PubliCE, (PubliCE) 1998

Research

Comparación del Ciclo Estiramiento-Acortamiento con la Precarga Isométrica: Contribuciones al Incremento del Rendimiento Muscular

Andrew D Walshe[1], Greg J Wilson[1] y Gertjan J Ettema[2]

[1]*School of Exercise Science and Sport Management, Southern Cross University, Lismore, New South Wales, Australia.*
[2]*Department of Anatomical Sciences, University of Queensland, Brisbane, Queensland 4072, Australia.*

RESUMEN

Para aislar cualquier diferencia que una contracción muscular previa pueda tener sobre la producción de trabajo concéntrico, 40 sujetos entrenados realizaron tres tipos de sentadillas isoquinéticas: 1) una sentadilla que consistió sólo en una contracción concéntrica (CO), 2) una sentadilla concéntrica precedida de una precarga isométrica (IS), y 3) una sentadilla usando el ciclo estiramiento acortamiento (SSC). Durante los primeros 300 ms del movimiento concéntrico, la producción de trabajo para las condiciones SSC e IS fue significativamente mayor (154.8±39.8 y 147.9±34.7 J, respectivamente; $P<0.001$) en comparación con la sentadilla CO (129.7±34.4 J). Además, la producción de trabajo durante los primeros 300 ms después de la evaluación SSC también fue significativamente mayor que para el mismo período luego del protocolo IS ($P<0.05$). No hubo diferencias en el electromiograma integrado normalizado entre ninguna de las condiciones. Se concluyó que el incremento del rendimiento concéntrico derivado de un estiramiento previo del complejo músculo-tendinoso fue debido en gran parte a la obtención de un estado muscular más activo antes del inicio del movimiento concéntrico. Sin embargo, bajo estas condiciones también se hipotetizó que la potenciación de los elementos contráctiles produjo una contribución significativa al rendimiento muscular inducido por el estiramiento.

Palabras Clave: potenciación, pretensión, sentadilla isoquinética, contracción previa

INTRODUCCIÓN

La evolución progresiva del rendimiento deportivo y de las técnicas específicas de acondicionamiento dependen de un minucioso entendimiento de los mecanismos que sustentan la dinámica de la función muscular. Los mecanismos responsables de la contribución del pre-estiramiento activo al incremento del rendimiento del músculo esquelético, durante el ciclo estiramiento-acortamiento, sigue siendo aún un tema de debate entre los investigadores (2, 8, 9). Se ha reconocido tradicionalmente, que una mayor producción de fuerza, originada durante un estiramiento excéntrico en el complejo músculo-tendón, establece un estado funcional, en el cual el músculo está capacitado para facilitar su habilidad de

producir fuerza. En este contexto, la restitución de energía elástica de estiramiento, la potenciación mioeléctrica, los efectos de interacción entre los componentes contráctiles con las estructuras tendinosas, y la potenciación quimiomecánica han sido todas identificadas como posibles fuentes de las beneficios en la función muscular producidas por el estiramiento (8, 9, 17).

Sin embargo, también se ha propuesto que, durante los movimientos poliarticulares dinámicos, los beneficios de estos mecanismos son insignificantes (6). Bobbert el al. (6) concluyeron que la producción de trabajo de la musculatura en la fase concéntrica de un SSC es mucho mayor comparada con una contracción puramente concéntrica, simplemente debido a que el movimiento concéntrico en un SSC comienza con un mayor estado de activación muscular y un mayor nivel correspondiente de fuerza. Así es argumentado que el trabajo mecánico realizado por el músculo en la fase temprana del movimiento es relativamente mayor para la condición de pre-estiramiento, sin tener en cuenta las posibles contribuciones de otros procesos. En efecto, se ha admitido que permitiendo a un músculo alcanzar un estado incrementado de activación antes de la acción se aumentará significativamente su capacidad de realizar trabajo durante el inicio del acortamiento concéntrico (18).

Los estudios en preparaciones musculares aisladas han permitido a los científicos investigar los efectos del pre-estiramiento bajo condiciones en las que las diferencias en la fuerza al inicio de la contracción concéntrica son minimizadas. Cuándo el rendimiento concéntrico es comparado entre situaciones en las que la tensión previa (fuerza de transición) es ejecutada isometricamente en oposición a un estiramiento activo (contracción excéntrica), en esta última existe evidencia de potenciación de los elementos contráctiles (CE). Esto puede resultar en una producción de trabajo significativamente mayor durante los 500 ms iniciales del acortamiento después de la condición de pre-estiramiento (16). Similarmente, Cavagna et al. (9) no fueron capaces de explicar la mayor producción de trabajo en los flexores del antebrazo de humanos, observada durante las evaluaciones de pre-estiramiento, en términos de diferencias de fuerza en el inicio del acortamiento. Las diferencias en la energía elástica potencial debido a las diferencias de fuerza fueron capaces de explicar sólo el ~50% del aumento observado en el rendimiento. Se sugirió nuevamente que el estiramiento del complejo músculo-tendón potenció los CE, ya que hubo una capacidad para producir más fuerza a una longitud muscular determinada y a la velocidad de acortamiento correspondiente. Este fenómeno ha sido efectivamente reproducido en estudios realizados sobre fibras individuales y parece prevalecer en longitudes musculares superiores a las óptimas (15, 26). Evidencia reciente sugiere que esta forma de potenciación de los CE puede resultar de inestabilidades sarcoméricas debidas a la distribución no uniforme del estiramiento dentro de cada fibra [para una breve revisión, ver Morgan (25)].

El propósito de esta investigación fue distinguir la contribución relativa de los mecanismos de importancia para el acortamiento muscular al rendimiento humano durante patrones de movimientos más funcionales en situaciones controladas in vitro. Si la contribución principal de un pre-estiramiento es simplemente la obtención de un estado muscular más activado antes del acortamiento, entonces debería haber poca o ninguna relación entre el tipo de contracción previa y el rendimiento concéntrico para una fuerza inicial determinada. Específicamente, este estudio examinó los efectos cuantitativos del estiramiento excéntrico, comparado con una precarga isométrica, sobre el trabajo mecánico medido durante la fase concéntrica de un movimiento de sentadilla realizado en un dinamómetro isoquinético.

MATERIALES Y MÉTODOS

Sujetos

En este estudio participaron cuarenta sujetos con un mínimo de 12 meses de experiencia en el entrenamiento de la fuerza que tenían la capacidad de realizar una sentadilla con una carga de por lo menos 1.5 veces superior a su masa corporal. Todos los sujetos provenían de una variedad de deportes, que involucraban predominantemente la actividad de los miembros inferiores. Sus promedios en edad, talla, y peso fueron 23 ±1 años, 179 ±3 cm, y 77.2±7.1 kg, respectivamente. Antes de la evaluación, todos los sujetos asistieron a una sesión de familiarización, que incluyó la realización de todos los ítems de las evaluaciones. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Southern Cross, y cada sujeto firmó un informado por escrito antes de participar en el proyecto.

Visión General del Protocolo de Evaluación

Todas las evaluaciones fueron realizadas en una sola sesión, y se les pidió a los sujetos que se abstengan de todo tipo de entrenamiento realizado con los miembros inferiores durante los 3 días previos al entrenamiento. Antes de cada sesión, se empleó un calentamiento estandarizado. Este consistió en 10 minutos de ciclismo estacionario a 60 W y posteriormente de estiramientos específicos para los miembros inferiores, seguidos de dos series de 10 repeticiones de sentadilla profunda con una barra de 20 kg. Para aislar cualquier diferencia que las contracciones musculares previas pudieran tener sobre la

producción de trabajo concéntrico, se le pidió a cada sujeto que realice tres sentadillas isoquinéticas separadas entre sí para las que se empleó un mismo patrón de movimiento concéntrico. Estas fueron 1) una sentadilla realizando sólo una contracción concéntrica, 2) una sentadilla concéntrica precedida por una precarga isométrica (IS), y 3) una sentadilla usando el ciclo estiramiento acortamiento. La modalidad isoquinética permitió una efectiva comparación entre evaluaciones, minimizando las diferencias en la velocidad de acortamiento y de esta manera la longitud muscular durante cada período específico de tiempo. Se recolectaron de todos los sujetos electromiogramas de superficie (EMG) para el vasto lateral, vasto medial, y bíceps femoral durante todas las evaluaciones de sentadilla. La selección de los músculos del cuadriceps de una sola articulación reflejó la necesidad de aislar aquellas unidades musculotendinosas (MTU) con cambios de longitud relativamente grandes y por ello con el mayor potencial de respuesta mioeléctrica inducida por el estiramiento. Para medir la contribución de los músculos que cruzan la cadera y rodilla, también se recolectaron en 10 sujetos EMG de superficie en los músculos glúteo mayor, recto femoral, y gastronemio medial. Con el objeto de servir cómo ítems de control para el rendimiento de los sujetos y para los análisis de EMG, los sujetos realizaron también un salto con contramovimiento (CMJ) y una contracción isométrica máxima voluntaria (MVIC) de los músculos para los que se recolectó el EMG. Estos datos fueron recolectados inmediatamente antes de la primera evaluación de sentadilla, y dentro de los 3 min después de que se finalizó la última evaluación de sentadilla. Todos los datos cinéticos y cinemáticos relevantes fueron exhibidos y grabados en tiempo real usando un sistema AMLAB (Amlab International, Sydney, Australia). La calibración de todos los equipos se realizó antes de todas las sesiones de evaluación.

