (General Electric Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) en modo B, con un cabezal lineal a 10 MHz. Las imágenes fueron analizadas con el software R6.x.x. Se tomaron imágenes sagitales del vasto lateral, al 50% de la distancia desde el trocánter mayor del fémur hasta el epicóndilo lateral del fémur (Alegre y cols., 2006; Blazevich, Cannavan, y cols., 2007; Reeves, Narici,

y Maganaris, 2004; Rutherford y Jones, 1992; Seynnes y cols., 2007). Se tomaron 3 imágenes de la pierna dominante (Kearns, Isokawa, y Abe, 2001). Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo examinador asegurándose de que la musculatura analizada estuviera relajada. Se aplicó gel soluble en agua al transductor antes de ser aplicado a la piel, lo que permitía el acoplamiento adecuado sin un exceso de presión que pudiera causar deformación y alterar las medidas. El transductor se colocó perpendicular a la piel con una orientación paralela a los fascículos basada en la disposición de los fascículos de cada uno de los sujetos hasta que la imagen era considerada adecuada. El grosor muscular fue medido como la distancia perpendicular entre la aponeurosis profunda y superficial del músculo. El ángulo de peneación fue medido como el ángulo entre la dirección de los fascículos y la aponeurosis profunda del músculo. La longitud de fascículos se calculó mediante trigonometría a partir del grosor muscular y del ángulo de peneación según la ecuación: [Longitud de fascículos = Grosor muscular / Seno α]. La reproducibilidad de los procedimientos descritos para la AM ha demostrado ser altamente fiable y válida (Blazevich y Giorgi, 2001; Kawakami y cols., 1993). El coeficiente de correlación intraclase y el coeficiente de variación de las medidas examinadas fueron determinados antes de la recogida de datos siendo 0,91 y 2,5% para el grosor, 0,84 y 5,1% para el ángulo y 0,72 y 6,2% para la longitud de los fascículos respectivamente.

Análisis estadístico

Los datos fueron analizados utilizando el programa estadístico PASW Statistics 18 (antes SPSS Statistics) (SPSS, Inc., Chicago, IL, EE.UU.). Las diferencias estadísticamente significativas se fijaron en $p < 0,05$. Los supuestos del modelo fueron validados mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov de normalidad y prueba de la igualdad de las varianzas de Levene. Se analizaron la velocidad_{pico} y el recorrido utilizando un ANOVA de 2 vías con medidas repetidas considerando la condición (estable e inestable) y los test (1 al 19). Cuando se encontró un efecto estadísticamente significativo se realizaron comparaciones post-hoc. Se utilizó el método de corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples.

Tabla 1. Cambios en arquitectura muscular durante la temporada.

	Pre	Post-1	Post-2	Tamaño del efecto Pre-Post-2
Altura (cm)	200,09±2,55	200,43±2,77	201,57±3,28	0,58
Peso (kg)	89,97±9,96	91,52±9,44	94,21±7,32*†	0,43
Grosor VL (cm)	2,51±0,27	2,67±0,26**	2,75±0,28**††	0,89
Ángulo VL (°)	18,34±1,89	19,54±1,06*	20,11±1,27*†	0,94
LF VL (cm)	8,00±0,67	8,01±0,78	8,01±0,75	0,01

VL: vasto lateral, LF: longitud fascículo

** $p < 0,009$, * $p < 0,05$; diferencias entre Pre, Post-1 y Pre-Post-2.

†† $p < 0,009$, † $p < 0,05$; diferencias entre Post-1 y Post-2

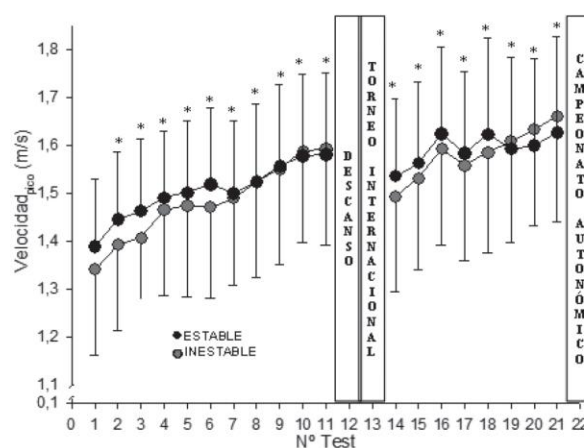
Las variables de arquitectura muscular fueron analizadas mediante la prueba no paramétrica de Friedman.

Resultados

La figura 2 muestra los cambios en la velocidad_{pico} al realizar sentadillas en CE y CI. La velocidad_{pico} aumentó un 17% en CE y un 23% en CI entre la primera y la última valoración (efecto del tamaño=1,78 y 1,71 respectivamente), mostrando diferencias significativas entre la primera y cada una de las restantes sesiones ($p < 0,01$). Sin embargo, no se observaron diferencias significativas entre ambas condiciones en ninguna de las sesiones ($p < 0,481$).

No se hallaron diferencias significativas en el recorrido ($p < 0,458$) entre ambas condiciones.

Figura 2. Velocidad_{pico} al realizar sentadillas en condición estable y condición inestable durante la temporada regular. * $p < 0,01$ diferencias significativas entre el test 1 y cada uno de los test realizados $n = 7$.



La tabla 1 presenta los resultados de las evaluaciones pre, post-1 y post-2 de la AM. Los resultados pre y post-2 muestran un aumento del grosor muscular y del ángulo de peneación (8,8%, $p = 0,008$ y 8,7%, $p < 0,05$ respectivamente) pero no de la longitud de los fascículos ($p = 1$).

Discusión

Los hallazgos claves de este estudio incluyen: a) la capacidad de jugadores junior de baloncesto de alto nivel de generar niveles similares de velocidad_{pico}, y por tanto de fuerza, al realizar sentadillas con VP en CE y CI, b) la capacidad de aumentar la velocidad_{pico} al realizar sentadillas con VP en CE y CI durante una temporada c) los cambios en la AM. La fuerza de esta investigación incluye fundamentalmente ser un estudio longitudinal que permite examinar los cambios producidos en los diferentes parámetros analizados en jóvenes jugadores de baloncesto de alto nivel. Sin embargo, una limitación es el reducido tamaño de la muestra lo que requiere una interpretación cautelosa de los resultados.

