

Monograph

Ciclo Estiramiento-Acortamiento del Sistema Neuromuscular: Desde la Investigación hasta la Práctica del Entrenamiento

Dietmar Schmidtbleicher¹

¹Instituto de Ciencias del Deporte de la Universidad Johann Wolfgang Goethe, Frankfurt (Alemania).

Palabras Clave: cea, entrenamiento de la fuerza, entrenamiento de la potencia

Ciclo Estiramiento-Acortamiento

Los movimientos de reacción se producen en una combinación de acción muscular excéntrica y concéntrica. Más precisamente, es un ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA) del sistema muscular que es más que la pura adición de la parte excéntrica y concéntrica del movimiento. Comparado con otras acciones musculares, el CEA es un factor en si mismo (Komi & Bosco 1978; Schmidtbleicher et al. 1978; Bosco 1982; Gallhofer 1987).

En un CEA el impulso concéntrico producido es más elevado que en los movimientos concéntricos “*per se*”. Generalmente, se debería distinguir entre los tipos de CEA, lentos y rápidos. Los CEA lentos se caracterizan por un gran desplazamiento angular en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, y una fase de activación de aproximadamente 300-500 ms. Los CEA cortos presentan pequeños desplazamientos angulares en las articulaciones mencionadas, y tienen un contacto con el suelo de 100-200 ms (Schmidtbleicher 1986).

En muchas evaluaciones de salto (por ejemplo: test de Saltar y Alcanzar, test de Abalakov) como también en técnicas específicas del deporte, tales como saltar para bloquear en voleibol o saltos en básquetbol, se demanda el CEA lento. Generalmente, para este tipo de saltos hay un contramovimiento. Los CEA cortos pueden observar en las fases de contacto con el suelo de la carrera, en los saltos en alto y en largo, y en las fases de despegue de la mayoría de los saltos de los juegos deportivos. Estos saltos se caracterizan por el movimiento de rebote, que puede compararse con una gota de agua cayendo sobre una superficie dura. Debido a diferentes factores biomecánicos y fisiológicos, los CEA lentos y rápidos se deben entrenar de modos diferentes.

Elasticidad del Músculo y del Tendón

En condiciones fisiológicas normales la elasticidad de un músculo es dominada principalmente a partir de los elementos contráctiles. La activación de un músculo por contribuciones aferentes o eferentes del sistema neurológico cambia el diagrama longitud-fuerza. Joyce et al. (1969) y Rack y Westbury (1974) demostraron en músculos aislados de gatos, que un músculo desactivado casi no presenta resistencia contra el estiramiento positivo. Cuanta más alta la activación, más alta la resistencia.

Independientemente de la longitud muscular actual el músculo activado presenta una fuerza en incremento (rigidez), al comienzo del estiramiento. Si el alargamiento es continuo, el incremento de la fuerza disminuye. Este efecto es llamado “*rigidez elástica de rango corto*” (RERC). No hay dudas de que la RERC se debe al complejo acto-miosínico. Cuanto más alta la activación del músculo, más alto el nivel de puentes cruzados, y más alto y largo el RERC. Si durante el estiramiento

se alcanza más del 3 o 4% de la longitud muscular inicial, ceden parte de los puentes cruzados, y por lo tanto las fuerzas producidas se reducen.

Otra posibilidad para el almacenamiento de elasticidad son los filamentos elásticos en los sarcómeros. La parte cito-esquelética de un sarcómero consta de filamentos como titina y meromiosina, elementos que tienen cualidades elásticas (Maruyama et al. 1977; Wang & McClure 1979). Durante el alargamiento de un sarcómero, especialmente el de titina se estira y la resistencia contra el estiramiento se incrementa aunque el músculo no este activado. Con respecto a resultados recientes, se puede asumir que el entrenamiento de fuerza es apto para influir en la calidad de la titina.

Finalmente, el tendón tiene la aptitud para almacenar elasticidad durante la fase excéntrica del movimiento. Durante la fase concéntrica, la elasticidad almacenada mejorara la producción de fuerza de la fase concéntrica. Por lo tanto, la cantidad de energía de un CEA se reduce, comparado con una acción muscular puramente concéntrica (Morgan et al. 1978). En humanos, por ejemplo, se investigó el tendón del músculo plantar, tanto durante CEA lentos como rápidos. El coeficiente de restitución fue de 81%, y el retorno de energía fue de 60%, en CEA rápidos (Simonsen et al. 1987)

Función del Sistema Neurológico

Una comparación de los patrones de innervación de los extensores de la pierna durante un salto desde sentadillas, puramente concéntrico, con aquellos patrones que son usados durante el CEA, muestra los siguientes resultados:

- En los CEA lentos la actividad eléctrica en la fase excéntrica no excede los valores de la fase concéntrica.
- En los CEA rápidos se pueden observar, en la electromiografía superficial (EMG), un patrón totalmente cambiante. Una pre-activación de aproximadamente 100-150 ms antes del contacto con el suelo; picos de actividad durante la fase excéntrica que son mas altos que los valores de las contracciones voluntarias maximas (CVM) en una posición articular comparable y una actividad relativamente baja en la fase concéntrica del CEA.