Ítems de Evaluación

Evaluaciones de Sentadilla

Todas las sentadillas fueron realizadas sobre un dispositivo de sentadilla isoquinética (ISD), el cual que fue posicionado directamente sobre una plataforma de fuerza (tipo 9287, Kistler, Winterthur, Suiza). Al inicio de cada evaluación los amplificadores de carga (tipo 9865A, Kistler) fueron puestos en cero para anular el peso de los sujetos. El registro de los datos de fuerza comenzó mediante el accionamiento de un disparador manual antes del comienzo de cada evaluación. Estos datos, se tomaron a una velocidad de 1000 Hz, fueron recolectados durante ~3-5s, y la señal de voltaje amplificada fue transferida a un Sistema AMLAB y guardada en un disco para análisis subsiguientes. La plataforma de fuerza fue calibrada para fuerzas verticales colocando una serie de pesos conocidos sobre su superficie y ajustando el factor de calibración en consecuencia.

El ISD es un dispositivo de evaluación que permite limitar el movimiento del ejercicio estandarizado de sentadilla a los planos frontal y sagital mientras se registran datos cinéticos relevantes (Figura 1). El ISD constaba de un sistema de potencia Pliométrica [PPS; Lismore, Australia; para una descripción completa ver Wilson et al. (33)], el cual fue subsecuentemente modificado para permitir su funcionamiento como un dinamómetro isoquinético poliarticular. El PPS fue instrumentado con un motor de tres fases 4-kW, el cual fue manejado por un inductor de corriente alterna (PDL Electronic, Naiper, Nueva Zelanda). Un interruptor rotatorio unido a la caja del motor proveyó la velocidad de *feedback* para el sistema de circuito cerrado con el controlador PDL. El tiempo de respuesta de este sistema, i.e., de cero al torque máximo, fue alcanzado en menos 10 ms. Este proveyó una aceleración estándar de la barra del 2200%/s^2 de la velocidad máxima del motor de 1440 revoluciones/min ya que el tiempo criterio de velocidad de la barra (<200ms) fue sólo limitado por el rendimiento individual de los sujetos. Los datos del desplazamiento de la barra fueron provistos por medio de un transductor rotacional (Celesco) unido a la caja del PPS. El transductor rotacional fue calibrado mediante el movimiento de la barra a través de una distancia conocida, ajustando la calibración como fuera necesario.

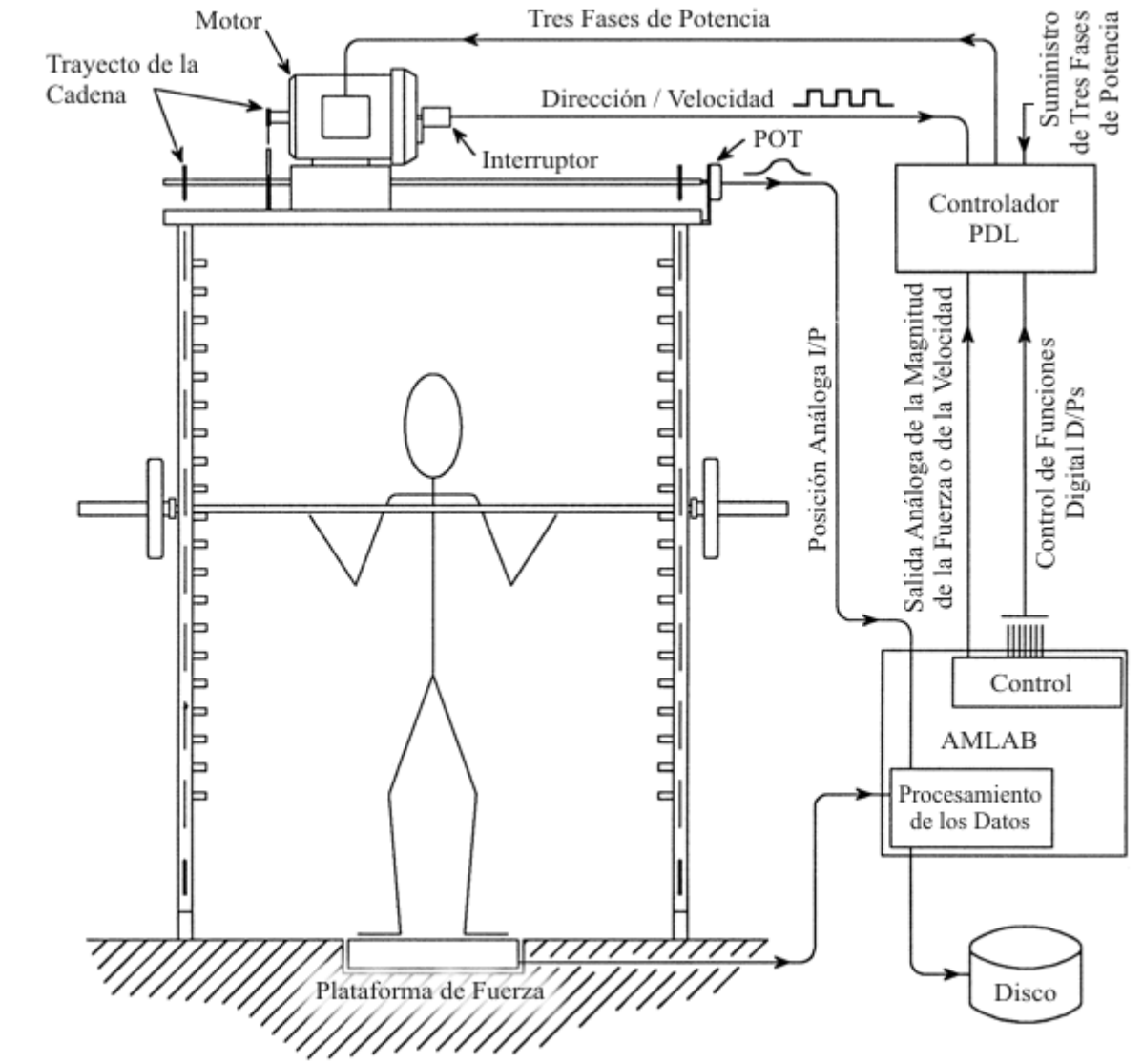


Figura 1. *Esquema del dispositivo de sentadilla isoquinética (ISD) sin el hardware de control y análogo al sistema digital de recolección de datos. POT, potenciómetro; IP, entrada; O/Ps, salida, controlador PDL, controlador de cambios vectoriales.*

Basados en la velocidad de la barra en un movimiento típico de sentadilla (24), se seleccionó para todas las evaluaciones una velocidad fija de desplazamiento de la barra de 0.40 m/s. El protocolo isoquinético fue usado para que en un tiempo dado, los cambios en la longitud del músculo ocurridos como resultado del movimiento pudiera ser similar entre diferentes evaluaciones y controlando así su influencia sobre el rendimiento contráctil. Sin embargo, como en todas las evaluaciones isoquinéticas in vivo, existe un período de aceleración antes del inicio de la velocidad de criterio, con un artificio de impacto asociado que no puede ser controlada sin un excesivo crecimiento de la velocidad de aceleración. Debido a que la velocidad de acortamiento de la musculatura para la fase de aceleración del movimiento pudo ser diferente entre las evaluaciones, podría ser razonable suponer que la evaluación isoquinética estuvo influenciada por pequeñas diferencias en la longitud muscular. Para mantener la consistencia de los ángulos de las rodillas, de las caderas y de los tobillos durante la posición inicial en las evaluaciones de CO e IS, y durante el punto de transición excéntrico-concéntrico para la evaluación del SSC, la posición de los pies fue estandarizada por medio de unas marcas colocadas en la plataforma de fuerza. Los sujetos se posicionaron sobre las marcas con un ángulo correspondiente de 90° medido con un goniómetro manual. Este ángulo de rodilla fue seleccionado debido a que ha sido el ángulo característico reportado en otros estudios (8) designados para medir el rendimiento funcional del tren inferior. Adicionalmente, estudios pilotos revelaron que la capacidad de generar fuerza en esta posición estuvo algo comprometida debido a la desventaja mecánica de este ángulo de la rodilla. Esta angulación ha sido vista como importante, debido a que reduce el estrés localizado sobre la espalda baja de los sujetos y posiblemente reduzca el riesgo de lesión en la espalada. Para eliminar cualquier contribución posible de una acción muscular previa, como consecuencia de la falta de carga o de una excesiva producción de fuerza, la fuerza

ejecutada fue examinada inmediatamente después de cada evaluación y la prueba fue re-ejecutada si los niveles de fuerza se desviaban >80 N por encima o por debajo del nivel deseado. El orden de las evaluaciones fue aleatorio para todos los sujetos; sin embargo, debido a que la evaluación de sentadilla IS requirió los datos de la fuerza de transición excéntrica-concéntrica de la evaluación SSC, las sentadilla IS fue realizada siempre después del la evaluación SSC. Para todas las evaluaciones de sentadilla, los sujetos realizaron tres intentos con un mínimo de 3-5 min entre cada intento y 5-8 min entre diferentes evaluaciones.

