

ANÁLISIS BIOMECÁNICO PARA DETERMINAR LA INTERVENCIÓN MUSCULAR EN LOS ESTIRAMIENTOS BALÍSTICOS

Vara Gazapo, A.; Muñoz Cruz, J.R.; Cordón Colchón, V.M
Facultad de CC. de la Actividad Física y del Deporte - Universidad de Extremadura.

RESUMEN: *La movilidad en las articulaciones es una ventaja para la optimización de la técnica deportiva. El objetivo de este trabajo ha sido indagar en las relaciones causa – efecto entre la velocidad y la aceleración angular del tronco, segmento con masa considerable, y el nivel de tensión de los músculos vasto interno, recto femoral y bíceps crural durante un ejercicio de estiramiento balístico. En este sentido, se ha utilizado una cadena de medida, integrada por un sistema de Electrogoniometría (ELG) sincronizado con un sistema de Electromiografía (EMG) diseñado para ser usado en la detección de la actividad eléctrica de los músculos bajo estudio en relación con los ángulos en las articulaciones. Los resultados obtenidos han confirmado que se trata de una metodología fiable para estudiar el comportamiento fisiológico y funcional de una unidad biocinemática y profundizar en el estudio del comportamiento del sistema neuro – muscular en el análisis biomecánico de la motricidad humana.*

PALABRAS CLAVE: <análisis biomecánico>, <intervención muscular>, <estiramientos balísticos>.

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.

La movilidad es un requisito elemental para poder ejecutar movimientos en cantidad y de calidad. Su desarrollo afecta de forma muy positiva al desarrollo físico de los factores de rendimiento y las capacidades deportivas. La movilidad se puede clasificar en pasiva o activa. La movilidad pasiva es la amplitud segmentaria máxima que puede obtener el deportista por el efecto de fuerzas externas gracias a la capacidad de extensión o de relajación de los antagonistas. Por el contrario, se entiende por movilidad activa la máxima amplitud de movimiento de una articulación que puede obtenerse gracias a la contracción de los músculos agonistas y a la extensión de los antagonistas. *La movilidad pasiva es siempre superior a la movilidad activa.* La diferencia entre la movilidad pasiva y activa se denomina reserva de movilidad. Las técnicas de estiramientos consideradas son los **estiramientos balísticos**, que consisten en la realización de un movimiento rápido dentro de los límites extremos del rango de movimiento funcional (ROM) de las articulaciones implicadas, los **estiramientos estáticos**, con las articulaciones adoptando una postura extrema a partir de la cual empiezan a estirarse. El estiramiento es inducido pasivamente por partida doble tanto por la fuerza de la gravedad en los segmentos anatómicos involucrados, como por la manipulación manual aplicada pasivamente, o a través de la aplicación de fuerzas para incrementar la cantidad de estiramiento, y la **facilitación neuro - muscular propioceptiva** que involucra una pre - contracción al máximo nivel de los grupos musculares hasta el punto de sufrir una elongación. Aunque, son conocidos por todos las desventajas de los estiramientos balísticos, hay poca información respecto a su principal ventaja que consiste en conseguir fortalecer los músculos agonistas mediante una contracción activa. El objetivo de este trabajo ha sido indagar en las relaciones causa – efecto entre la velocidad y la aceleración angular del

tronco, segmento con masa considerable, y el nivel de tensión de los músculos *vasto interno*, *recto femoral* y *bíceps crural* durante un ejercicio de estiramiento balístico.

MATERIAL Y MÉTODOS.

En primer lugar, se ha procedido a “poner a punto” la cadena de medida y los protocolos de los ensayos que nos permitan obtener la información necesaria respecto a la intervención muscular de los músculos *vasto interno*, *recto femoral* y *bíceps crural*, en función de la velocidad y de la aceleración angular de la articulación de la cadera, en un ejercicio de estiramiento balístico que consiste en una flexión profunda de la cadera, desde posición erguida, y su posterior extensión. En este sentido se ha utilizado una cadena de medida, integrada por un sistema de Electrogoniometría (ELG) sincronizado con un sistema de Electromiografía (EMG) desarrollada en el Laboratorio de Biomecánica del Movimiento Humano y de Ergonomía de la Facultad de CC. del Deporte de la UEx. El equipo está diseñado para ser usado en la detección de las contracciones musculares en relación con la postura adoptada por los sujetos. La postura puede ser descrita en función de los ángulos de determinadas articulaciones y calcular otros parámetros, como pueden ser la velocidad y la aceleración angular, a partir del ángulo en cada instante.