Las preinervaciones se producen en todos los tipos de CEA rápidos, en saltos y caídas, y además en las fases estáticas de la carrera (Dietz et al. 1979; Schmidtbleicher, Gollhofer 1982). La duración y amplitud de la preinervación depende de la carga y se activa precisamente ante el primer contacto con el suelo. Se puede asumir que la pre-innervación es parte de un patrón de movimiento organizado centralmente que es controlado visualmente, y que sirve para el incremento de la rigidez muscular previa al contacto con el suelo. En la electromiografía de superficie rectificadas y promedio, se pueden detectar aproximadamente 20-30 ms (extremidades superiores), o 30-45 ms (extremidades inferiores) respectivamente, antes de los primeros picos producidos por el contacto con el suelo. Con una alta probabilidad, estos picos se deben a reflejos de estiramiento segmentarios (Dietz et al. 1982). La significancia funcional consiste en en la prolongación de la rigidez que se produjo antes que los RERC. Otra función de preinervación es la adaptación de la sensibilidad optima de los husos musculares por la co-activación $\alpha - \gamma$, los husos musculares son receptores que son afectados por cambios en la longitud muscular, y por la velocidad de la variación de la longitud. Cuanto mas rápida la velocidad inicial luego del impacto, mas alta la amplitud de la aferencia-Ia de los husos musculares (Gollhofer, Schmidtbleicher 1990).

La combinación de los RERC y los reflejos de estiramiento produce altas tensiones en los componentes contráctiles del músculo. Por lo tanto, el cambio de longitud del sistema músculo-tendinoso no solo afectará al músculo sino también a los tendones. Desde un punto de vista general, podemos concluir que el sistema músculo-tendinoso esta apto para almacenar energía durante la acción excéntrica del músculo y para transferir esta energía durante la fase concéntrica. Por lo tanto, en sujetos entrenados la actividad electromiografica en la fase concéntrica del CEA es pequeña.

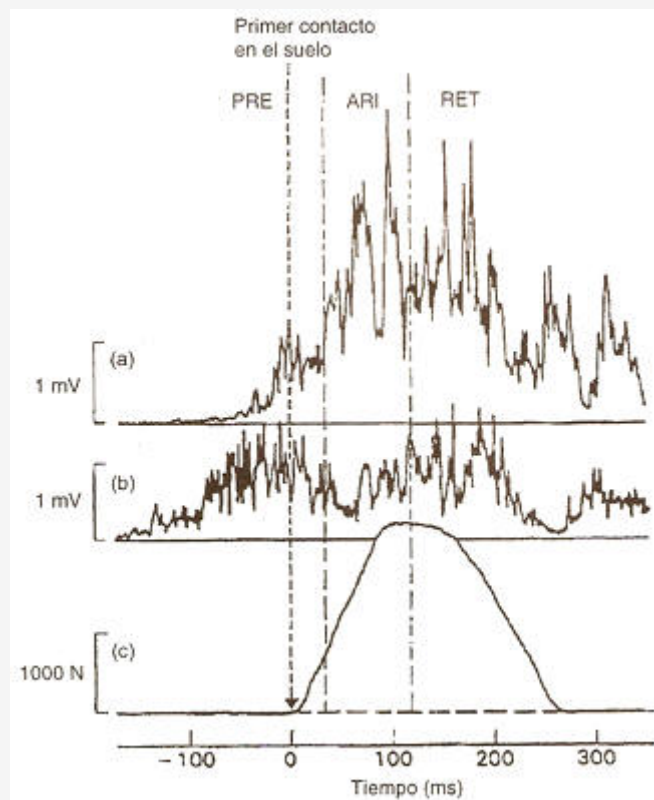


Figura 1. Patrón del EMG promedio (rectificado). (a) músculo vasto, (b) músculo gemelo, (c) desplazamiento angular del tobillo y fuerzas de reacción vertical ($n = 10$), registrados durante la realización de saltos con caída a una pierna, desde una altura de 16 cm. PRE = fase de preinervación; ARI = área de reflejo inducido, RET = respuesta electromiográfica tardía.

Calidad de los Ciclos de Estiramiento-Acortamiento

Existen diferencias considerables en la calidad del CEA corto. Si la fase de contacto es corta (< 90 ms), el sistema neuromuscular no tiene tiempo suficiente para producir mayores fuerzas. Si la fase de contacto es demasiado larga (> 200 ms), el CEA ya no es óptimo. Lo mismo es cierto para el CEA largo (< 300 ms y > 600 ms). Adicionalmente, la amplitud del estiramiento no debería sobrepasar el rango del RERC. Si esto ocurre, la rigidez se reduce debido que ceden los puentes cruzados de acto-miosina.