Sentadilla CO (CO)

Para determinar la capacidad de generar fuerza en un movimiento concéntrico, los sujetos realizaron una sentadilla isoquinética para la cual se permitió solo un movimiento hacia arriba de la barra. Basados en las técnicas previamente descritas con respecto a los saltos estáticos (32), se privó a los sujetos de utilizar un pre-estiramiento significativo antes del comienzo de la evaluación accionando el botón stop del ISD. Esto previno cualquier movimiento hacia abajo de la barra. Se instruyó a los sujetos a ejercer fuerza tan rápido e intensamente como fuera posible (4) en el plano vertical, la evaluación era repetida si la tensión previa debida a la presión sobre la barra excedía los 80 N por sobre el peso corporal de los sujetos. Así el protocolo requirió que los sujetos mantengan una contracción isométrica a un nivel equivalente a la masa corporal por un breve período (<1.5s) antes del comienzo de la evaluación.

Sentadilla SCC

Para evaluar la contribución relativa del movimiento de pre-estiramiento dinámico, los sujetos realizaron una sentadilla isoquinética precedida de un contramovimiento balístico. Con respecto a la aceleración en la fase concéntrica de la barra, esta evaluación fue idéntica a las evaluaciones CO e IS y difirió sólo en que los sujetos comenzaron el movimiento con la adición de un estiramiento activo de la musculatura corporal del tren inferior. Para lograr esto, se usó un software para impedir el movimiento isoquinético de la barra del ISD durante la fase excéntrica de la evaluación. Tan rápido como el sujeto comenzó en movimiento hacia arriba, el movimiento isoquinético fue automáticamente activado. Un pre-estiramiento dinámico fue un requisito previo para la validez de esta evaluación. Para lograr esto se instruyó a los sujetos a realizar el movimiento excéntrico tan rápido como sea posible. Para mantener la precisión de la angulación de la rodilla a 90° en el punto en el que finaliza la fase excéntrica y comienza la concéntrica (±3°), se pre-accionó una señal auditiva controlada a través de un software, señalando al sujeto que cesara el movimiento descendente y comenzara inmediatamente la fase concéntrica de la sentadilla. Si el sujeto no cumplía este requisito la evaluación era repetida. La señal auditiva fue determinada específicamente para cada sujeto durante las sesiones de familiarización y fue usada teniendo en cuenta el retraso en el cambio de fases debido a los tiempos de reacción individual y a la velocidad o impulso del sistema.

Sentadilla IS

Para tratar la discusión de los efectos de la pretensión muscular sobre el acortamiento muscular subsiguiente, una sentadilla isoquinética concéntrica fue precedida de una contracción isométrica. Esto fue realizado usando un software para cambiar la ISD del modo isométrico al isoquinético; el cambio fue únicamente dependiente de la consecusión de cada sujeto de nivel de fuerza preestablecido, medido a través de la plataforma de fuerza. Se les pidió a los sujetos que ejercieran fuerza en contra de la barra tan rápido y fuerte como les fuera posible (4), la barra permaneció quieta (típicamente entre 100-200 ms), hasta que automáticamente cambió al modo isoquinético. En ese momento, los sujetos continuaron ejerciendo su máxima fuerza durante la duración del movimiento concéntrico. La fuerza isométrica necesaria para el pasaje al modo isoquinético fue determinada individuamente en función del promedio de la fuerza de transición a los 90° de la articulación de la rodilla durante las tres evaluaciones de SSC. En este punto debe señalarse que la velocidad isoquinética de la barra no implica necesariamente un acortamiento muscular isoquinético. La influencia del músculo y de la arquitectura esquelética en los movimientos poliarticulares puede resultar en aceleraciones angulares y desaceleraciones de las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo con cambios correspondientes en la longitud músculo-tendón. Particularmente en el inicio del movimiento concéntrico de la barra, es poco probable que todos los músculos comiencen a acortarse al mismo tiempo. Sin embargo, tales efectos sobre las evaluaciones fueron reducidos intentando normalizar la posición del cuerpo al inicio de la fase concéntrica.

Ítems de Control

CMJ

Para determinar el grado de fatiga muscular localizada, como consecuencia del riguroso protocolo de evaluación para miembros inferiores empleado, se les pidió a todos los sujetos realizar un CMJ estándar, antes y después de la evaluación (31). Para el CMJ se les pidió a todos los sujetos que realicen tres pruebas con 3 min de pausa entre las pruebas. La altura máxima del salto se registró usando un indicador Ver Tec (Questec, Northridge, CA). La posición de comienzo para el CMJ requirió que los sujetos colocaran sus manos sobre las caderas y que mantuvieran esta posición hasta el final de la fase concéntrica del salto. En ese momento se les permitió elevar sus manos para desplazar las barras móviles del Ver Tec. Este

procedimiento aseguró que la contribución al rendimiento del balanceo de los brazos fuera insignificante. Para todas las pruebas de saltos, se instruyó a todos los sujetos saltar a la máxima altura posible.

MVIC

La MVIC de los músculos seleccionados para el análisis de EMG también fue usada para medir la integridad de la condición muscular de los sujetos. Las MVIC fueron realizadas antes y después de las sesiones de evaluación de sentadilla. Se les pidió a los sujetos realizar unas series de MVIC con el máximo esfuerzo físico posible. Ellos mantuvieron cada contracción individual durante por lo menos 4 segundos, durante el cual era registrado un segmento de tiempo de 500 ms de la máxima activación muscular aleatoriamente para posteriores análisis.

EMG

Antes de la aplicación de los electrodos, las superficies de la piel fueron afeitadas, limpiadas con alcohol, y ligeramente desgastadas y una pequeña cantidad de gel conductor fue aplicada sobre la superficie de contacto del electrodo. Se posicionaron pares de electrodos enchapados en plata con una configuración bipolar paralelos a las fibras musculares sobre el vientre de los músculos. Los electrodos fueron encintados y vendados para limitar el movimiento del artefacto, y para permanecer fijos durante toda la evaluación. La señal del EMG fue suministrada directamente en los canales de entrada de corriente alterna del sistema AMLAB, el que convirtió la señal analógica a digital a 1000 Hz. Se usó un software en el sistema AMLAB para el filtrado de los datos del EMG. Todas las señales fueron suministradas a través de un filtro Butterworth de paso de banda de segundo orden con filtros de paso alto y bajo colocados a 3 y 500 Hz, respectivamente. La atenuación por encima de la curva de alta frecuencia y por debajo de la curva de baja frecuencia fue de 12 dB/octavo (40 dB/decena).

Procesamiento de los Datos después de la Evaluación

Los datos fueron promediados para todos los tratamientos y subsecuentemente normalizados para los períodos de tiempo de 100, 200, 300, y 500 ms después del comienzo del movimiento concéntrico en todas las condiciones de evaluación. Para las evaluaciones IS y CO, el inicio del movimiento concéntrico fue definido como un desplazamiento de la barra de 3 mm. Para las evaluaciones SCC, el inicio del movimiento concéntrico se definió 3 mm por encima del punto de cambio de contracción. Los datos del desplazamiento de la barra fueron filtrados utilizando un ordenador Butterworth de cuarto orden [con una frecuencia de corte de 39 Hz determinada de acuerdo a los métodos de Yu y Hay (37)] y usado en conjunto con los datos de fuerza para determinar el trabajo mecánico de todos las evaluaciones. Para permitir las comparaciones entre las diferentes condiciones y períodos de tiempo los datos de EMG fueron corregidos, integrados, y normalizados (i.e., expresados como porcentaje) para el período de tiempo correspondiente de la evaluación CO (NIEMG). Para considerar las posibles influencias debidas a un retraso electromecánico, una compensación de 30 ms antes del movimiento concéntrico de la barra fue introducida al análisis del EMG. Este tiempo fue seleccionado debido a que en las tres condiciones el complejo músculo-tendón estaba ya bajo tensión antes del acortamiento (35). Todos los procesamientos posteriores a las evaluaciones se realizaron en un computadora Pentium compatible con IBM (100 MHz) usando un software desarrollado dentro del lenguaje de programación Visual Basic 3.0 (Microsoft).