A continuación se ha experimentado en el laboratorio con seis sujetos, seleccionados aleatoriamente, que han realizado un ejercicio de flexión – extensión de la cadera desde una posición erguida. El sujeto permanecía de pie durante 10 segundos y después realizaba tres estiramientos balísticos de los músculos bíceps crural derecho e izquierdo flexionando la cadera lo más rápidamente posible y recuperando la postura erguida. Por último, añadir que durante el ejercicio tenía lugar una contracción isométrica de otros 10 segundos al final de la realización del ciclo de los tres estiramientos.



Fig. 1.

Durante el ejercicio se ha registrado con electrodos de superficie la actividad eléctrica de los músculos *vasto interno*, *recto femoral* y *bíceps crural*. Los registros se han realizado con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, ganancia de 2000, usando un filtro “paso banda” (10 – 1000 Hz).

El tratamiento de los datos incluye:

- el “suavizado” de los datos posición angular – tiempo y el cálculo de la velocidad y la aceleración angular se ha utilizado el algoritmo “GCVSPL”

- ❑ el análisis de la señal EMG rectificada en el dominio del tiempo y de la frecuencia que se ha basado en el cálculo de los siguientes parámetros: el *valor medio de la señal rectificada* (AREMG), el *valor del EMG integrado* (iEMG), el *valor raíz cuadrada de la media cuadrática* (RMSEMG), la *frecuencia mediana* (f_m) y la *frecuencia espectral media* (f_{av}).
- ❑ el tratamiento estadístico de los datos que se ha realizado con el paquete SPSS 10.0.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

El análisis de los datos registrados ha permitido, en primer lugar, determinar la secuencia y el período de activación de los diferentes músculos junto con la variación del ángulo de la articulación de la cadera y la velocidad de movimiento. La técnica instrumental ha permitido discernir la intervención muscular en las fases de aceleración y deceleración en la flexión y extensión, así como determinar las diferencias intra y entre sujetos respecto a la flexión y a la extensión de la cadera.

Las cuatro fases del registro han sido: *fase de aceleración de la flexión*, desde el inicio del registro hasta el instante de máxima velocidad angular; *fase de deceleración de la flexión*, desde instante de máxima velocidad angular hasta el de máxima flexión; *fase de aceleración de la extensión*, desde instante de máxima flexión hasta el de máxima velocidad angular; y *fase de deceleración de la fase de extensión*, desde instante de máxima velocidad angular hasta final del registro.