El punto más crítico es la perturbación de la inervación. En ese caso, la actividad eléctrica se reduce, comenzando inmediatamente antes del primer contacto con el suelo con una duración de aproximadamente de 100 ms (Gollhofer 1993). Por consiguiente, el RERC se reduce y la contribución de reflejos se inhibe, el contacto con el suelo es más largo y el impulso en la fase concéntrica del CEA es más pequeño.

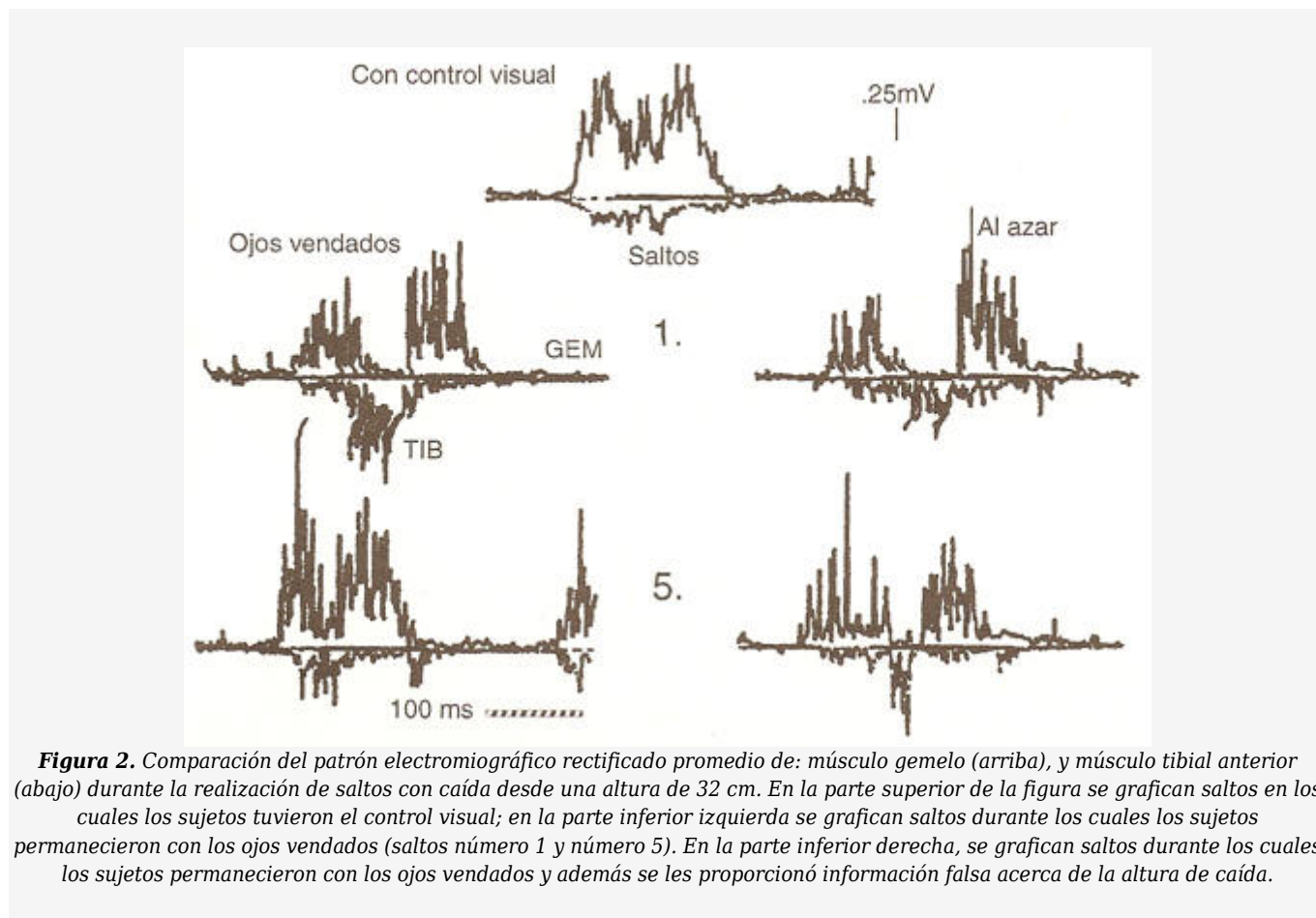
Se ha especulado que la reducción en el patrón electromiográfico es causada por los órganos tendinosos de Golgi, como una reacción a los altos picos de fuerza inicial, al comienzo del contacto con el suelo. Las observaciones y mediciones demostraron que la inhibición comienza antes de la caída y que la tensión del tendón Aquiles, medida directamente, se incrementa mas tarde. Por lo tanto parece improbable que los órganos tendinosos de Golgi sean responsables de la inhibición.