Métodos Estadísticos

La confiabilidad inter-pruebas para todas las evaluaciones fue medida usando dos metodologías estadísticas diferentes: correlaciones de intraclase y desvíos estándar (DS) de la media. El error del método fue expresado como un coeficiente de variación, i.e., igual a la diferencia de los DS de la media en valores, expresado como un porcentaje de las medias combinadas. Las comparaciones entre las tres condiciones de sentadilla, fueron inicialmente evaluadas usando mediciones repetidas multivariadas de análisis de varianza en todos los valores para los períodos de 100, 200, 300, y 500 ms después del inicio del movimiento concéntrico. Si era encontrada una diferencia significativa, se realizaron comparaciones post hoc usando una serie de mediciones repetidas de análisis de varianza a una vía, con el contraste de Helmert realizado con el software de análisis estadístico SPSS (versión 6.1). La significación estadística fue aceptada para un nivel de alfa de 0.05.

RESULTADOS

Confiabilidad de las Evaluaciones y de los Ítems de Control

La confiabilidad inter-tratamiento para los ítems de control y para los valores de trabajo es descripta en la Tabla 1. Es evidente para estos valores, que la totalidad de las mediciones muestran un alto grado de reproducibilidad dentro de las pruebas. El coeficiente de variación para todas las evaluaciones está dentro del 15% recomendado para las mediciones

biológicas (1). Basándonos en la similitud entre los valores de CMJ y NIEMG en los MVIC, antes y después de la evaluación, se asumió que el protocolo de evaluación tomado no afectó adversamente el rendimiento de los sujetos y esto fue razonable para descontar los efectos de la fatiga muscular sobre el rendimiento en las evaluaciones.

		Ítems de Evaluación		
	Ítems de Control	**Evaluación CO**	**Evaluación IS**	**Evaluación SSC**
CMJ altura	2.83 (0.91)			
NIEMG				
GM	5.2 (0.89)			
BF	8.8 (0.76)			
VM	6.9 (0.80)			
VL	10.1 (0.79)			
RF	6.3 (0.83)			
MG	5.7 (0.88)			
Trabajo				
0-100 ms		9.7 (0.76)	8.8 (0.70)	9.5 (0.78)
0-200 ms		6.0 (0.85)	5.4 (0.83)	6.1 (0.85)
0-300 ms		5.3 (0.89)	5.0 (0.86)	5.9 (0.84)
0-500 ms		5.1 (0.88)	4.3 (0.92)	5.9 (0.86)

Tabla 1. *Confiabilidad intertratamiento para todas las evaluaciones e ítems de control. Los valores son coeficientes de variación con la correlación intraclase entre paréntesis. CO, sentadilla sólo concéntrica; IS, sentadilla isométrica, SSC, sentadilla con ciclo estiramiento-acortamiento; CMJ, salto con contramovimiento; NIEMG, EMG integrado normalizado; GM, glúteo mayor; BF, bíceps femoral; VM vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; MG, gastronemio medial.*

Comparación de las Evaluaciones de Sentadilla Isoquinética

La Figura 2 describe las curvas de desplazamiento de fuerza característica producida por un sujeto que realiza las tres evaluaciones. La posición de la barra al inicio del movimiento concéntrico para las evaluaciones CO y IS fue idéntica sin embargo estuvo 3±3.7 cm más baja durante la evaluación SSC. La fuerza media al comienzo del movimiento concéntrico de la barra para la evaluación CO fue de 489±131 N, lo que fue significativamente menor ($P<0.001$) que para las condiciones de IS y SSC. La comparación de las evaluaciones entre SCC e IS estuvo supeditada a la igualdad de las fuerzas de arranque. Fue subsecuentemente demostrado que las fuerzas medias al inicio del acortamiento para las evaluaciones de SCC y IS fueron 1193±222 (SD) y 1169±216 N, respectivamente, y no hubo diferencias significativas ($P=0.37$) entre estas evaluaciones. Cuando se comparó la producción de trabajo mecánico para las tres condiciones, se observó que las condiciones SCC e IS resultaron en un rendimiento muscular significativamente mayor durante los primeros 300 ms de la fase concéntrica en comparación con la sentadilla CO (Tabla 2). Los análisis también revelaron que, si la sentadilla era precedida por un estiramiento activo versus una contracción isométrica, los sujetos estaban inicialmente capacitados para realizar mas trabajo, estos efectos se observaron durante los primeros 300 ms del movimiento concéntrico. Además si se examina el trabajo mecánico de transición para cada condición, es claramente evidente que, cualquier beneficio temprano del estiramiento activo y/o la precarga isométrica se ve muy reducido después de los 200-300 ms de la acción concéntrica.

Variables	Evaluación CO	Evaluación IS	Evaluación SSC
Trabajo 0-100 ms post *†‡	20.2 ± 6.5	31.8 ± 7.9	39.6 ± 13.3
Trabajo 0-200 ms post *†‡	69.9 ± 18.8	87.0 ± 20.2	97.9 ± 23.1
Trabajo 0-300 ms post *†^	129.7 ± 34.4	147.9 ± 34.7	154.8 ± 39.8
Trabajo 0-500 ms post	268.9 ± 72.9	282.1 ± 73.6	280.2 ± 76.6

Tabla 2. *Trabajo para todas las evaluaciones según los períodos de tiempos respectivos. Los valores están presentados como medias ±DS en J. Post, después del inicio del movimiento concéntrico. * CO significativamente diferente con respecto a IS, P<0.001. † CO significativamente diferente con respecto a SCC, P<0.001. ‡ IS significativamente diferente con respecto a SCC, P <0.001. ^ IS significativamente diferente con respecto a SSC, P<0.05.*

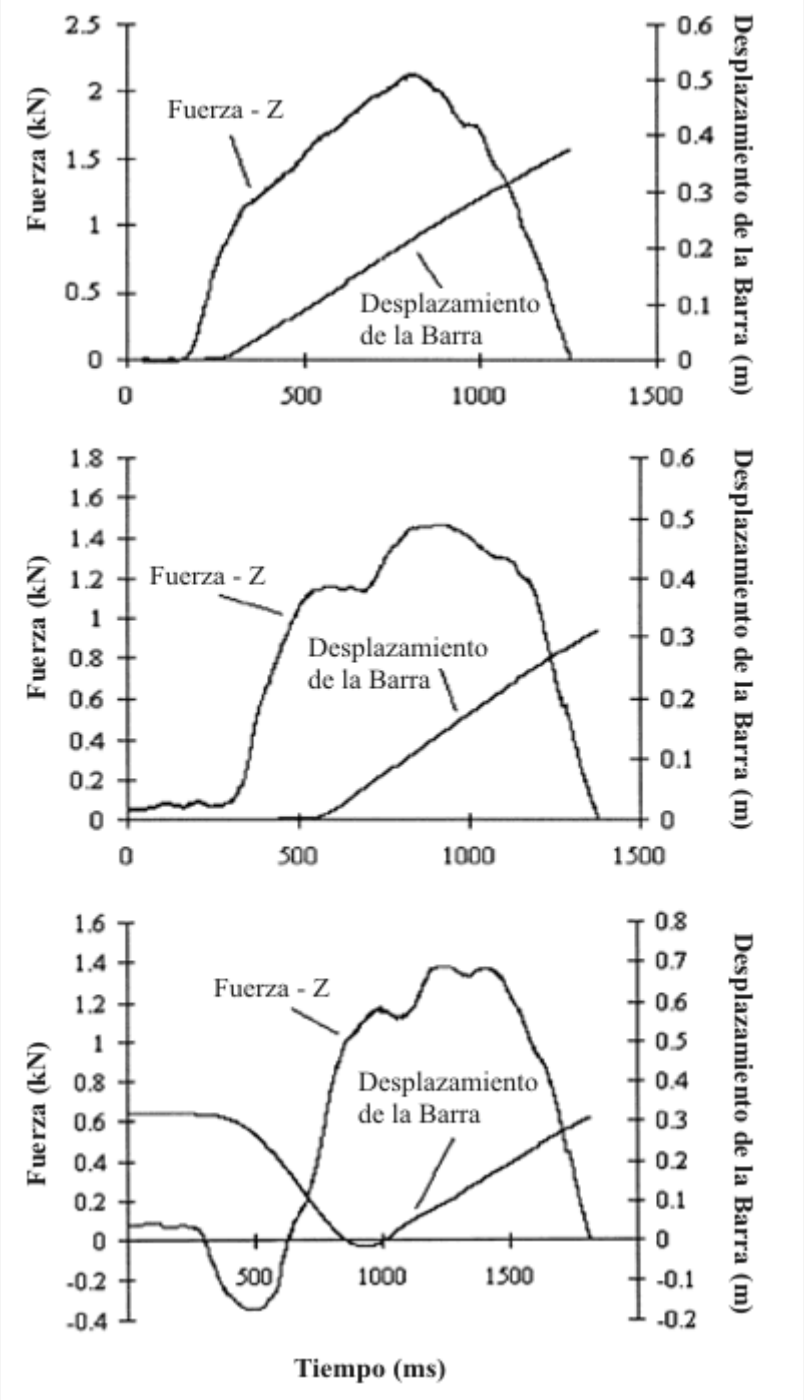


Figura 2. *Curvas de fuerza en el desplazamiento de la barra de un sujeto representativo para las 3 condiciones: evaluación de sentadilla solamente concéntrica (CO) (arriba); evaluación de sentadilla con precarga isométrica (medio), y evaluación de sentadilla con ciclo estiramiento acortamiento (SCC) (abajo).*