En desacuerdo con la primera hipótesis, se halló una gran similitud en la velocidad_{pico} en ambas condiciones, siendo un 3% inferior en CI en el promedio de la temporada. Diferentes autores han demostrado una reducción en la fuerza, la potencia y la velocidad cuando aumenta la inestabilidad. La inconsistencia entre las investigaciones previas y este estudio podrían ser atribuidas al grado de inestabilidad durante la tarea (disco de equilibrio inflable, Bosu ball, bloques foam vs *Pielaster*), al tipo de acción muscular (isométrico vs anisométrico) y al equipamiento (peso libre y barra olímpica vs VP). Drinkwater y cols. (2007) utilizaron bloques foam y bosu ball al realizar sentadillas con diferentes cargas (barra olímpica de 20 kg, 40% 10RM y 100% 10 RM) hallando reducciones en las medidas de fuerza concéntrica_{pico} potencia_{pico} y velocidad_{pico}. Concretamente, la velocidad_{pico} se redujo 0,15, 0,15 y 0,22 m/s al realizar el ejercicio encima del bosu ball y 0,02, 0,04 y 0,03 m/s en los bloques foam, mientras que en nuestro estudio fue de 0,016 m/s en el promedio de todas las sesiones. De esta forma, la disminución de la velocidad_{pico} al realizar sentadillas con VP encima de los *Pielasters* fue claramente menor en comparación con el bosu ball y ligeramente menor respecto a los bloques foam (Drinkwater y cols., 2007). Otra investigación examinó la potencia_{media} en la fase concéntrica al realizar sentadillas al 70% de la 1 RM (Zemková y cols., 2012). Los resultados mostraban menor potencia_{media} al realizar sentadilla encima del bosu ball. La misma tendencia fue observada ante diferentes cargas cuando se realizaban sentadillas con y sin contramovimiento (Zemková y cols., 2013), siendo la potencia_{media} menor en CI. Así, a pesar de la inestabilidad local generada por el *Pielaster* a nivel del tobillo (módulo de la aceleración=3.94 ± 1.27 m·s⁻²), realizar sentadillas con VP encima de *Pielasters* parece no afectar a la estabilidad global debido probablemente a la menor altura del centro de masas respecto a realizar sentadillas con barra encima de los hombros, y a la fijación del sujeto a la VP mediante la cuerda que ejerce una fuerza contra el suelo que podría facilitar la estabilidad del participante. Estas

consideraciones podrían explicar la capacidad de producir velocidad_{pico} de forma similar en ambas condiciones.

Las investigaciones que han comparado los efectos de dos programas de entrenamiento de fuerza en CE y CI en jóvenes previamente desentrenados indican que a pesar de utilizar cargas más ligeras, los efectos del programa de entrenamiento en CI mostraron un aumento de la fuerza (Marinkovic, Bratić, Ignjatović, y Radovanović, 2012; Sparkes y Behm, 2010) y del equilibrio (Sparkes y Behm, 2010) similar a la del programa realizado en CE que utilizaba cargas más pesadas. Por lo tanto,

La sentadilla realizada encima de *Pielasters* era el único ejercicio que incluía entrenamiento de las extremidades inferiores en CI. Por tanto, podríamos atribuir en gran parte la mejora de la velocidad_{pico} alcanzada en CI, al entrenamiento reiterado de esa tarea. El ratio velocidad_{pico} en CE / velocidad_{pico} en CI fue 1,03 (3,4%) en la primera sesión convirtiéndose en 0,98 (-2,1%) en la última de las sesiones evaluadas. De esta forma, observamos una ligera tendencia a aumentar más la velocidad_{pico} en CI que en CE. Esto podría estar en parte justificado por adaptaciones neuromusculares específicas al estímulo de entrenamiento (Cormie, McGuigan, y Newton, 2010), provocando mayor eficacia motora y optimización del rendimiento muscular. Además, realizar sentadillas encima de *Pielasters* podría incidir positivamente en la prevención de lesiones, especialmente esguinces de tobillos, debido al componente de inestabilidad y propioceptivo provocado por los *Pielasters* en esta articulación.

Las adaptaciones en la AM que tuvieron lugar durante la temporada podrían haber sido en parte resultado de adaptaciones a los mesociclos de entrenamiento de fuerza, donde el énfasis recaía principalmente en el entrenamiento con cargas medias y altas para el desarrollo de la hipertrofia muscular y de la potencia. Así, el grosor muscular en un grupo control de sujetos no entrenados era 2,32 ± 0,22 (Abe, Kumagai, y Brechue, 2000), un 15,6 % inferior respecto al presente estudio. El ángulo de peneación (19,5 ± 3,6 °) y la longitud de los fascículos (7,13 ± 1,18 cm) del grupo control (Abe y cols., 2000) eran un 3% y un 11% respectivamente mayores en los jugadores de baloncesto. Estas diferencias podrían deberse en cierta medida al entrenamiento de fuerza realizado por los jugadores de baloncesto frente a la inactividad del grupo control. Por otro lado, el grosor muscular del vasto lateral en sprinters de 100 m lisos era 2,75 ± 0,30 cm (Kumagai y cols., 2000) siendo igual al de los participantes en el presente estudio. El ángulo de peneación era 19,0 ± 3,2 ° un 5,6 % inferior, y la longitud de los fascículos 8,63 ± 1,42 cm, un 7,7 % superior respecto a los resultados de los participantes del presente estudio. El incremento del 8,7 % en el ángulo de peneación hallado en nuestro estudio era inferior al 36% (Aagaard y cols., 2001) y al 28-35% (Reeves y cols., 2004) obtenido en el vasto lateral después de realizar un programa

de fuerza durante 14 semanas. Probablemente, estas diferencias sean debidas a que los sujetos no presentaban experiencia previa en el entrenamiento de fuerza (Aagaard y cols., 2001) y a que eran personas mayores (Reeves y cols., 2004) mientras que los jugadores de baloncesto presentaban experiencia en este tipo de entrenamiento y realizaban, además, el entrenamiento técnico-táctico. Aunque se desconoce con exactitud la influencia del crecimiento biológico de los jugadores en las adaptaciones producidas en este estudio, creemos que ésta no debería ser especialmente importante, ya que las pruebas duraban tan solo 3 meses.

Pocos estudios han abordado los cambios producidos en la AM del vasto lateral durante una temporada realizando el entrenamiento técnico-táctico de su deporte y de fuerza de forma concurrente (Blazevich y cols., 2003; Jajtner y cols., 2013; Nimphius y cols., 2012). Los resultados mostraron una reducción del 2,6 y del 6,8% (Jajtner y cols., 2013) pero un incremento del 3,5 y del 4,2% (Nimphius y cols., 2012) en el grosor muscular y en el ángulo de peneación respectivamente. Además, Nimphius y cols. (2012) hallaron un aumento del 9,5 % en la longitud de los fascículos. Cabe destacar el 45 % de diferencia entre el grosor muscular hallado en los estudios anteriores ($1,46 \pm 0,21$ y $2,70 \pm 0,38$ cm) situando a las jugadoras de softball al nivel de los sprinters de 100 m lisos citados anteriormente y de los jugadores de baloncesto de este estudio.

Aplicaciones prácticas

La sentadilla forma parte de los programas de entrenamiento para deportes que requieren altos niveles de fuerza y de po-

tencia. El entrenamiento de fuerza realizando sentadillas con VP permitió alcanzar niveles de velocidad_{pico} muy similares en CE y CI. La velocidad_{pico} aumentó a lo largo de la temporada de forma similar en ambas condiciones.