Hoy en día asumimos que la perturbación de la inervación se debe a las estructuras nerviosas centrales, y la misma puede estar influenciada positiva y negativamente por el entrenamiento. Cuando se utilizan saltos en caída para evaluar los CEA rápidos, la altura del centro de gravedad durante el salto posterior se incrementa con el aumento de la altura de caída, hasta alcanzar un nivel óptimo. Cuando se excede la altura optima de caída, la inhibición será mayor cuanto más alta sea la altura de la caída. Se pueden detectar resultados comparables cuando la altura de caída se mantiene constante y se utiliza una carga adicional (e.g., con chalecos, también se incrementa el estrés) (Gollhofer, Kiröläinen 1991).

La inhibición podría tener una función protectora para el músculo y el tendón, evitando picos de estrés. En consecuencia, la inhibición también se produce incrementando la fatiga. Si se realizan ejercicios que incluyan saltos en caída desde una altura dada, y con una frecuencia dada hasta el agotamiento, se podrán observar distintos grados de inhibición que

dependen del estado del entrenamiento. Algunos sujetos presentan fuertes perturbaciones luego de 50-70 saltos, mientras que otros están aptos para saltar 200-300 veces, hasta que alcancen una inhibición comparable. La aparición de la inhibición no necesariamente se correlaciona con el estado metabólico agudo. No obstante, parece que la realización de series de alta intensidad, una o dos veces antes del procedimiento de evaluación, influye negativamente en los resultados. Por lo tanto, es importante para el diagnóstico saber en que grado, tanto los efectos neurológicos como la fatiga metabólica, conducen a los mismos cambios en el parámetro biomecánico: reducción de la altura de salto, incremento del tiempo de contacto, y cambios en los desplazamientos angulares en las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera (Frick 1993).

En sujetos que padecen algún tipo de lesión o antes y después de una operación se pueden ver los efectos de la inhibición. Aunque bajo estas condiciones no existen efectos de sobrecarga ni fatiga, el patrón electromiográfico muestra una reducción característica. Esto también es cierto para los sujetos que sienten algún tipo de dolor durante lo cual la inhibición podría deberse a la influencia nociceptiva (Schmidtbleicher 1996).



Para todas las situaciones descritas debe existir una base común. La planificación de movimiento activo, necesariamente requiere de información interna y externa. Las informaciones internas provienen del sistema vestibular cinestésico y de otros receptores sensoriales. La información externa es recolectada por la vía de sistemas acústicos y visuales. Si se ejecutan saltos con caída con los ojos vendados, desde una altura dada se produce la inhibición. Cuando se continúan los saltos con los ojos vendados, luego de 8-10 intentos, el patrón de inervación se normaliza, lo que significa, por ejemplo, que se reduce o desaparece la inhibición. Pero cuando los sujetos vendados se encuentran con una altura al azar, y no se les da información acerca de esas alturas, las inhibiciones son una parte fija del patrón de inervación (Rapp, Gollhofer 1994).

La base común para todas las situaciones, donde se pueden observar inhibiciones en los CEA cortos, es la falta de información externa (perturbación del sistema visual o información acústica falsa), o la falta de información interna. Esto ocurrirá en un estado de fatiga o de lesión, así como también en situaciones en las cuales el sujeto no tiene conocimiento del resultado. La falta de información interna y externa normalmente conduce a una imagen insuficiente del movimiento que debe ser practicado, y sin una imagen del movimiento a realizar, el patrón de movimiento reactivo se divide en una

parte para la caída y en una parte para el despegue. Es ese caso, la influencia de las actividades reflejas es suprimida por una inhibición y el CEA ya no existe.