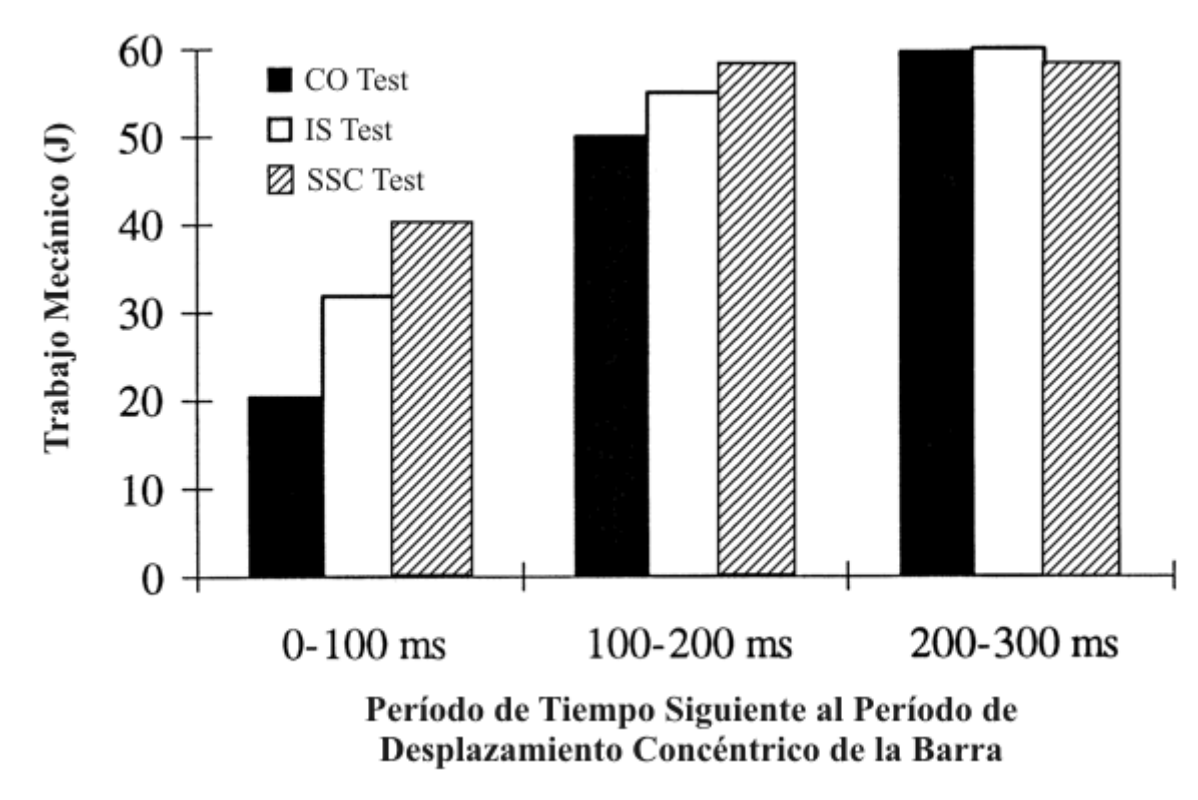


Figura 3. *Valores transitorios del trabajo mecánico promedio para todos los sujetos durante las tres condiciones de evaluación (sentadilla, CO; IS; SSC).*

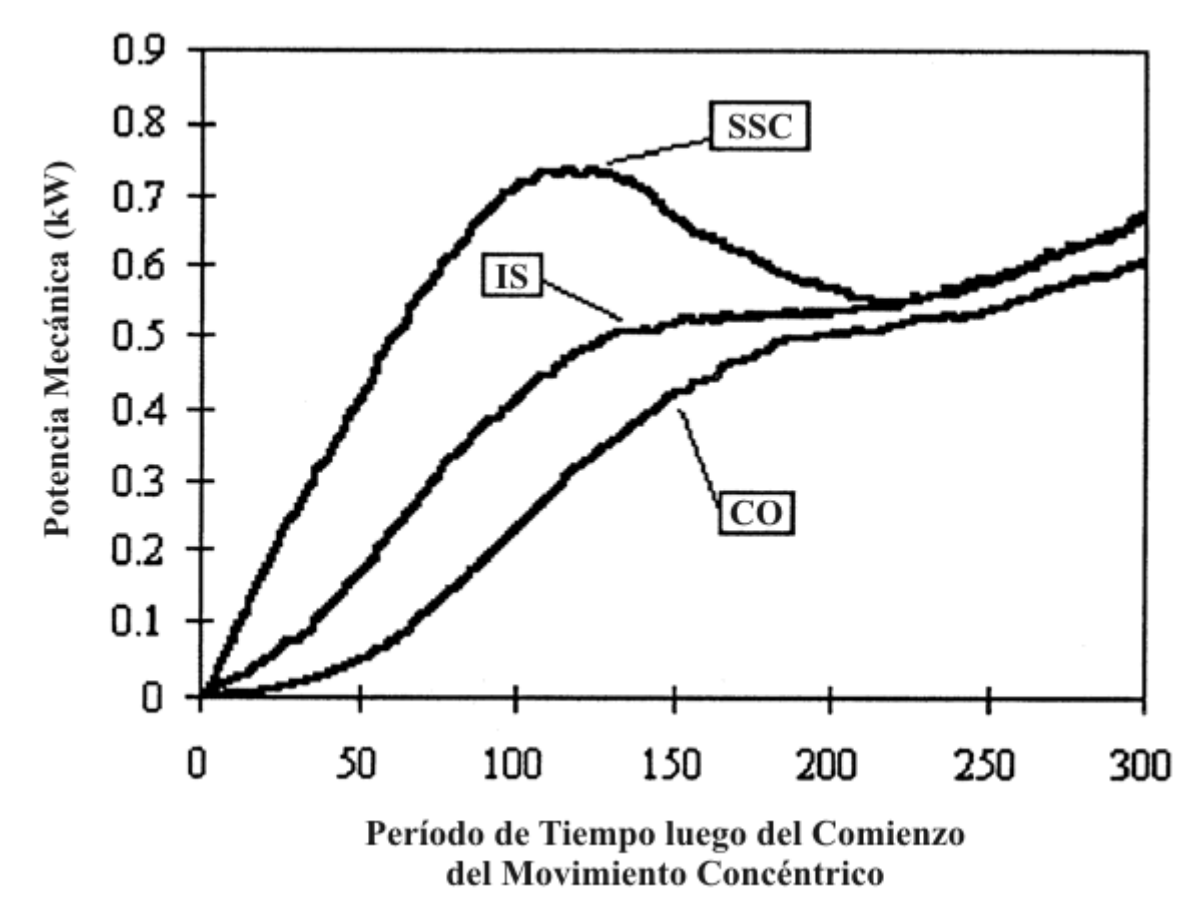


Figura 4. *Curvas Potencia-Tiempo para un sujeto representativo para las evaluaciones SSC, IS, CO.*

Activación Muscular

En las tres condiciones, hubo una sorprendente similitud en los patrones de activación de todos los músculos durante la fase concéntrica de la sentadilla (Figura 5). No hubo diferencias significativas entre ninguna de las condiciones, durante ningún período de tiempo para cualquier músculo evaluado. Durante los 200 ms previos al inicio de la fase concéntrica, la mayor parte de los grupos musculares mostraron un incremento general en la activación muscular con respecto a la evaluación CO. Esto está de acuerdo con el bajo nivel relativo de activación muscular que puede ser necesario para sostener el peso corporal del sujeto antes del inicio de la evaluación CO. De manera importante no hubo diferencias significativas entre las evaluaciones IS y SCC durante los 200 ms previos al inicio de la fase concéntrica.