De este modo, los hallazgos de este estudio indican que la realización de sentadillas utilizando el dispositivo de inercia rotacional VP con *Pielasters* podría provocar un mayor desafío neuromuscular en jóvenes jugadores de baloncesto de alto nivel especialmente en la articulación del tobillo sin disminuir la velocidad de ejecución, consiguiendo así una mayor especificidad e incidencia en la prevención de esquinces de tobillo. Por otra parte, este dispositivo proporciona una alternativa a realizar el ejercicio de sentadilla tradicional con peso libre y podría ser incluido en la periodización de programas de entrenamiento de fuerza.

Por otro lado, la AM podría ser incluida como una forma de control y valoración de las adaptaciones musculares producidas con el entrenamiento complementando las valoraciones de fuerza y potencia.

Agradecimientos.- Los autores agradecen al responsable de los servicios médicos del FCBarcelona, el doctor Ramon Canal por hacer posible esta investigación, así como a la doctora Gemma Hernández por realizar las ecografías. Además, agradecemos al Área de Rendimiento del FCBarcelona, concretamente al Sr. Joan Ramon Tarragó por las facilidades mostradas durante todo el estudio. A todos los jugadores del equipo junior de baloncesto su participación y compromiso. Este estudio ha sido realizado con el apoyo del Instituto Nacional de Educación Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya.

Referencias

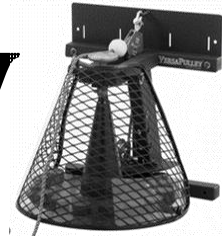
1. Aagaard, P., Andersen, J.L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.-M., Wagner, A., Magnusson, S.P., . . . Simonsen, E.B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology*, 534(2), 613-623. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.t01-1-00613.x
2. Abe, T., Brechue, W.F., Fujita, S., y Brown, J.B. (1998). Gender differences in FFM accumulation and architectural characteristics of muscle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(7), 1066-1070.
3. Abe, T., Kumagai, K., y Brechue, W.F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(6), 1125-1129.
4. Albert, M.S., Hilleagass, E., y Spiegel, P. (1994). Muscle torque changes caused by inertial exercise training. *J Orthop Sports Phys Ther*, 20(5), 254-261. doi: 10.2519/jospt.1994.20.5.254
5. Alegre, L.M., Jiménez, F., Gonzalo-Orden, J.M., Martín-Acero, R., y Aguado, X. (2006). Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *J Sports Sci*, 24(5), 501-508. doi: 10.1080/02640410500189322
6. Apostolidis, N., Nassif, G.P., Bolatoglou, T., y Geladas, N.D. (2004). Physiological and technical characteristics of elite young basketball players. *J Sports Med Phys Fitness*, 44(2), 157-163.
7. Behm, D., y Colado, J.C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther*, 7(2), 226-241.
8. Behm, D.G., Anderson, K., y Curnew, R.S. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(3), 416-422.
9. Behm, D.G., y Anderson, K.G. (2006). The role of instability with resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 716-722. doi: 10.1519/r-18475.1
10. Behm, D.G., Leonard, A.M., Young, W.B., Bonsey, W.A., y MacKinnon, S.N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 193-201. doi: 10.1519/1533-4287(2005)19<193:tmeaw>2.0.co;2
11. Ben Abdelkrim, N., Castagna, C., Jabri, I., Battikh, T., El Fazaa, S., y Ati, J.E. (2010). Activity Profile and Physiological Requirements of Junior Elite Basketball Players in Relation to Aerobic-Anaerobic Fitness. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(9), 2330-2342. doi: 10.1519/JSC.2330b2013e3181e2381c2331.
12. Ben Abdelkrim, N., El Fazaa, S., y El Ati, J. (2007). Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *Br J Sports Med*, 41(2), 69-75; discussion 75. doi: 10.1136/bjism.2006.032318