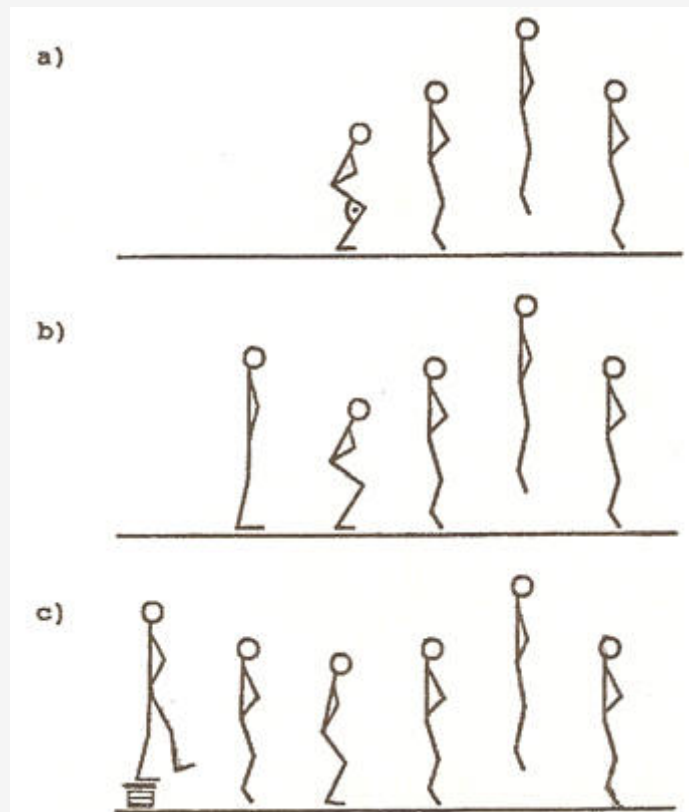


Figura 3. Tipos de salto en las pruebas estándar para evaluar la potencia de salto. (a) Salto desde posición de sentadillas (SJ), (b) salto con contramovimiento (CMJ), y (c) salto con caída (DJ).

Diagnósticos, Pronóstico y Regulación del Entrenamiento.

Se ha desarrollado un programa de evaluación estándar en base a las investigaciones de Assmusen, Sonde-Petersen (1974) y de Komi y Tosco (1978), el cual es utilizado en muchos laboratorios en todo el mundo. Las evaluaciones incluyen saltos en posición de sentadilla y saltos contra movimientos (los cuales son representativos del CEA lento), y saltos con caída (para el CEA rápido):

- Los saltos desde sentadillas (SJ) se deben ejecutar partiendo desde un ángulo de 90° en las rodillas y en las caderas, y debe ejecutarse en una dirección vertical. La acción muscular es puramente concéntrica. Las manos están fijadas en las caderas para impedir el impulso de los brazos.
- Los saltos con contramovimiento (CMJ) comienza desde una posición de parado, en posición vertical, erecta. El contramovimiento conduce a un ángulo de 90° en las rodillas y caderas, y a partir de allí, inmediatamente a un movimiento concéntrico como el del salto desde sentadilla.
- Los saltos con caída (DJ) también se ejecutan con las manos fijadas en la cadera, y comienzan desde un cajón con la altura de 16 cms; seguido de saltos desde alturas de 24 cms, 32 cms, 40 cms, etc.; en escalones de 8 cm. La demanda es producir la máxima altura del salto, con el menor tiempo posible de contacto con el suelo. Los saltos de caída se ejecutan hasta alcanzar el máximo individual de la altura de caída correspondiente.

En todas las condiciones de salto se calculó la altura del centro de gravedad (CG) del cuerpo alcanzado en el salto. Junto con las informaciones acerca de fuerzas máximas de reacción del suelo, se podrían registrar los tiempos de contacto y de vuelo. Generalmente, el criterio para la capacidad de rendimiento es el cociente entre la altura del CG y el tiempo de contacto (Frick et al. 1991).

Para todas las condiciones de salto se registran 3-5 saltos, y el mejor salto de cada variante se usa para la evaluación y

calificación.

Debido a los diferentes factores que influyen en las estructuras elásticas y en el sistema nervioso, cada sujeto presenta una curva óptima del cociente de rendimiento (altura del CG/tiempo de contacto), o de la altura del CG durante el salto, respectivamente y las diferentes alturas de caída. El mejor valor individual de los saltos con caída caracteriza la altura ideal de caída para el entrenamiento. Los atletas mejor entrenados exhiben mayores alturas del CG, desde alturas de caídas más altas, acompañadas de tiempos de contacto más breves.

En los saltos con contramovimiento, la variación de velocidad de movimiento durante la fase excéntrica, provee la posibilidad de registrar el salto óptimo individual.

Es posible hacer consideraciones concernientes al pronóstico por medio de comparaciones entre la mejor altura en el salto desde sentadillas, y la mejor altura en el salto con caída, o la altura en el salto con contramovimiento. Las personas desentrenadas están aptas para producir alturas mayores en los saltos desde sentadillas que los saltos con caída. Para los atletas mejor entrenados cambian las relaciones. Los mejores saltos con caída son aproximadamente un 10% más altos que los mejores saltos desde sentadillas. Los atletas de nivel superior, que provienen de deportes y disciplinas basadas en el uso de CEA rápido, presentan valores del 20-25%.

El coeficiente de correlación entre la mejor altura en el salto desde sentadilla y la máxima contracción de los músculos extensores de la pierna es aproximadamente $r=0.80-0.85$. Esto significa que con la evaluación del salto desde sentadilla tenemos una valoración de la amplitud básica para la fuerza. Cuanto más diferencia hay entre el mejor salto desde sentadilla y el mejor salto con caída (por ejemplo; CEA corto), o el mejor salto con contramovimiento (por ejemplo; CEA largo), mejores son los recursos en capacidad reactivas.