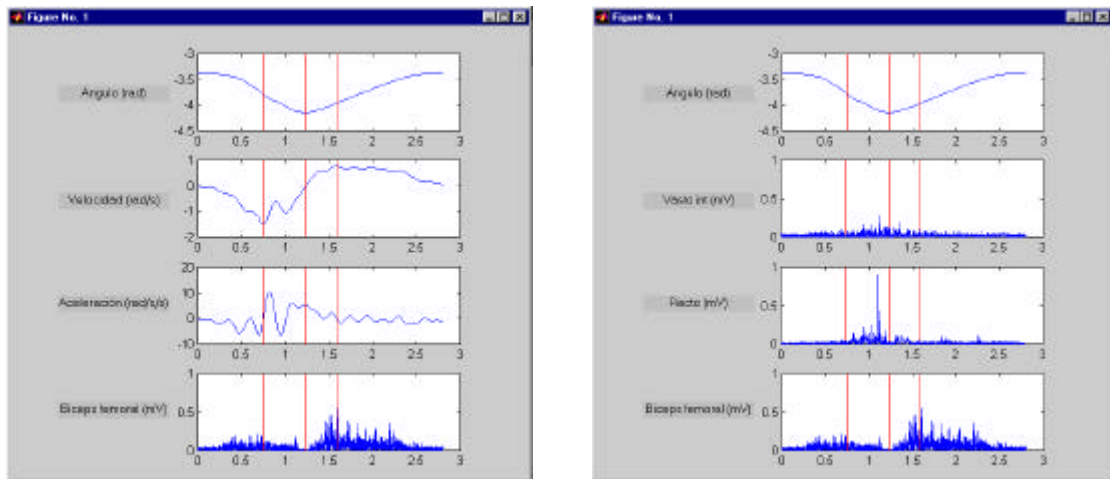


Fig. 2. Variables cinemáticas y registros EMG gráficos en función del tiempo

El estudio descriptivo de los resultados obtenidos en las cuatro fases muestra para la velocidad angular (rad/s), $(0,64 \pm 0,27)$, $(1,23 \pm 0,55)$, $(0,96 \pm 0,53)$ y $(0,58 \pm 0,22)$, para las cuatro fases, respectivamente. Para la aceleración angular (rad/s^2), $(2,55 \pm 1,25)$, $(10,38 \pm 8,96)$, $(8,63 \pm 7,07)$ y $(1,45 \pm 0,84)$. Por último, en cuanto a la RMSEMG se obtienen para el vasto interno, $(0,06 \pm 0,05)$,

(0,15±0,13), (0,12±0,11), (0,06±0,05), para el recto femoral, (0,03±0,01), (0,08±0,04), (0,05±0,02), (0,03±0,01) y para el bíceps crural, (0,04±0,01), (0,07±0,02), (0,12±0,04), (0,06±0,02), respectivamente.

El análisis correlacional ha permitido encontrar correlaciones lineales, entre .902 y .504, estadísticas significativas, desde $p < .000$ a $p < .050$, entre los parámetros cinemáticos y, los parámetros temporales y frecuenciales del EMG.

A continuación se exponen las correlaciones más significativas encontradas en este estudio separadas por fases:

Tabla 1. Correlaciones más significativas en la 1ª fase de la flexión.

Parámetros cinemáticos correlacionados linealmente con parámetros EMG de los tres músculos	Nivel de significación: $p < 0.05$ (*) $p < 0.01$ (**)	Coefficiente de correlación lineal
Módulo de la velocidad (rd/s) y AR_{EMG} del vasto interno	$p < .033$.504
Módulo de la velocidad (rd/s) y AR_{EMG} del bíceps crural.	$p < .002$.668
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AR_{EMG} del vasto interno	$p < .002$.687
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AR_{EMG} del recto femoral	$p < .003$.656
AR_{EMG} del vasto interno y AR_{EMG} del recto femoral	$p < .000$.803
Frecuencia media del vasto interno y frecuencia media del recto femoral	$p < .007$.610
Módulo de la velocidad (rd/s) y RMS_{EMG} del bíceps crural	$p < .002$.684
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMS_{EMG} del vasto interno	$p < .005$.627
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMS_{EMG} del recto femoral	$p < .004$.649
RMS_{EMG} del vasto interno y RMS_{EMG} del recto femoral	$p < .000$.776
Frecuencia mediana del vasto interno y frecuencia mediana del recto femoral	$p < .011$.583

Tabla 2. Correlaciones más significativas en la 2ª fase de la flexión.

Parámetros cinemáticos correlacionados linealmente con parámetros EMG de los tres músculos	Nivel de significación: p < 0.05 (*) p < 0.01 (**)	Coefficiente de correlación lineal.
Módulo de la velocidad (rd/s) y AREMG del recto femoral	p < .000	.887
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del vasto interno	p < .001	.706
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del bíceps crural	p < .010	.591
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y la frecuencia media del bíceps crural	p < .025	.525
Frecuencia media del vasto interno y frecuencia media del bíceps crural	p < .007	.612
Módulo de la velocidad (rd/s) y RMSEMG del recto femoral	p < .001	.734
Módulo de la velocidad (rd/s) y la frecuencia mediana del vasto interno	p < .001	.732
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del vasto interno	p < .001	.721
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del bíceps crural	p < .023	.531
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y la frecuencia mediana del bíceps crural	p < .001	.711
Frecuencia mediana del recto femoral y frecuencia mediana del bíceps crural	p < .000	.758

Tabla 3. Correlaciones más significativas en la 1ª fase de la extensión.