13. Berg, H.E., y Tesch, A. (1994). A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviat Space Environ Med*, 65(8), 752-756.
14. Berg, H.E., y Tesch, P.A. (1998). Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut*, 42(1-8), 219-230.
15. Blazevich, A.J., Cannavan, D., Coleman, D.R., y Horne, S. (2007). *Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles* (Vol. 103).
16. Blazevich, A.J., Gill, N.D., Bronks, R., y Newton, R.U. (2003). Training-Specific Muscle Architecture Adaptation after 5-wk Training in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(12), 2013-2022.
17. Blazevich, A.J., Gill, N.D., Deans, N., y Zhou, S. (2007). Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle & Nerve*, 35(1), 78-86. doi: 10.1002/mus.20666
18. Blazevich, A.J., y Giorgi, A. (2001). Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(10), 1688-1693.
19. Caruso, J.F., Hernandez, D.A., Porter, A., Schweikert, T., Saito, K., Cho, M., . . . Nelson, N.M. (2006). Integrated Electromyography and Performance Outcomes to Inertial Resistance Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(1), 151-156.
20. Comfort, P., Bullock, N., y Pearson, S.J. (2012). A Comparison of Maximal Squat Strength and 5-, 10-, and 20-Meter Sprint Times, in Athletes and Recreationally Trained Men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 937-940. doi: 10.1519/JSC.1510b1013e31822e35889.
21. Cormie, P., McGuigan, M.R., y Newton, R.U. (2010). Adaptations in Athletic Performance after Ballistic Power versus Strength Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8), 1582-1598. doi: 10.1249/MSS.1580b1013e3181d2013a.
22. Chandler, T.J., Stone, Micheal H. (1992). *The Squat Exercise in Athletic Conditioning: A Position Statement and Review of the Literature*. Lincoln, NE: National Strength & Conditioning Association (U.S.).
23. Drinkwater, E.J., Pritchett, E.J., y Behm, D.G. (2007). Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int J Sports Physiol Perform*, 2(4), 400-413.
24. Ehlenz, H., Grosser, M., y Zimmermann, E. (1990). *Entrenamiento de la fuerza*. Barcelona: Martínez Roca.
25. Hedrick, A. (1993). Strength and power training for basketball. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 15(4), 31-35.
26. Hoffman, J.R., y Maresch, C.M. (2000). Physiology testing of basketball players. In W. E. Garrenty y D. T. Kirkendall (Eds.), *Exercise and sport science* (pp. 733-744). Philadelphia: Lippincott Williams y Wilkins.
27. Hoffman, J.R., Tenenbaum, G., Maresch, C.M., y Kraemer, W.J. (1996). Relationship Between Athletic Performance Tests and Playing Time in Elite College Basketball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10(2), 67-71.
28. Jajtner, A.R., Hoffman, J.R., Scanlon, T.C., Wells, A.J., Townsend, J.R., Beyer, K.S., . . . Stout, J.R. (2013). Performance and Muscle Architecture Comparisons Between Starters and Nonstarters in National Collegiate Athletic Association Division I Women's Soccer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(9), 2355-2365. doi: 10.1519/JSC.2350b2013e31829bd31827c31825.
29. Kawakami, Y., Abe, T., y Fukunaga, T. (1993). *Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles* (Vol. 74).
30. Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.Y., y Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 72(1-2), 37-43.
31. Kearns, C.F., Isokawa, M., y Abe, T. (2001). Architectural characteristics of dominant leg muscles in junior soccer players. *Eur J Appl Physiol*, 85(3-4), 240-243.
32. Klinzing, J.E. (1991). Training for improved jumping ability of basketball players. *Strength and Conditioning Journal*, 13(3), 27-33.
33. Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S.-y., Okada, M., y Fukunaga, T. (2003). Muscle Architectural Characteristics in Women Aged 20-79 Years. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 39-44.
34. Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W.F., Ryushi, T., Takano, S., y Mizuno, M. (2000). *Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters* (Vol. 88).
35. Marinkovic, M., Bratić, M., Ignjatović, A., y Radovanović, D. (2012). Effects of 8-Week instability resistance training on maximal strength in inexperienced young individuals. *Serbian Journal of Sports Sciences*, 6(1), 17-21.
36. McBride, J.M., Blow, D., Kirby, T.J., Haines, T.L., Dayne, A.M., y Triplett, N.T. (2009). Relationship Between Maximal Squat Strength and Five, Ten, and Forty Yard Sprint Times. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(6), 1633-1636. doi: 10.1519/JSC.1630b1013e3181b1632b1638aa.
37. McGuigan, M.R., Wright, G.A., y Fleck, S.J. (2012). Strength training for athletes: does it really help sports performance? *Int J Sports Physiol Perform*, 7(1), 2-5.
38. McInnes, S.E., Carlson, J.S., Jones, C.J., y McKenna, M.J. (1995). The physiological load imposed on basketball players during competition. *J Sports Sci*, 13(5), 387-397. doi: 10.1080/02640419508732254
39. Nacz, M., Nacz, A., Brzenczek-Owczarzak, W., Arlet, J., y Adach, Z. (2013). Impact of inertial training on strength and power performance in young active men. *J Strength Cond Res*. doi: 10.1519/JSC.0b013e3182a993c2
40. Nacz, M., Nacz, A., Brzenczek-Owczarzak, W., Arlet, J., y Adach, Z. (2013). Impact of inertial training on strength and power performance in young active men. *The Journal of Strength & Conditioning Research, Publish Ahead of Print*, 10.1519/JSC.1510b1013e3182a1993c1512.
41. Nimphius, S., McGuigan, M.R., y Newton, R.U. (2012). Changes in Muscle Architecture and Performance During a Competitive Season in Female Softball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(10), 2655-2666. doi: 10.1519/JSC.2650b2013e318269f318281e.
42. Norrbrand, L., Fluckey, J., Pozzo, M., y Tesch, P. (2008). Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 102(3), 271-281. doi: 10.1007/s00421-007-0583-8
43. Norrbrand, L., Pozzo, M., y Tesch, P. (2010). Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol*, 110(5), 997-1005. doi: 10.1007/s00421-010-1575-7
44. Onambélé, G.L., Maganaris, C.N., Mian, O.S., Tam, E., Rejc, E., McEwan, I.M., y Narici, M.V. (2008). Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *Journal of biomechanics*, 41(15), 3133-3138.
45. Oshita, K., y Yano, S. (2010). Relationship between force fluctuation in the plantar flexor and sustainable time for single-leg standing. *J Physiol Anthropol*, 29(3), 89-93.
46. Reeves, N.D., Narici, M.V., y Maganaris, C.N. (2004). In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Experimental Physiology*, 89(6), 675-689. doi: 10.1113/expphysiol.2004.027797
47. Rutherford, O.M., y Jones, D.A. (1992). Measurement of fibre penetration using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 65(5), 433-437.
48. Saeterbakken, A.H., y Fimland, M.S. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res*, 27(1), 130-136. doi: 10.1519/JSC.0b013e3182541d43
49. Sallet, P., Perrier, D., Ferret, J.M., Vitelli, V., y Baverel, G. (2005). Physiological differences in professional basketball players as a function

- of playing position and level of play. *J Sports Med Phys Fitness*, 45(3), 291-294.
50. Seynnes, O.R., de Boer, M., y Narici, M.V. (2007). *Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training* (Vol. 102).
 51. Simenz, C.J., Dugan, C.A., y Ebben, W.P. (2005). Strength and conditioning practices of National Basketball Association strength and conditioning coaches. *J Strength Cond Res*, 19(3), 495-504. doi: 10.1519/15264.1
 52. Sparkes, R., y Behm, D.G. (2010). Training Adaptations Associated With an 8-Week Instability Resistance Training Program With Recreationally Active Individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(7), 1931-1941. doi:10.1519/JSC.1930b1013e3181df1937fe1934.
 53. Tesch, P.A., Ekberg, A., Lindquist, D.M., y Trieschmann, J.T. (2004). Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. *Acta Physiologica Scandinavica*, 180(1), 89-98. doi: 10.1046/j.0001-6772.2003.01225.x
 54. Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., y Edgerton, V.R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clin Orthop Relat Res*(179), 275-283.
 55. Zemková, E., Jelen, M., Kovacikova, Z., Olle, G., Vilman, T., y Hammar, D. (2013). Weight Lifted and Countermovement Potentiation of Power in Concentric Phase of Unstable and Traditional Resistance Exercise. *J Appl Biomech*.
 56. Zemková, E., Jelen, M., Kováčiková, Z., Ollé, G., Vilman, T., y Hammar, D. (2012). Power Outputs in the Concentric Phase of Resistance Exercises Performed in the Interval Mode on Stable and Unstable Surfaces. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(12), 3230-3236. doi:10.1519/JSC.3230b3013e31824bc31197.

ESTUDIO

IV



Title: Fore variability during squats performed with a rotational resistance device on stable versus unstable surfaces

ABSTRACT

To use sample entropy to investigate force variability during voluntary muscle contraction. The task comprised a squat exercise performed with a rotational resistance device on stable and unstable surfaces. Twenty healthy men (mean \pm SD: age 22.9 ± 2.9 years, height 1.81 ± 0.7 m, body mass 76.4 ± 7.6 kg and 1RM back squat 110.9 ± 19.7 kg) performed six sets of six repetitions of squats at maximal concentric effort with the rotational resistance device, with 1 min rest between sets. This protocol was carried out using stable and unstable surfaces (the Pielaster) on different days. The force output was measured using a strain gauge (MuscleLab, Ergotest Technology AS, Langesund, Norway). Sample entropy (SampEn) was used to identify the time series regularity for the force output signal of each set. The results obtained showed similar *SampEn* values for the two conditions (stable and unstable). SampEn did not increase with the increases in force production, and it remained unchanged over sets. Overall, the findings suggest that entropy provides a complementary approach to the traditional assessment of force variability during the squat exercise, and may be able to distinguish between inter-subject force output patterns.