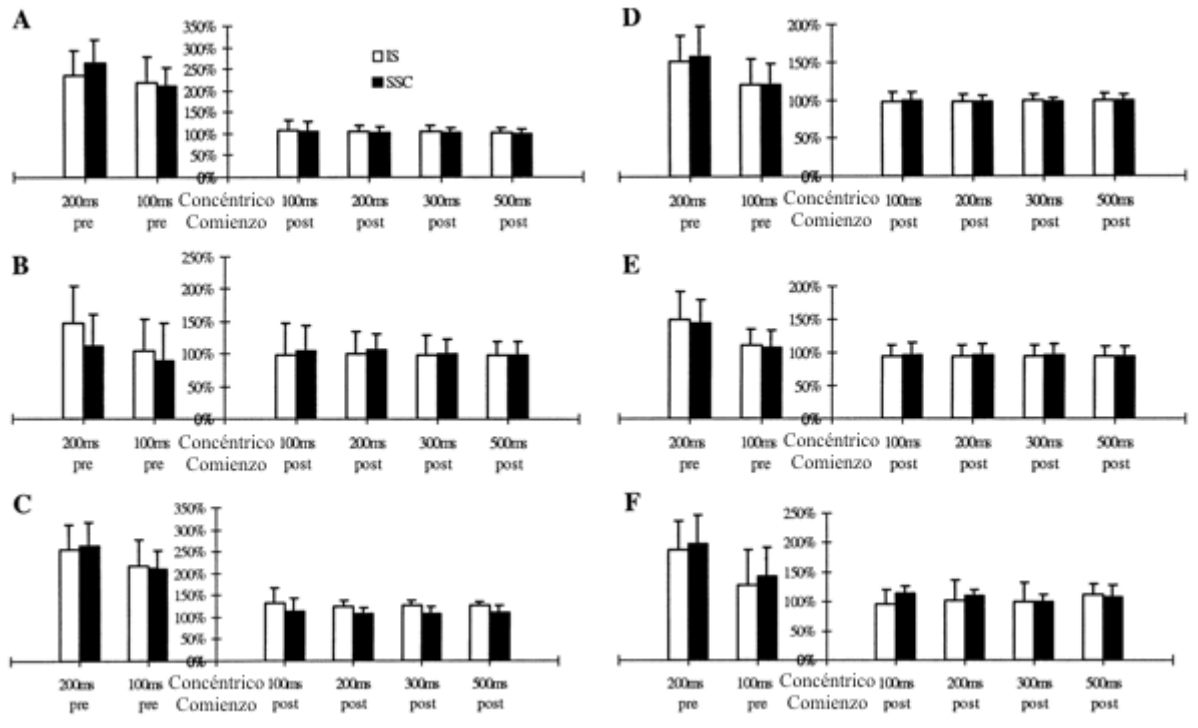


Figura 5. *EMG integrado normalizado para cada grupo muscular, para los períodos de tiempo respectivos, antes (pre) y después (post) del movimiento concéntrico de la barra. (Para una explicación completa ver métodos y número de sujetos). Los valores están presentados como medias ±DS expresados como porcentaje del valor correspondiente para la condición CO. A: glúteo mayor; B: bíceps femoral; C: recto femoral; D: vasto medial; E: vasto lateral; F: gastronemio medial.*

DISCUSIÓN

La importancia de la pre-tensión antes del acortamiento muscular en investigaciones in vivo, ha sido repetidamente demostrada (18, 19, 21, 28). Sin tener en cuenta el tipo de contracción previa, si el movimiento concéntrico comienza desde un alto nivel relativo de fuerza, nuestros resultados demuestran que el mismo puede agregarse al trabajo mecánico de los músculos, medido durante los primeros 300 ms del acortamiento. Este hallazgo está avalado por investigaciones previas con evaluaciones isoquinéticas (21, 28). Estos estudios reportaron que los movimientos concéntricos que fueron inmediatamente precedidos por contracciones isométricas o excéntricas llevan a una mayor producción de torque concéntrico que las acciones puramente concéntricas y que este efecto fue mayor en el rango de movimiento inicial del/los músculo/s que fueron evaluados. Con relación al presente patrón de movimiento, se ha sugerido que los mayores niveles de activación muscular en la fase temprana del movimiento permite a los músculos producir más fuerza durante un rango de ángulos de la articulación considerados más favorables en términos de optimización del rendimiento para este tipo de acciones (6, 14).

Sin embargo, nuestros resultados también revelan que, mientras que el nivel de fuerza antes de la fase concéntrica de un movimiento poliarticular es un factor importante en la determinación del rendimiento subsiguiente, la manera en la que esta fuerza es alcanzada también debe ser considerada. Una carga excéntrica de la musculatura resultó en una ganancia significativamente mayor en el rendimiento del que fue evidente como consecuencia de la fuerza previa sola (i.e., sin estiramiento). La comparación entre las evaluaciones de SSC e IS muestra que, para los primeros 200 ms de la sentadilla, el trabajo mecánico también fue dependiente del tipo de contracción que precede al movimiento concéntrico de la barra. La siguiente discusión se concentrará en la interpretación de estos hallazgos en relación con las teorías corrientes sobre el incremento del trabajo debido a un estiramiento activo de la musculatura.

Coordinación Intermuscular

Para las pruebas poliarticulares, la fuerza óptima no se debe simplemente, a la fuerza neta descargada por las MTU, las cuales son usadas para generar el movimiento. Un patrón de coordinación intermuscular específico también es necesario para utilizar efectivamente la capacidad de trabajo de los músculos bajo estas condiciones (30). Para la parte concéntrica

de las evaluaciones la revisión de los datos del NIEMG presentados en la Figura 5, A-F, revelan que no hubo diferencias significativas entre las condiciones SSC, IS o CO. La Figura 5 muestra también que todos los músculos mantienen un consistente alto nivel de activación muscular durante la duración de la evaluación. La similitud observada de la fase concéntrica de las tres evaluaciones refleja presumiblemente las demandas específicas de la prueba.

Se ha observado en saltadores entrenados, un orden de activación muscular temporaria, de secuencia próximo distal para la musculatura de los miembros inferiores. Este patrón de activación coincide con la co-activación de músculos mono y biarticulares, los que proveen un efectivo trabajo mecánico para la transportación de la energía entregada por esta estrategia de reclutamiento. El resultado final es un acoplamiento de las potencias de cada articulación de modo que el rendimiento en el salto vertical es optimizado mientras que es minimizada una inapropiada aceleración de las articulaciones de la rodilla y cadera (30). En esta evaluación, en la que se utilizó, una postura similar al salto, la velocidad de movimiento de la barra fue estrictamente controlada. Esto pudo limitar efectivamente la aceleración angular de las articulaciones de la rodilla, cadera y tobillo, una restricción que permitió una activación simultánea y casi máxima de todos los músculos evaluados, sin tener en cuanta el tipo de acción que precedió al movimiento concéntrico. Mientras que las pequeñas diferencias en los patrones de activación entre las evaluaciones no pueden ser descontadas, no hay evidencia que avale la noción que el incremento del rendimiento en la sentadilla SSC fue debido a cambios en los patrones de activación para cualquiera de los músculos medidos.

Contribuciones Mioeléctricas

Cuándo los saltos con o sin estiramiento previos son comparados, la mayor altura del salto que es generalmente observada en el salto con pre-estiramiento puede estar acompañada por un incremento en la activación muscular, atribuible al rápido estiramiento de las fibras musculares intrafusales y la activación aferente resultante de las motoneuronas α (8). La latencia en la respuesta del reflejo determina como el aumento de la altura del salto es el resultado de una contribución directa del pool de motoneuronas o de incrementos en el coeficiente de rigidez extrínseco al músculo que lleva a una capacidad incrementada para beneficiar el almacenamiento de energía elástica potencial (8, 22). En algunos casos, se ha sugerido que las respuestas mioeléctricas justifican más del 85% del incremento en la altura del salto después de un contramovimiento (22).

Algunas dudas en la importancia del reflejo de estiramiento se han incrementado debido a estudios similares que no reportaron diferencias en el EMG atribuible al estiramiento activo de la musculatura (9, 27, 36). Tales estudios dejaron de lado los efectos del reflejo de estiramiento sobre las bases de un fenómeno de saturación, por medio del cual, a niveles de contracción máximos, los músculos se vuelven menos sensibles a pequeños incrementos en la descarga neural (27, 36). Específicamente, cuándo se compara la actividad EMG para la extensión isoquinética de la rodilla entre condiciones concéntricas, precarga isométrica y máxima contracción excéntrica, Svantesson et al. (28) no reportaron cambios o reportaron bajos valores cuándo el movimiento de extensión concéntrico fue precedido por una acción muscular. En el presente estudio, la falta de diferencias significativas entre los valores de NIEMG entre las evaluaciones puede tender a sugerir que, para los grupos musculares evaluados, la contribución de los mecanismos mioléctricos a la mayor producción de trabajo para la evaluación de SSC fue mínima.

Restitución de la Energía Elástica de Estiramiento

La contribución de energía elástica de estiramiento al incremento del rendimiento muscular de las evaluaciones IS y SSC, con relación a la evaluación de CO, no puede dejar de ser tenida en cuenta sobre las bases de los presentes hallazgos. La obtención de fuerzas por encima de 1000 N antes del acortamiento para estas evaluaciones, que estuvieron dos veces por encima a la fuerza producida por la sentadilla CON, pudo resultar de una extensión significativamente mayor de los elementos elásticos en series (SEE) (2, 17). Al inicio del acortamiento, el recobro de energía elástica de estos elementos pudo presumiblemente agregarse a la producción de trabajo del complejo músculo-tendón incluido en estas acciones. Sin embargo, es imposible determinar su contribución relativa para las diferentes condiciones.