Parámetros cinemáticos correlacionados linealmente con parámetros EMG de los tres músculos	Nivel de significación: p < 0.05 (*) p < 0.01 (**)	Coefficiente de correlación lineal.
Módulo de la velocidad (rd/s) y AREMG del vasto interno	p < .000	.802
Módulo de la velocidad (rd/s) y AREMG del recto femoral	p < .001	.877
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del vasto interno	p < .000	.886

Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del recto femoral	p < .000	.902
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del bíceps crural	p < .004	.649
AREMG del vasto interno y AREMG del recto femoral	p < .000	.831
AREMG del vasto interno y AREMG del bíceps crural	p < .007	.613
Módulo de la velocidad (rd/s) y RMSEMG del vasto interno	p < .000	.806
Módulo de la velocidad (rd/s) y RMSEMG del recto femoral	p < .000	.872
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del vasto interno	p < .000	.890
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del recto femoral	p < .000	.848
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del bíceps crural	p < .014	.565
RMSEMG del vasto interno y RMSEMG del recto femoral	p < .000	.785
RMSEMG del vasto interno y RMSEMG de bíceps crural	p < .013	.574

Tabla 4. Correlaciones más significativas en la 2ª fase de la extensión.

Parámetros cinemáticos correlacionados linealmente con parámetros EMG de los tres músculos	Nivel de significación: p < 0.05 (*) p < 0.01 (**)	Coefficiente de correlación lineal.
Módulo de la velocidad (rd/s) y AREMG del bíceps crural	p < .000	.875
Módulo de la velocidad (rd/s) y frecuencia media del recto femoral	p < .001	.877
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del vasto interno	p < .000	.791
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y AREMG del recto femoral	p < .000	.784
AREMG del vasto interno y AREMG del recto femoral	p < .004	.644
Módulo de la velocidad (rd/s) y RMSEMG del	p < .000	.825

bíceps crural		
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del vasto interno	p < .000	.794
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y RMSEMG del recto femoral	p < .000	.755
Módulo de la aceleración (rd/s ²) y frecuencia mediana de bíceps crural	p < .004	.640
RMSEMG del vasto interno y RMEMG del recto femoral	p < .011	.586

CONCLUSIONES.

Se ha desarrollado una metodología fiable que permite estudiar el comportamiento fisiológico y funcional de una unidad biocinemática, en este caso de la articulación de la cadera, en los estiramientos balísticos, en términos de variación del ángulo en la articulación y de la aceleración angular sin la cual no sería posible interpretar el nivel de activación muscular. Esta información es imprescindible para profundizar en las soluciones biomecánicas del sistema neuro – muscular y puede tener múltiples aplicaciones en el ámbito de análisis biomecánico de la motricidad humana.

BIBLIOGRAFÍA.

- Anderson, P.A. (1990) *Electromyographic Kinesiology*. Amsterdam. Excerpta Medica.
- Bloomfield, J. et al (1994) *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport*. Melbourne. Blackwell Science.
- Donskoi, D.; Zatsiorski, V. (1988) *Biomecánica de los ejercicios físicos*. Moscú. Ed. Raduga.
- Ekstrand, J.; Wiktorsson, M.; Oberg, B.; Gillquist, J. (1982). *Lower extremity goniometric measurements: A study to determine their reliability*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 63. 171 – 175
- Enoka, R. M. (1994) *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign. Human Kinetics.
- Gianikellis, K.; Pantrigo, J.J.; Vara, A.; Muñoz, J.R.; Pulido, J.M^a. (1999). *“BiomSoft”: un software desarrollado para el análisis cinemático en el campo de la Biomecánica del Movimiento Humano*. En Actas del III Congreso de Usuarios de MATLAB, MATLAB’99. Editado por S. Dormido Bencomo. Departamento de Informática y Automática de la UNED. 501– 508. Madrid. ISBN: 84- 699–1358– 1.
- Hamill, J. and Knutzen, K. M.(1995) *Biomechanical Basis of Human Movement*. P.A. Williams & Wilkins, Media.
- Kapandji, Y. (1980) *Cuadernos de Fisiología articular*. Barcelona. Ed. Toray-Masson.
- Komi, P.V. (1992) *Strength and Power in Sport*. Londres. Blackwell Scientific Publications.
- Latash M.L. (1998) *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign. Human Kinetics.
- McArdle, W. D.; Katch, F. I.; Katch, V. L. *Fisiología del ejercicio. Energía, nutrición y rendimiento humano*. Alianza Editorial. Consejo Superior de Deportes.
- Moore, M. A.; Hutton, R. S. (1980) *Electromyographic investigation of muscle stretching techniques*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 12. 322 – 329
- Sapega, A. A.; Quedenfield, T. C.; Moyer, R. A.; Butler, R. A. (1981) *Biophysical factors in range-of-motion exercise*. The Physician and Sports-medicine, 9, 57 – 65.