Key words: sample entropy; resistance training; strength training; performance analysis; eccentric; instability.

1. Introduction

The term “squat” refers to lower body exercises performed with Olympic bars, dumbbells or machines and has been targeted by several biomechanical studies. Squats are among the most frequently used resistance exercises for strength training in both athletic and rehabilitation settings. In recent decades, alternative methods for providing external resistance have been proposed, particularly in microgravity environments [248]. One of these alternatives is rotational resistance, generated according to the mass (total and distribution) and the angular acceleration of the flywheel. Rotational resistance devices include the YoYo™ (YoYo™ technology, Stockholm, Sweden) and the VersaPulley system (Portable VersaPulley™, Heard Rate Inc., Costa Mesa, CA), which offer gravity-independent resistance and are thus different from the traditional resistance devices [134,248]. Both systems have been used in previous research, but only one study has used a dynamic squat exercise with the YoYo™ [125].

Resistance training can also be performed using free weights instead of machines and the degree of stability exercises can be altered by using unstable surfaces [223]. In fact, the free-weight squat exercise is often performed on unstable surfaces. Overall, studies have demonstrated force or power reductions when performing squat exercises in unstable conditions [184], confirming that increasing the instability of the exercise reduces the external load that can be lifted.

The force generated during each voluntary muscle contraction is not constant; it changes through the range of motion performed [249]. In fact, variability is inherent to all human actions even in the most stable states such as standing still. This variability limits the ability of an individual to maintain a desired force or to complete an intended limb trajectory [204]. The literature available describes muscle force variability as dependent on the presence or absence of visual feedback [205], task specificity [206], force level [207], fatigue [210], the muscle group performing the task, the type and the intensity of the muscle contraction, and the physical status of the individual [211]. Despite the large range of human variability, it is well known that there is an invariant part of each specific action which can be measured repetition by repetition during the same task. Therefore, we can state that variability represents the complexity of a given movement. Many studies refer to variability in sport sciences as a mechanism to oblige athletes to adapt and

stabilize their actions to the constraints they encounter. This means that it is a nonlinear, dynamic phenomenon. To establish how variable or unstable a given subject is, research has focused on product variables expressed as standard statistical measures. To date, in fact, force outputs during squat exercises performed with free-weights or flywheel inertia have not been studied using nonlinear techniques that can account for these important properties of the signal.

Nonlinear time series processing methods are now being used to measure complexity. For example, approximate entropy captures regularity in the behaviors of complex systems in noisy and medium-sized datasets [212]. Approximate entropy is related to the probability that two sequences which are similar for N points remain similar at the next point. Although it has been applied to a variety of physiological and clinical datasets such as electroencephalography [213] and respiratory motion [214] it is a biased statistic because it includes self-matches [212,215]. In order to minimize this bias, Richman and Moorman [216] developed another measure termed “sample entropy” (SampEn). SampEn presents a relative consistency and a lesser dependence on data length. In essence, high regularity in the time series is related to low entropy scores, and randomness to high entropy scores. Therefore, low entropy reflects a less adaptable system and may be identified in special populations such as the elderly or subjects with chronic diseases.

Entropy has been used to describe signal complexity in physical activity [217], postural control [219], human walking data [222], and in other movement tasks. No studies to date have described the complexity of force production performing squat resistance exercises under stable and unstable conditions. More specifically, this study hypothesized that (a) unstable squat exercises performed with a rotational resistance device would result in higher entropy compared with the stable condition; (b) entropy would not increase in line with increases in force production; and (c) entropy would decrease throughout the series performed.

2. Methods

2.1 Subjects

Twenty healthy men (mean \pm SD: age 22.9 ± 2.9 years, height 1.81 ± 0.7 m, body mass 76.4 ± 7.6 kg and 1RM back squat 110.9 ± 19.7 kg) volunteered to participate in this study. They were physical education students with four years of experience in supervised resistance training, but had not used rotational resistance devices or instability resistance exercises. All subjects were informed about the procedures and the possible risks, and gave their informed consent before inclusion. The procedures presented were in accordance with the Declaration of Helsinki and were approved by the clinical research ethical committee of the Catalan government's sports service.

2.2 Design

Physical education students randomly performed six sets of six repetitions of squats on the rotational resistance device on both stable and unstable surfaces (two Pielasters) on different days with a minimum of 48 hours in between. The experimental protocol began with a standardized warm-up. Force outputs were assessed on both conditions.

2.3 Methodology

The subjects performed a dynamic squat with a rotational resistance device (Byomedic System SCP, Barcelona, Spain) under stable and unstable conditions. The rotational resistance device consists of a metal flywheel (diameter: 0.42 m) with to up 16 masses (0.421 kg) which can be added along the top edge of the flywheel perimeter to adjust the overall rotational inertia. The flywheel provides an inertial resistance during coupled concentric and eccentric actions. A fixed axis is located at the centre of the beam around which the masses rotate. A cone is attached above the flywheel, and as they spin together, a tether winds and unwinds around the cone. To change resistance to movement it is possible to modify the moment of inertia by adding any number of the 16 masses to the edge of the flywheel and also by selecting four positions (P1, P2, P3 or P4), thus changing the location of the pulley that is closest to the cone. The greatest force

outputs are produced in the uppermost position (P1), where the rope winds around the narrowest radius of the cone (the lower arm lever). By contrast, the lowest position (P4) (the higher arm lever), where a wider part of the cone is used to spin the rope, achieves the highest velocities with the lowest force output. Thus, in the current study were used 16 masses generating a moment of inertia of $0.27 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$. The pulley closest to the cone was situated at position 2.

Force output was measured using a strain gauge, with a linear encoder (with a time resolution of 10 ms and an accuracy of 0.075 mm) used to measure the vertical displacement of the participant performing the squat. Both the strain gauge and the encoder were connected to a MuscleLab 4000e unit (MuscleLab, Ergotest Technology AS, Langesund, Norway). These data were sampled at a frequency of 100 Hz, recorded by the unit and stored on a laptop computer equipped with a data analysis software program (MuscleLab V8.27). The software displays the force, the time course of displacement and the velocity. The strain gauge and the cord of the linear encoder were attached to the harness using carabineers. The linear encoder was positioned between the feet, close to the floor pulley. The forces applied to the force transducer were recorded.