Cavagna et al (9, 10) y Bergel et al. (5) reportaron casos en los que fueron capaces de obtener fuerzas equivalentes antes del acortamiento, después contracciones isométricas y de contracciones con estiramiento activo. Ellos afirmaron que esto podría invocar una extensión idéntica de los SEE y así la cantidad de energía almacenada dentro de estos componentes podría ser la misma. En consecuencia, en estas series de experiencias, las diferencias observadas entre las condiciones de SSC y IS no pueden ser explicadas por un incremento en la liberación de energía elástica atribuible a diferencias en fuerza. Con porcentajes de diferencia <2% entre las medias de las fuerzas de transición para estas evaluaciones, los efectos del recobro de energía elástica podrían estar efectivamente limitados entre las dos condiciones.

No obstante, una diferencia potencial en el uso de energía elástica de estiramiento puede ser explicada por el concepto de resonancia. Algunos autores han reportado que el uso máximo de energía elástica de estiramiento ocurre cuándo la frecuencia natural de las MTU es igual a la frecuencia de movimiento de la acción SSC y por ello el sistema está en

resonancia (3, 34). En esencia, el concepto de resonancia sugiere que el sistema elástico tiene una velocidad preferida de estiramiento en la cual se alcanza un óptimo uso de la energía de acortamiento. Esto puede contribuir a la producción de fuerza y/o a la eficiencia del consumo de energía (3). Por ello el uso de energía elástica de estiramiento en un sistema dinámico es dependiente no sólo de la extensión de los SEE sino también de la velocidad a la que la extensión ocurre. La duración de la fase excéntrica de la evaluación SSC tuvo un rango de entre 500 y 800 ms, mucho mayor que los 100-300 ms típicamente requeridos para ejecutar la fuerza de transición deseada para la evaluación IS. Debido a que este fue un aspecto de la evaluación que no fue controlado entre las condiciones IS y SSC, es concebible que la diferencia en el incremento del rendimiento concéntrico inicial puede ser explicada, hasta cierto punto, a través de la acción SSC que incluyó una velocidad de extensión que estuvo más cerca de alcanzar la resonancia comparada a la condición IS.

Interacción de los Efectos de Retracción Tendinosa sobre la Dinámica Contráctil

Se ha demostrado que la contribución de los elementos contráctiles a la producción de trabajo durante los movimientos SSC está influenciada por los efectos de la retracción tendinosa (16, 17 20). La mayor producción de fuerza al inicio del acortamiento para las sentadillas IS y SSC en comparación a la evaluación CO podría presentar diferencias en la longitud y la velocidad de acortamiento de la fibra durante la contracción subsiguiente (12, 16). Asumiendo que la similitud en el punto de comienzo de la contracción concéntrica en las diferentes evaluaciones resultó en un acortamiento igual en los MTU, la fuerza adicional presente en el inicio de las evaluaciones IS y SSC podría deberse a una mayor extensión tendinosa relativa con un menor desplazamiento miofibrilar (2). Por ello las fibras en las evaluaciones IS y SCC han sido menos desplazadas, lo que les permitió operar más cerca de una longitud óptima.

Un argumento similar también es factible con respecto a las características musculares de fuerza-velocidad. La retracción de la estructura tendinosa, asociada con la liberación de energía elástica para las evaluaciones IS y SSC, puede sugerir que la velocidad de acortamiento de los CE sería relativamente menor con el correspondiente incremento en la producción de fuerza. Esto contrasta con la situación durante la evaluación CO, en la que una mayor velocidad de acortamiento de los elementos CE pudo haber ocurrido inicialmente con la extensión de los elementos elásticos del SEE. Por lo tanto, la relación fuerza-velocidad dictaría que la producción de fuerza de los CE estuviera comprometida. En comparación, las evaluaciones SSC e IS comenzaron con fuerzas de transición similares. Asumiendo que la velocidad constante de la barra también se trasladó a una similar velocidad de acortamiento de los CE a lo largo de las condiciones IS y SSC, es difícil de explicar las diferencias en SSC-IS solamente sobre las bases de diferentes velocidades en los CE.

Potenciación de los Elementos Contráctiles

La naturaleza de las diferencias entre las evaluaciones de SCC e ISS llevó a la hipótesis de que la capacidad incrementada para realizar trabajo mecánico, cómo resultado del estiramiento, fue debida principalmente al incremento del rendimiento de los CE. Estos hallazgos avalan trabajos previos conducidos en complejos músculo-tendón aislados (9, 12), músculos aislados de ratas y anfibios (9, 16, 17), y fibras musculares aisladas (15, 26). Esta interpretación esta basada en la regulación de los niveles de fuerza entre las evaluaciones presentes, lo cual se piensa que excluye cualquier discusión basada en la diferencia en la energía elástica potencial (5) como a las diferencias debidas a la interacción de los SSE y CE al inicio del acortamiento (17). Interesantemente, el aumento de la producción de trabajo en la evaluación SSC respecto a la evaluación IS (4-19% durante los primeros 300 ms) está casi de acuerdo con aquellos valores de potenciación y transitorios (2-16% durante los primeros 500 ms) observados in vitro usando protocolos similares (16, 17).

El hecho de que los beneficios tempranos del estiramiento no fueron observados 500 ms después de inicio de la acción concéntrica puede ser evidencia de la naturaleza transitoria de la potenciación muscular (9, 10, 16, 17, 25). Sin embargo, las diferencias de fuerzas inicialmente inducidas por la potenciación de los elementos contráctiles pueden también resultar en menores diferencias secundarias en la longitud de los CE y en la velocidad de acortamiento (17). Así también puede ser argumentado que, después de los 300 ms las pequeñas diferencias en las dinámicas de los CE atribuibles a la potenciación, no fueron significativamente mayores. La convergencia de los valores de trabajo mecánico también sugiere que la influencia de las diferencias en la longitud de los elementos contráctiles al inicio de la fase concéntrica fue mínima debido a que grandes diferencias en la longitud de los CE podrían invocar presumiblemente variaciones en el trabajo que persistieron durante la duración del análisis (Figuras 3 y 4).

Implicancias Prácticas

En un intento de determinar más precisamente el rendimiento en la dinámica muscular máxima, la obtención de tensión muscular antes del acortamiento ha sido largamente reconocida por investigadores en el campo de la evaluación isoquinética (19, 21, 28). Permitiéndole a un músculo alcanzar una tensión máxima en la fase temprana de la contracción, para un rango de movimiento determinado, las técnicas de realizar una fuerza previa permiten la evaluación de la función muscular con un correspondientemente mayor período de evaluación isoquinética y con una menor señal de distorsión debido al artificio de impacto. En términos de mejoras del rendimiento, la significancia de una tensión muscular previa

puede ser completamente entendida cuándo uno considera cómo tal información puede ser usada para optimizar la potencia muscular después el estiramiento activo. Las técnicas de acondicionamiento pliometricas y deportes tales como los de velocidad y los saltos en ski son típicamente caracterizados por rápidos movimientos de SSC, en los que la aplicación de la fuerza ocurre dentro de los 200 ms. Puede parecer razonable asumir que las modificaciones del desarrollo técnico puedan estar justificadas, en función de asegurar que el tiempo del movimiento sea apropiado en vistas de maximizar las fuerzas de transición. Dentro de las limitaciones del deporte, esto puede significar que la desaceleración excéntrica durante SSC ocurra rápidamente y tan cerca del punto de comienzo de la fase concéntrica cómo físicamente sea posible. Se puede decir que las técnicas pliométricas de acondicionamiento, que estimulan la activación muscular antes del contacto, el mínimo tiempo de contacto, y la contracción muscular explosiva, están diseñadas para alcanzar este objetivo (7). Se ha demostrado que ejecutantes exitosos de tales pruebas se caracterizan por patrones de contracción que reflejan tales propósitos (23).

Para las actividades de tipo SSC cíclicas tales como los saltos, el pre-estiramiento excéntrico observado en el aterrizaje es una inevitable consecuencia de la contracción precedente. La existencia de un contribuidor a la producción de trabajo concéntrico, en la ausencia de cualquier incremento significativo en la actividad concéntrica del EMG, fortalece las sugerencias que la potenciación de los CE incurre en un costo metabólico adicional mínimo (10). Estos hallazgos ofrecen un soporte indirecto a las afirmaciones acerca de que tal mecanismo es capaz de contribuir a aquellos valores de eficiencia reportados para carreras, caminatas y saltos que superan los valores esperados de las aproximaciones de eficiencia muscular (11). De Haan et al. (13) concluyeron que, sobre las bases de una estimación muy similar del consumo de energía entre las contracciones con pre-estiramiento y con pre carga isométrica impuestas en las MTU del gastrocnemio medial de las ratas, los valores de mayor eficiencia exhibidos durante las contracciones con pre-estiramiento fueron atribuibles, en buena parte, a una fuente no elástica de trabajo adicional. Tal hipótesis es atractiva cuándo uno considera que pequeños ahorros constantes al costo metabólico del acortamiento muscular durante estas actividades son acumulativos durante varias contracciones repetidas.