La relación entre el salto desde sentadilla, el salto con caída, y/o el salto con contramovimiento permite una decisión para la regulación del entrenamiento. Si la altura del salto desde sentadilla es mayor que la del salto con caída, los recursos reactivos son elevados, y esta evidencia es más útil para realizar algún tipo de entrenamiento reactivo. Contrariamente, se puede recomendar un entrenamiento de fuerza básico para el desarrollo de la hipertrofia o de las adaptaciones neurales, cuando la altura con caída es considerablemente (15-20%) más alta que la mejor altura de salto desde sentadilla.

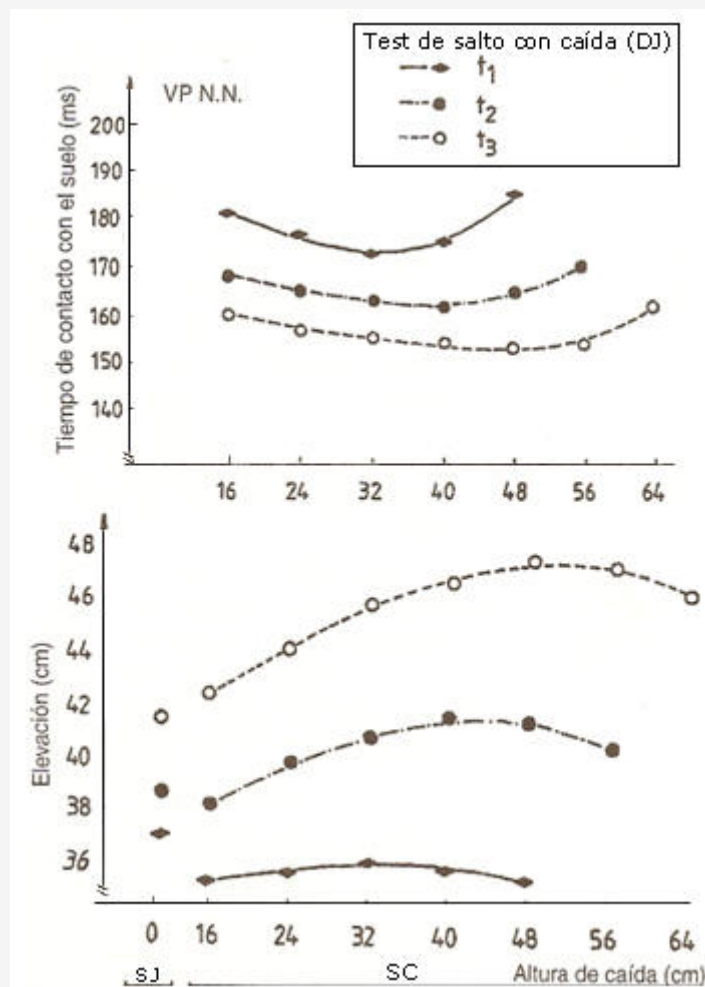


Figura 4. tiempo de contacto con el suelo (figura superior) y altura del centro de gravedad durante el salto (figura inferior), en los saltos con caída (DJ) de un sujeto, en tres ocasiones de evaluación (con 6 meses de diferencia entre las evaluaciones). Nótese los cambios relativos entre el mejor salto con caída y el mejor salto desde sentadilla (SJ)

Métodos de Entrenamiento y Recomendaciones Prácticas para el Entrenamiento

El propósito de todos los métodos de entrenamiento del CEA es, principalmente, generar la adaptación del sistema nervioso. Por lo tanto, estos deberían ser ejecutados solo en un estado de descanso.

Antes de comenzar un periodo de entrenamiento del CEA se recomienda un entrenamiento preparatorio. Este puede consistir en entrenamientos con sobrecarga, por ejemplo sentadillas (3 series de cinco repeticiones cada una, con pausas de 5 minutos, y una frecuencia de 3 estímulos por semana) hasta que el sujeto este apto para levantar el doble de su peso corporal.

Para los sujetos principiantes pueden adaptarse métodos mas sencillos tales como los saltos con una o dos piernas, o los saltos alternando ambas piernas. En los principiantes se debería tener cuidado con los saltos con caída ya que el potencial de lesión es mucho mas alto. Un salto con caída desde una altura de 40 cm produce un pico de fuerza aproximadamente 8 veces el propio peso corporal. Esta es una de las razones por la cual el uso de una carga adicional, aunque sean pesos relativamente pequeños, sea muy desaconsejada. La otra razón es el riesgo de que ocurra una inhibición al incrementar la carga.