Prior to the experimental study, subjects underwent a familiarization session in which the squat with the rotational resistance device under both stable and unstable conditions was explained to them, and trial sets were carried out at submaximal level. Emphasis was placed on proper exercise technique, the importance of achieving a knee angle of 90° during squats and the need to keep the tether taut to avoid contaminating the results. Finally, subjects performed one set of six repetitions at maximal concentric effort. The Pielaster is an unstable platform consisting of two independent rigid elliptical spheroid platforms; it was chosen because it allows the placement of a pulley on the ground between the independent spheroid platforms. A rest interval of 1 min was provided between sets. Subjects held their arms against their body while squatting on the rotational resistance device under both conditions. Maximal effort was produced in the concentric phase. The raw force signals obtained of the six repetitions of each set under stable and unstable surfaces were taken for the analysis. Squats with the rotational resistance device required subjects to wear an adjustable harness equipped with a carabineer. The subjects placed their feet at hip width on either side of the pulley located on the ground. This

position was marked on the floor and was maintained across sets. The rotational resistance device tether was then tied to the harness through the strain gauge using carabineers. Finally, the tension of the tether was adjusted, while maintaining both legs extended. The rotation system was initiated by winding the tether until reaching 90° of knee flexion, determined by visual inspection. Thereafter, the subject initiated the movement, progressively increasing the velocity until the third repetition from which the velocity was near maximal. After that, the subject performed six repetitions at maximal concentric effort. These six repetitions were computed to calculate the SampEn of the force time series. Each repetition involved squatting at a knee angle of around 90°. Verbal encouragement was provided to ensure maximal effort and proper technique.

2.4 Statistical Analysis

The results were described using proportions for categorical variables, and mean and standard deviations for continuous variables. The different response variables (Force, SampEn, Velocity, Time and Displacement) were analysed using a General Linear Mixed Model, considering Condition (stable and unstable) and Sets (1 to 6), as well as their interactions, as fixed factors and Subject (participant) as a random factor. All statistically non-significant interactions were removed from the model. Post-hoc multiple comparisons between conditions were carried out with Bonferroni correction. Finally, subjects were grouped into homogeneous groups based on Force and SampEn using a Hierarchical clustering with the average-linkage method. As a result, a dendrogram tree was created. The relationships between SampEn and Force were evaluated using the Pearson correlation coefficient.

The statistical analyses were performed using PASW® Statistics v21.0 (formerly SPSS Statistics) (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) and SAS v.9.3 (SAS institute Inc., Cary, NC, USA). Statistically significant differences were established at $P < 0.05$.

3. Results

Mean force, velocity, time, displacement, and SampEn results are presented in Table 1. The results showed no significant differences for any of the dependent variables

between stable and unstable conditions. In fact, SampEn (chi-squared = .048 $P = .827$) showed no significant differences between conditions.

Table 1. Mechanical outputs performing squats on the rotational resistance device under stable and unstable conditions (n = 20).

Squat on rotational resistance device				
Mechanical outputs	Stable	Unstable	χ^2	P
Force _{mean} (N)	658.37 ± 156.35	632.43 ± 159.13	1.832	.176
Velocity _{mean} (m·s ⁻¹)	.69 ± .09	.70 ± .08	.246	.620
Time (s)	1.36 ± .08	1.37 ± .07	.717	.397
Displacement (m)	.93 ± .06	.94 ± .07	.518	.472
SampEn	.227 ± .04	.228 ± .05	.048	.827

The individual random effect made it possible to distinguish between subjects with a mean SampEn equal to the mean group and those with SampEn different from the mean group ($p < .025$). Force_{mean} and SampEn presented a small correlation ($r = .184$; $p < .01$). Figure 1 shows the correlation coefficient between mean force and SampEn under stable and unstable conditions.

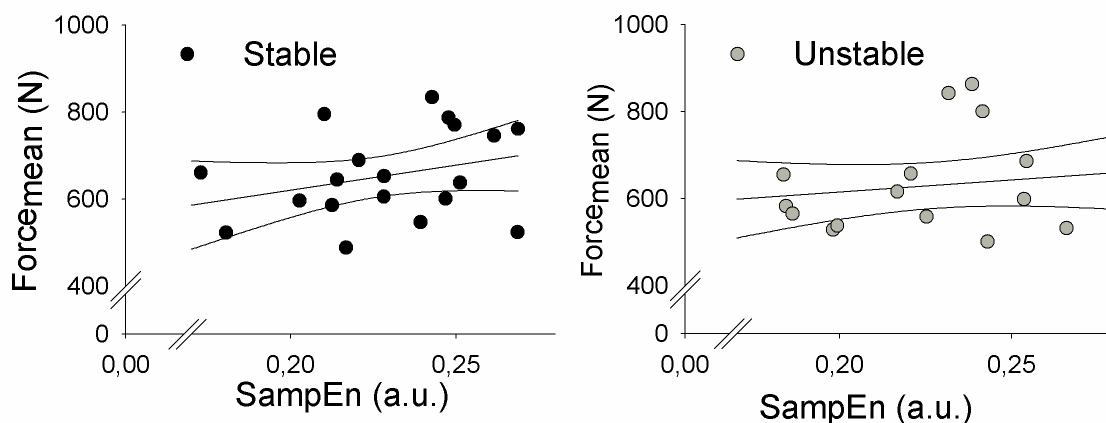


Figure 1: Correlation between force_{mean} production in the rotational resistance device and Sample entropy (SampEn) under stable and unstable conditions (n=20).

The Cluster Analysis produced two different groups of SampEn (Figure 2). Cluster 1 (n = 14) comprised subjects with mean SampEn values of $.22 \pm .03$ and force_{mean} 49.74 ± 38.42 N. Cluster 2 (n = 6) comprised subjects with higher mean SampEn values of $.25 \pm .03$ and higher force_{mean} 637.19 ± 61.03 N.