CONCLUSIÓN

Los resultados de este estudio refuerzan la importancia del tipo de contracción realizada antes del acortamiento muscular. Cuando se distingue entre la evaluación concéntrica y la evaluación con contracción muscular isómetrica previa (SSC y IS), no fue posible delinear la contribución de la fuerza individual de aquellos mecanismos que se producen como un resultado directo de la fuerza aplicada. Por ello, se concluyó que las mayores fuerzas de transición en el inicio del movimiento concéntrico pudieron haber producido un mayor trabajo positivo debido a la combinación de varios factores. Estos incluyeron un estado muscular relativamente más activado, la restitución de energía elástica de acortamiento, y los efectos de la retracción tendinosa sobre la interacción músculo-tendón. Hubo aparentemente una mínima influencia de la actividad refleja inducida por el estiramiento. No obstante, la importancia de la pretensión presenta la oportunidad para discriminar más la función atlética, con vista a la mejora del rendimiento y del entrenamiento de estos movimientos.

Los presentes hallazgos también sugieren que la potenciación de los CE puede contribuir significativamente al incremento del trabajo inducido por el estiramiento durante movimientos poliarticulares que incluyen el SSC, particularmente cuándo la duración de la fase concéntrica de estas contracciones está por debajo de los 300ms. Mientras estos resultados proveen evidencia funcional avalando aquellos hallazgos previamente descriptos con respecto a las investigaciones in vitro, existe la necesidad de investigaciones más detalladas dentro de la relevancia práctica de estos mecanismos. En particular, puede valer la pena examinar la respuesta de la potenciación de los CE en respuesta a estímulos de entrenamiento como también examinar su relación con la longitud del estiramiento muscular excéntrico in vivo.

Dirección para el pedido de reimpresiones: A. Walshe, School of Exercise Science and Sports Management, Southern Cross Univ., PO Box 157, Lismore, NSW 2480, Australia (E-mail: awalshe@scu.edu.au).

REFERENCIAS

1. Ashley, C. D., and L. W. Weiss (1994). Vertical jump performance and selected physiological characteristics of women. *J Strength Conditioning Res 8: 5-11*
2. Avis, F. J., H. M. Toussaint, P. A. Huijing, and G. J. Van Ingen Schenau (1986). Positive work as a function of eccentric load in maximal leg extension movements. *Eur J Appl Physiol 55: 562-568*

3. Bach, T. M., A. E. Chapman, and T. W. Calvert (1983). Mechanical resonance of the human body during voluntary oscillations about the ankle joint. *J Biomech 16: 85-90*
4. Bemben, M. G., J. L. Clasey, and B. H. Massey (1990). The effect of the rate of muscle contraction on the force time parameters of male and female subjects. *Res Q Exerc Sport 61: 96-99*
5. Bergel, D. H., M. C. Brown, R. G. Butler, and R. M. Zacks (1972). The effect of stretching a contracting muscle on its subsequent performance during shortening. *J Physiol (Lond.) 225: 21P-22P*
6. Bobbert, M. F., K. G. M. Gerritsen, M. C. A. Litjens, and A. J. van Soest (1996). Explanation of differences in jump height between countermovement and squat jumps. *In: XV Congress of the Int. Soc. of Biomechanics, edited by K. Hakkinen, K. L. Keskinen, P. V. Komi, and A. Mero*
7. Bobbert, M. F., P. A. Huijing, and J. Van Ingen Schenau (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med Sci Sports Exerc 19: 332-338*
8. Bosco, C., J. T. Viitasalo, P. V. Komi, and P. Luhtanen (1982). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening exercise. *Acta Physiol Scand 114: 557-565*
9. Cavagna, G. A., B. Dusman, and R. Margaria (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol 24: 21-32*
10. Cavagna, G. A., M. Mazzanti, N. C. Heglund, and G. Citterio (1985). Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism. *J Exp Biol 115: 79-87*
11. Cavagna, G. A., F. P. Saibene, and R. Margaria (1964). Mechanical work in running. *J Appl Physiol 19: 249-256*
12. Cook, C. S., and M. J. N. McDonagh (1995). Force responses to controlled stretches of electrically stimulated human muscle-tendon complex. *Exp Physiol 80: 477-490*
13. De Haan, A., G. J. Van Ingen Schenau, G. J. Ettema, P. A. Huijing, and M. A. N. Lodder (1989). Efficiency of rat medial gastrocnemius muscle in contractions with and without an active prestretch. *J Exp Biol 141: 327-341*
14. Dowling, J. J., and L. Vamos (1993). Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *J Appl Biomech 9: 95-110*
15. Edman, K. A. P., G. Elzinga, and M. I. M. Noble (1978). Enhancement of performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J Physiol (Lond.) 281: 139-155*
16. Ettema, G. J. C., P. A. Huijing, and A. DeHaan (1992). The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *J Exp Biol 165: 121-136*
17. Ettema, G. J. C., A. J. Van Soest, and P. A. Huijing (1990). The role of series elastic structures in prestretched-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *J Exp Biol 154: 121-136*
18. Fenn, W. O., H. Brody, and A. Petrilli (1931). The tension developed by human muscles at different velocities of shortening. *Am J Physiol 97: 1-14*
19. Helgeson, K., and R. L. Gajdosik (1993). The stretch-shortening cycle of the quadriceps femoris muscle group measured by isokinetic dynamometry. *J Orthop Sports Phys Ther 17: 17-23*
20. Huijing, P. A (1995). Parameter interdependence and success of skeletal muscle modelling. *Hum Mov Sci 14: 443-486*
21. Jensen, R. C., B. Warren, C. Laursen, and M. C. Morrissey (1991). Static pre-load effect on knee extensor isokinetic concentric and eccentric performance. *Med Sci Sports Exerc 23: 10-14*
22. Kilani, H. A., S. S. Palmer, M. J. Adrian, and J. J. Gapsis (1989). Block of the stretch reflex of vastus lateralis during vertical jumps. *Hum Mov Sci 8: 247-269*
23. Kyrolainen, H., and P. V. Komi (1995). The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparison between power- and endurance-trained athletes. *J Electromyogr Kinesiol 5: 15-25*
24. McLaughlin, T. M., C. J. Dillman, and T. J. Lardner (1977). A kinematic model of performance in the parallel squat by champion powerlifters. *Med Sci Sports 9: 128-133*
25. Morgan, D. L (1994). An explanation for residual increased tension in striated muscle after stretch during contraction. *Exp Physiol 79: 831-838*
26. Sugi, H., and T. Tsuchiya (1981). Enhancement of mechanical performance in frog muscle fibres after quick increases in load. *J Physiol (Lond.) 319: 239-252*
27. Sinkjaer, T., E. Toft, S. Andreassen, and B. C. Hornemann (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors. *J Neurophysiol 60: 1110-1121*
28. Svantesson, U., G. Grimby, and R. Thomee (1994). Potentiation of concentric plantar flexion torque following eccentric and isometric muscle actions. *Acta Physiol Scand 152: 287-293*
29. Van Ingen Schenau, G. J (1984). An alternative view of the concept of utilisation of elastic energy in human movement. *Hum Mov Sci 3: 301-336*
30. Van Ingen Schenau, G. J (1989). From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of biarticular muscles. *Hum Mov Sci 8: 301-337*
31. Voigt, M., E. B. Simonsen, P. Dyhre-Poulsen, and K. Klausen (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *J Biomech 3: 293-307*
32. Walshe, A. D., G. J. Wilson, and A. J. Murphy (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *Eur J Appl Physiol 73: 332-339*
33. Wilson, G. J., A. Murphy, and J. F. Pryor (1994). Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *J Appl Physiol 76: 2714-2719*
34. Wilson, G. J., A. Murphy, A. D. Walshe, and K. Ness (1996). Stretch shorten cycle performance: detrimental effects of not equating the natural and movement frequencies. *Res Q Exercise Sport 67: 373-379*
35. Wilson, G. J., G. A. Wood, and B. C. Elliot (1990). Optimal stiffness of the series elastic component in a stretch shorten cycle activity. *J Appl Physiol 70: 825-833*
36. Wilson, G. J., G. A. Wood, and B. C. Elliot (1991). The performance augmentation achieved from the use of the stretch-shorten cycle: the neuromuscular contribution. *Aust J Sci Med Sport 23: 97-101*

37. Yu, B., and J. G. Hay (1995). Angular momentum and performance in the triple jump: a cross sectional analysis. *J Appl Biomech 11: 81-102*

Cita Original

Andrew D. Walshe, Greg J. Wilson, and Gertjan J. C. Ettema. Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. J Appl Physiol 84: 97-106, 1998.