El entrenamiento de movimientos reactivos comúnmente comienza con saltos (o rebotes): saltos con ambas piernas a ritmo individual, o con máxima frecuencia (máximo numero posible de contactos con el suelo), o con una altura máxima. En los tres tipos se ejecutan 30 repeticiones con períodos de recuperación de 5 min entre las eries. Los tres tipos pueden ser combinados en una unidad de entrenamiento, dado que estos ejercicios pueden ser ejecutados rápida y fácilmente, y no se requieren equipamientos. En los saltos con una sola pierna, el número de repeticiones por serie se reduce a 10 saltos. Este método de entrenamiento puede ser realizado cada dos días (al principio), y diariamente al progresar el entrenamiento.

La clasificación de los métodos para el entrenamiento de la fuerza reactiva lleva a distinguir entre saltos verticales y horizontales por un lado, y entre CEA rápidos y lentos por el otro.

Los saltos horizontales se realizan dando saltos hacia delante alternando los pies, en 3 series de 20 repeticiones (10 por pierna), ejecutados con 5 min de descanso. Otras posibilidades son "triple salto" o "penta saltos", en 5 series de 5-10 repeticiones. De acuerdo con el propósito del entrenamiento, el número de repeticiones son 5 si se orienta al entrenamiento de potencia, y 10 repeticiones si es del tipo de resistencia de la fuerza. El período de recuperación en el entrenamiento de resistencia a la fuerza es de 2-5 min. Estos saltos también pueden ser utilizados como evaluaciones. La distancia alcanzada es utilizada como medida de la adaptación al entrenamiento.

Los saltos verticales se pueden dividir en CEA lentos (saltos con contramovimiento) y CEA cortos (saltos con caída). Los CEA lentos tiene normativas comparables para la organización del entrenamiento, tal como sucede con los CEA rápidos. El método más importante en los CEA rápidos son los saltos con caída. Una serie consiste en 10 saltos desde una altura óptima individual de caída, detectada durante la evaluación de diagnóstico. Un descanso de 6-8 seg entre saltos evita la fatiga, si el intervalo entre los saltos es mas corto, la acumulación de lactato se incrementa por encima de los 4 mmol/l hacia el final de la segunda serie, y también se reduce la excitabilidad del sistema nervioso. La pausa entre series debería ser de 10 min. Intervalos de descanso más largos de 10 min reducen los efectos de potenciación: los intervalos más cortos incrementan la fatiga. El número de sesiones de entrenamiento semanales no debería exceder de tres. Cuando se ejercitan más de tres sesiones el riesgo de lesión se incrementa dramáticamente. Este principio también es aplicable en atletas jóvenes de alto nivel. Generalmente, el período de recuperación entre sesiones de entrenamiento debería ser de 72 horas. El entrenamiento de saltos con caída se integra en la periodización del entrenamiento, en un bloque de 4 semanas.

En la mayoría de los casos, las alturas de caída son mas bajas comparadas con las alturas de salto (e.g., la elevación vertical del centro de gravedad). Por lo tanto, se supone que las partes principales del trabajo físico y fisiológico se deben al salto y no al proceso de ascenso. Con el fin de mantener constante el trabajo físico en los CEA, y de eliminar el trabajo de ascenso, se desarrollo un dispositivo especial de medición. La altura vertical del CG se limita con la utilización de una alfombra suave que puede ser montada en una posición variable. Para la eliminación del trabajo concéntrico se utiliza un sube y baja. Los resultados muestran claramente que el trabajo realizado en el ascenso, en un sentido físico, no es comparable al trabajo realizado en un sentido fisiológico. La acumulación de lactato es dos o tres veces más alta en el trabajo de ascenso, comparada con el CEA puro. Los mejores resultados en los CEA parecen venir de la explotación de los RERC, en combinación con la contribución del reflejo que conduce a un almacenamiento de elasticidad más provechoso. Por lo tanto, el entrenamiento es más provechoso cuando se utilizan formas sin trabajo de ascenso (Schmidtbleicher; Frick 1991).

El efecto del entrenamiento en los saltos con caída es dudoso si la fase de contacto con el suelo dura muy poco, o dura demasiado tiempo. La mayoría de los equipamientos, tales como maquinas o trineos que deberían ser utilizados para el entrenamiento del CEA son ineficientes, debido a que los tiempos de contacto con el suelo son muy largos.

El atleta debe suponer conscientemente que esta cayendo en un plato caliente y por lo tanto contactar lo más lapido posible para alcanzar la máxima altura del CG. Por esta razón, las superficies de caída deberían asemejarse a las utilizadas en la competencia.

Los macrociclos para los métodos de entrenamiento de la fuerza reactiva se planifican para la última parte del período de preparación, o como microciclos durante el período de competición.