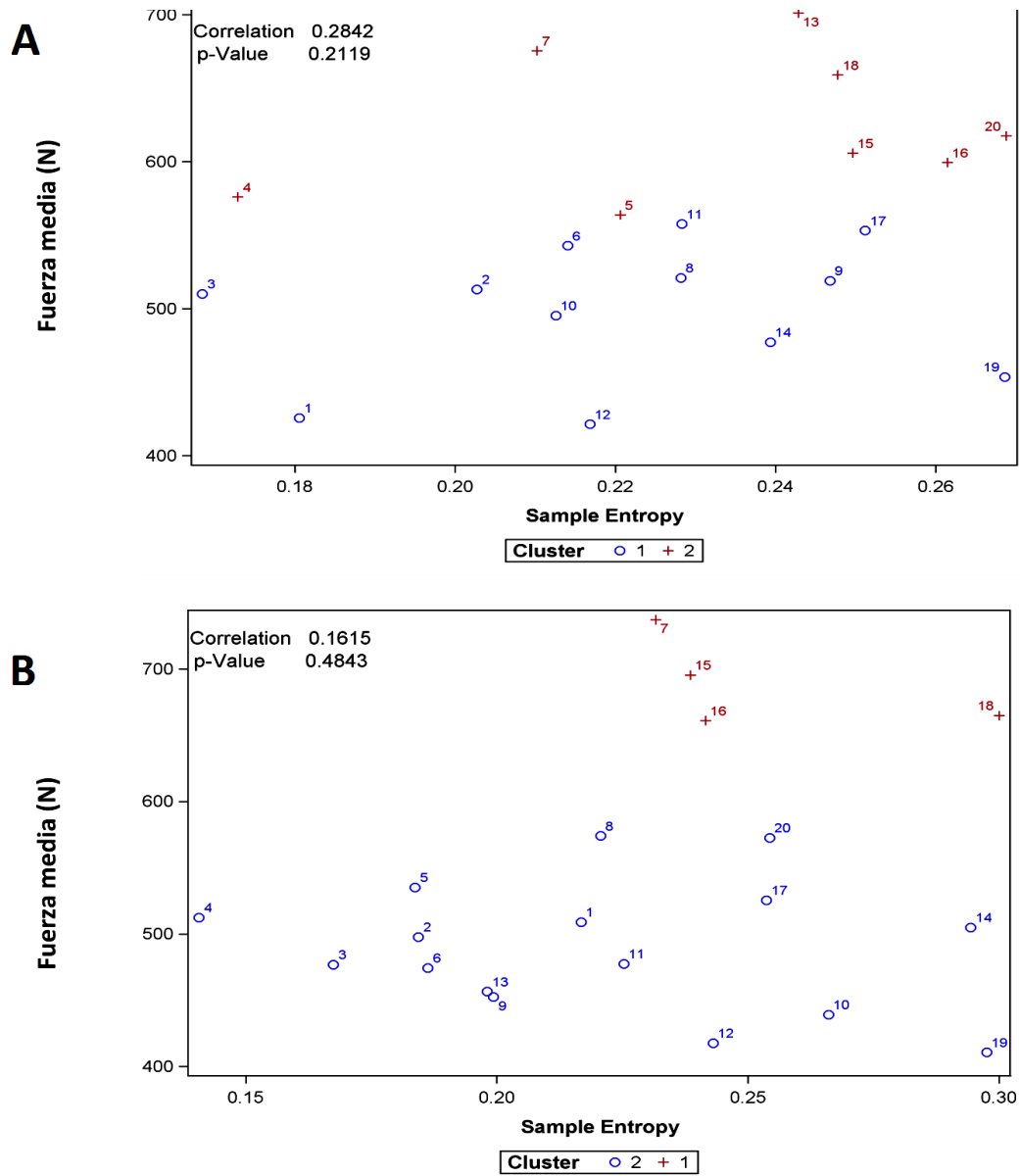


Figure 2. Hierarchical clustering with the average-linkage method which classified subjects into homogeneous groups based on Force and SampEn (n=20).

Figure 3 shows Sample entropy over the six sets performing squats under stable and unstable conditions (chi-squared = 3.420; p = .527).

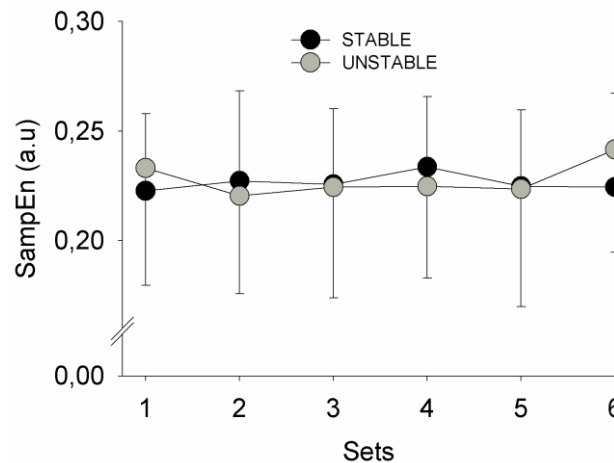


Figure 3: Sample entropy (SampEn) over the six sets performing squats under stable and unstable conditions (chi-squared = 3.420; $p = .527$).

4. Discussion

The current study aimed to determine the effect of stable and unstable conditions while performing squats with a rotational resistance device on the structure of force variability through an assessment of entropy. It was hypothesised that (a) unstable squat exercise performed with a rotational resistance device would result in higher entropy compared with the stable condition; (b) entropy would not increase in line with increases in force production; and (c) entropy would decrease throughout the series. In general, it was found that unstable squat exercises performed with a rotational resistance device did not result in higher SampEn compared with the stable condition. The entropy did not increase in line with increases in force production and, finally, it remained constant throughout series.

The results showed few differences in entropy while performing squats with rotational resistance device under stable and unstable conditions. Even though this may be neglected in some occasions, a large number of subjects have a slight tendency to increase their variability when faced with constraints[250]. These results have important practical implications for the area of sport training, since they suggest that the subjects can stabilize their performance within different levels of variability. The presence of the unstable surface constraint appeared tolerable, and did not affect the performance; nor did it compromise the invariant characteristic of the stable exercise. Note that $force_{mean}$

and the total length of the time series were similar under both conditions (stable and unstable), as we also found in a previous study[242]. Presumably, few postural reactions and anticipatory postural adjustments were required when balancing on the Pielaster because the supplementary stabilization of the body produced by the tether of the rotational resistance device compensated for the ankle perturbation. However, force production variability was recorded on the vertical z-axis (vertical), but not on the other axes (x-axis and y-axis). Additional information could be retrieved by including the force applied by the subject in the three axes.

SampEn showed no significant differences between time series although it appeared to be more reliable for short data sets and less sensitive to changes in data length, and also demonstrated fewer problems with relative consistency [243]. Nevertheless, entropy (approximate entropy) has been shown to discriminate between clinically distinct individuals with short time series with as few data points as $N=144$ [251]. The similarity between the two entropies is probably due to the few differences in the total number of data points rather than to the fact that the same sample frequency used in both, stable and unstable conditions. However, although entropy is increasingly being used in human movement research, several studies have noted a wide variety of clinical problems using this nonlinear analysis[252].

As expected, a small correlation between $\text{Force}_{\text{mean}}$ and SampEn ($R^2 = .033$) was found. The initial development of force variability models[253] relied on the basic assumption that there is a linear and proportional relation between the magnitudes of force generated and force variability. Later, this linear and proportional relation was found to be untenable across any extended range of response conditions[245]. Most studies were carried out using isometric tasks, but anisometric responses in which a change of displacement occurs have received limited attention. Overall, in all these approaches, the variability was expressed as a standard statistical measure such as the standard deviation or the signal-to-noise-ratio (coefficient of variation), but not analysed from a nonlinear perspective. Note that the standard deviation, which provides an index of the degree of deviation from a point in a distribution of scores, captures only the magnitude of fluctuations in system output. The present study extends the findings to more natural movements such as dynamic squats in which body displacement occurs as a

function of time, and analyses the force obtained with entropy. When an individual repeats a task several times, the characteristics of the performance vary from trial to trial and influence the accuracy with which the task is carried out. The results showed that subjects could obtain similar entropy with different levels of force. We know that, simulating time series with the same $force_{mean}$ output but with different standard deviation, the same entropy measure can be obtained in two different signals (Andrew 1999). Thus, when subjects perform similar force output but different entropy, this would mean that different complexity of force signal was produced. Hence, in the present study, entropy provided an index of the predictability of the value of future events in a time series based on past time series events.

The significant inter-subject differences may help to explain the different individual responses of each subject when performing squats with a rotational resistance device. Specifically, cluster analysis identified two groups for SampEn. The causes of the inter-subject variability in force production are yet to be identified and described.

Lastly, one might expect entropy to fall over the course of the series, due to increasing fatigue. However, the results showed no differences across the series, suggesting that subjects were able to maintain a similar motor unit recruitment with similar firing rates[247]. Therefore, these results suggest that the workload imposed was not sufficient to impair the subjects' force to the extent that it affected the execution. However, other trends were observed in measuring force in other axes. Our findings showed that SampEn could be used to recognize force management when performing squats with a rotational resistance device. In addition, SampEn may help sports and fitness coaches, physical trainers and physiotherapists to identify the appropriate constraints associated with particular athletes and thus optimize their performance. Finally, SampEn differences while performing exercises with different constraints could be used as indicator of the level of perturbation.

5. Conclusions

Subjects showed different force management when performing squats with a rotational resistance device analysed with nonlinear methods such as SampEn. Furthermore, performing the squat with a rotational resistance on an unstable platform

device as a constraint had no effect on entropy when compared with a stable condition. These results illustrate that subjects discover adaptive solutions to overcome the constraints of the task.

Acknowledgments

This work was supported by the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya. Jairo Vázquez-Guerrero is the recipient of a predoctoral fellowship from the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC). Some of the authors of the current study are members of Grup de Recerca en Activitat Física i Salut (GRAFIS) 2014-2016: SGR 1629

Conflict of interest

Non declared

6. References

1. Berg HE, Tesch PA. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut.* 2001/09/07 ed. 1998;42: 219-230.
2. Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110: 997-1005. doi:10.1007/s00421-010-1575-7
3. de Hoyo M, Pozzo M, Sanudo B, Carrasco L, Gonzalo-Skok O, Dominguez-Cobo S, y col. Effects of a 10-week in-season eccentric-overload training program on muscle-injury prevention and performance in junior elite soccer players. *Int J Sport Physiol Perform.* 2015;10: 46-52. doi:10.1123/ijsp.2013-0547
4. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res.* 2004;18: 637-640. doi:10.1519/1533-4287(2004)18<637:moeaal>2.0.co;2
5. Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sport Phys Ther.* 2012;7: 226-241.

6. Oshita K, Yano S. Asymmetry of force fluctuation during low and moderate intensity isometric knee extensions. *Percept Mot Ski*. 2011/08/23 ed. 2011;112: 860-870.
7. Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*. 1998;394: 780-784.
8. Christou EA. Visual Feedback Attenuates Force Fluctuations Induced by a Stressor. *Med Sci Sport Exerc*. 2005;37: 2126-2133.
9. Christou EA, Carlton LG. Old Adults Exhibit Greater Motor Output Variability Than Young Adults Only During Rapid Discrete Isometric Contractions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56: B524-B532. doi:10.1093/gerona/56.12.B524
10. Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Fukunaga T. Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *J Appl Physiol*. 2004;97: 2121-2131. doi:10.1152/jappphysiol.00418.2004
11. Tracy BL, Maluf KS, Stephenson JL, Hunter SK, Enoka RM. Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle Nerve*. 2005;32: 533-540. doi:10.1002/mus.20392
12. Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, y col. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13: 1-12. doi:10.1016/s1050-6411(02)00084-6
13. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci*. 1991;88: 2297-2301. doi:10.1073/pnas.88.6.2297
14. Rezek IA, Roberts SJ. Stochastic complexity measures for physiological signal analysis. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1998;45: 1186-1191. doi:10.1109/10.709563
15. Burioka N, Cornelissen G, Halberg F, Kaplan DT, Suyama H, Sako T, y col. Approximate entropy of human respiratory movement during eye-closed waking and different sleep stages. *Chest*. 2003;123: 80-86.
16. Pincus SM, Goldberger AL. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? [Internet]. 1994.
17. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Hear Circ Physiol*. 2000;278: H2039-H2049.

18. Cavanaugh JT, Kochi N, Stergiou N. Nonlinear analysis of ambulatory activity patterns in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2010;65: 197-203. doi:10.1093/gerona/qlp144
19. Deffeyes JE, Harbourne RT, Stuberger WA, Stergiou N. Approximate entropy used to assess sitting postural sway of infants with developmental delay. *Infant Behav Dev.* 2011;34: 81-99. doi:10.1016/j.infbeh.2010.10.001
20. Rathleff MS, Samani A, Olesen CG, Kersting UG, Madeleine P. Inverse relationship between the complexity of midfoot kinematics and muscle activation in patients with medial tibial stress syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21: 638-644. doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.001
21. Couceiro MS, Dias G, Mendes R, Araújo D. Accuracy of pattern detection methods in the performance of golf putting. *J Mot Behav.* 2013;45: 37-53. doi:10.1080/00222895.2012.740100
22. Moras G, Vázquez-Guerrero J. Force production during squats performed with a rotational resistance device under stable versus unstable conditions. *J Phys Ther Sci.* 2015;27: 3401-3406. doi:10.1589/jpts.27.3401
23. Yentes JM, Hunt N, Schmid KK, Kaipust JP, McGrath D, Stergiou N. The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Ann Biomed Eng.* 2013;41: 349-365. doi:10.1007/s10439-012-0668-3
24. Pincus SM, Hartman ML, Roelfsema F, Thorner MO, Veldhuis JD. Hormone pulsatility discrimination via coarse and short time sampling. *Am J Physiol.* 1999/11/24 ed. 1999;277: E948-57.
25. Chen X, Solomon I, Chon K. Comparison of the use of approximate entropy and sample entropy: applications to neural respiratory signal. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005;4: 4212-4215. doi:10.1109/iembs.2005.1615393
26. D E, Meyer; J E Keith Smith; C E W. Models for the speed and accuracy of aimed movements. *Psychol Rev.* 1982;89: 449-82.
27. Hancock PA, Newell KM. The Movement Speed-Accuracy Relationship in Space-Time. En: Heuer H, Kleinbeck U, Schmidt K-H, editores. *Motor Behavior: Programming, Control, and Acquisition.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1985. pp. 153-188. doi:10.1007/978-3-642-69749-4_5

28. Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture.* 2008;28: 179-186. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.002