REFERENCIAS

1. ASMUSSEN, R; R. BONDE-PETERSEN. K (1996). Mecha-noelastic properties of human muscles at different temperatura. In: *Acta Physiol. Scand.* 96, 83-93
2. BOSCO, C (1982). Stretch-shortening- cycle in skeletal muscle funtion. *Studie in Sport, Physical Education and Health* 15. University of Jyväskylä
3. DIETZ, V.; SCHMIDTBLEICHER; D.; NOTH, J (1979). Neuronal mechanisms of human locomotion. In: *Journal of Neurophysiology*, 42, S. 1212-1222
4. DIETZ, V.; NOTH, J.; SCHMIDTBLEICHER; D (1981). Interacion between pre-activity and stretch reflex in human triceps, brachii duing landing from forward falls. In *Journal of Physiology*, 311,113-125
5. FRICK, U (1993). Kraftausdauerverha im Dehnungs □ Verkuerbung Ziklus Berichte und Materialien des Bundesinstitues fnr Sportwissenschaft 13/93. *Sport und Buch Straub, Koeln*
6. GOLLHOFER, A (1987). Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkuernungs-Zyklus. *Sportwissenschaften und*

7. GOLLHOFER, A (1987). Belastungsvariation und motorische Koordination Habilitation. *Universitaet Freiburg*
8. GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V (1984). Regulation of muscle stiffness in human locomotion. *In: International Journal of Sportsmedicine*, 5, 156-159
9. GOLLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D (1990). stretch reflex responses of the human m. triceps, surae following mechanical stimulation. *In: GREGOR, R.; ZERNICKE, R.; WHITING, W. (Eds.) Congress Proceedings of the XII th International Congress of Biomechanics*, 219
10. GOLLHOFER, A.; KYROLOINEN, H (1990). Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load condition. *In: International Journal of Sportsmedicine*, 12,34-40
11. HOUK, J.C.; RYMER, W.Z (1981). Neural control of muscle length and tension. *IN: Handbook of Physiology: The nervous system II, Chap. 8, Baltimore, Maryland/USA*, 257-324
12. JYCE, G. C.; RACK, P. M. H.; WESTBURY, D. R (1969). The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *In: Journal of Physiology*, 204, 461-474
13. KOMI, P. V (1983). Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. *In: BAUMANN, W. (Hrsg.) biomechanik und sportliche Leistung*. 59- 70, Schorndorf
14. KOMI, P. V.; BOSCO, C (1978). Utilization of stored elastic energy in extensor muscles by man and woman. *In: Medicine and Science in Sport and Exercise*, 10, 265
15. MARUYAMA, K.; MURAKAMI, F.; OHASHI, K (1977). Connecting an elastic Protein of muscle. *Comparative biochemistry. In: Journal of Biochemistry*, 82, 339-345
16. MORGAN, D. L.; PROSKO, U.; WARREN, D (1977). Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroo. *In: Journal of Physiology* 282, 253-261
17. RACK, P. M. H.; WESTBURY, D. R (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *In: Journal of Physiology* 240, 331-350
18. RAPP, W.; GOLLHOFER (1994). A different level of preinformation for motor programming in reactive drop jump conditions. *In: Second World Congress of Biomechanics, Abstracts Volume II, July 10-15, Amsterdam, The Netherlands*
19. SCHMIDTBLEICHER, D (1986). Neuropfysiologische Aspekte der Sprungkrafttrainings. *CARL; K.; SCHFFER, J (Red.): Zur Praxis des Sprungkrafttrainings*, S. 56- 72
20. SCHMIDTBLEICHER, D (1986). Some neuromuscular aspects of human movements and the consequences for the muscular rehabilitation. *In: ABRANTES, J. (Ed.) Proceedings of XIV th Symposium on Biomechanics in Sports*, S.56-72
21. SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.; NOTH, J.; ANTONI, M (1978). Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. *In: Leistungssport* 8, 6, 480-490
22. SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A (1982). Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrenzen für ein Tief sprunghaltig. *In: Leistungssport*, 12, S. 298-307
23. SCHMIDTBLEICHER, D.; FRICK, U (1991). Effects of climb up in drop jump training. *In: MARSHALL, R.; WOOD, G.; ELLIOT, B.; ACKLAND, T.; M. (Eds): Biomechanics XIII*, 29-30cNAIR, P
24. SIMONSEN, E.; EDGERTON, V.; BOJSEN-MØLLER, F (1987). Energy restitution and power amplification in human plantaris tendons. *In: GROOT, de G.; HOLLANDER, A.; HUIJING, P.; INGEN-SCHENAU van, G. (Eds); Biomechanics XI A*, S. 31-37
25. WANG, K.; McCLURE, J.; TU, A (1979). Titin: major myofibrillar components of striated muscle. *In: Proceedings of the National Academy of Science USA*, 76, 3698- 3702

Cita Original

Dietmar Schmidtbleicher. Ciclo Estiramiento-Acortamiento del Sistema Neuromuscular: Desde la Investigación hasta la Práctica del Entrenamiento Resúmenes del 1er. Simposio Internacional de Fuerza y Potencia Relacionadas con los Deportes, la Actividad Física, el Fitness y la Rehabilitación. 47-53, 2000.