

ESTUDIO COMPARADO DEL PEDALEO CON LA MARCHA, EN RELACIÓN A LOS PROGRAMAS DE MEDICINA FÍSICA Y REHABILITACIÓN.

Villarroya, A.*; Nerín, S.*; Serrano, E.*; Moros, T.*; Marco, C.*; Rodríguez, L. P.**.

*Departamento de Fisiatría. Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud.
Universidad de Zaragoza.

**Departamento de Medicina Física y Rehabilitación. Facultad de Medicina.
Universidad Complutense de Madrid.

RESUMEN

Se efectuó un estudio en sujetos sanos voluntarios adultos jóvenes (x : 21,5 años) mediante filmación del pedaleo y de la marcha, así como del registro electromiográfico de los principales músculos de la extremidad inferior. El análisis de la marcha se compartimentó en 7 fases y el del pedaleo en 8 sectores. Los resultados evidencian que los rangos de movimiento de la cadera y de la rodilla son mayores durante el pedaleo que durante la marcha, al alcanzar un mayor grado de flexión, y en el tobillo al conseguirse un mayor grado en la extensión.

La actividad muscular media es mayor con el pedaleo que con la marcha, siendo estadísticamente significativa en el glúteo mayor ($27.4\% \pm 8,5$ de pedaleo y $11.3\% \pm 7.8^\circ$ con la marcha. $p < 0.05$). Y en el cuádriceps: Recto anterior ($21.3\% \pm 5.9$ con el pedaleo y $6.5\% \pm 3.3$ con la marcha. $p < 0.05$). Vasto interno ($26.2\% \pm 9$ con el pedaleo y $10.1\% \pm 7.6$ con la marcha. $p < 0,01$).

La máxima actividad de cada músculo, salvo en el tibial anterior y en los aductores de la cadera, es mayor con el pedaleo que con la marcha, siendo significativo en el cuádriceps: Recto anterior: ($37.0\% \pm 12.1$ de los sectores 1 y 2 y $12.4\% \pm 8.1$ en las fases A y G. $p < 0.05$ del pedaleo y la marcha respectivamente); Vasto interno ($48.4\% \pm 10.8$ sectores 1 y 2 y $16.7\% \pm 7.1$ en las fases A y G. $p < 0.05$ del pedaleo y la marcha respectivamente).

Se plantea la decisión de la utilidad del pedaleo en los programas de Medicina Física y Rehabilitación, para alcanzar un mayor rango articular, con menor sobresolicitación y carga, así como la respuesta de eficacia muscular ante actividades submáximas y sin acción modificadora de la frecuencia cardíaca.

PALABRAS CLAVE: Pedaleo, marcha. Biomecánica. Electromiografía.

ABSTRACT

We have done a study in healthy, young adult volunteers by filming their pedalling and gait and the electromyography of the main muscles of the lower limb. The gait analysis was divided in 7 phases and the pedalling in 8 sectors. The results show that the range of motion in flexion of the hip and knee joints is larger during pedalling than during stepping and in the ankle is larger in extension.

The mean muscular activity is larger during pedalling than during the gait being statistically significant in the gluteus maximus ($27.4\% \pm 8,5$ when pedalling and $11.3\% \pm 7.8^\circ$ during gait. $p < 0.05$). And in the quadriceps: rectus femoris ($21.3\% \pm 5.9$ during pedalling and $6.5\% \pm 3.3$ with pedalling and. $p < 0.05$). Vastus medialis ($26.2\% \pm 9$ with pedalling and $10.1\% \pm 7.6$ with gait. $p < 0,01$).

The maximal activity of each muscle excepting tibialis anterior and hip adductors is longer during pedalling than during gait being significant in the cuadriceps or rectus femoris ($37.0\% \pm 12,1$ in the sectors 1 and 2 and $12.4\% \pm 8.1$ in phases A and G. $p < 0,05$ of pedalling and gait); Vastus medialis ($48.4\% \pm 10.8$ sectors 1 and 2 and $16.7\% \pm 7.1$ in phases A and G. $p < 0.05$ of pedalling and gait).

We consider the usefulness of pedalling in the programs of Physical Medicine and Rehabilitation to achieve a larger range of joint movement with less over stress and charge and the respons of the muscular efficacy with submaximal activities and without changing the heart rate.

KEY WORDS: Cycling. Pedalling. Gait. Biomechanics. Electromyography.

INTRODUCCION

El propósito, en las lesiones o en las alteraciones de los miembros inferiores de la Medicina Física y de la Rehabilitación, es devolver al paciente a su estado prelesional (1), lo que se intenta conseguir, fortaleciendo los músculos de las articulaciones, recuperando o manteniendo el rango del movimiento y, evitando el daño en una estructura ya comprometida (2). Es frecuente proponer la marcha como método avalado en Rehabilitación (3), señalando a los pacientes que caminen, que paseen. La mayoría de las veces como resultado de considerar que toda la actividad natural tiene menor contraindicación que otra basada en una actividad instrumentada; por otra parte en base al principio apriorístico de que el paseo siempre es saludable. Al fin, ante el recelo o la peligrosidad de indicar otras actividades, o por desconocer u olvidarse a menudo de que las sollicitaciones mecánicas que sufren las articulaciones de la extremidad inferior al caminar son mayores que con otras actividades, como en el pedaleo (4). En Rehabilitación médica, el pedaleo se ha utilizado, sobre todo, en pacientes con afecciones cardiovasculares, pero también como actividad física en diferentes patologías del aparato locomotor, incluyéndolo en sus programas de tratamiento (5,6,7,8). Por ello, parece de interés evaluar la actividad con el pedaleo, al objeto de tener criterios objetivos en su prescripción y, por tanto, la finalidad de este estudio será cuantificar los niveles de activación muscular y los rangos de movimiento durante el pedaleo, comparándolos con los obtenidos durante la marcha, lo que puede servir de guía en

la prescripción de la Medicina Física en pacientes afectados de alteraciones del aparato locomotor.

MATERIAL Y MÉTODO

En el estudio participaron 10 sujetos voluntarios, 4 mujeres y 6 hombres, con edades comprendidas entre los 18 y los 22 años, con una media de: 21,5 años, los cuales no presentaban alteración orgánica alguna que interfiriera con el normal desarrollo de la prueba, consistente en una filmación del pedaleo y de la marcha en terreno llano, con registro simultáneo de la actividad electromiográfica de los principales músculos de la extremidad inferior.

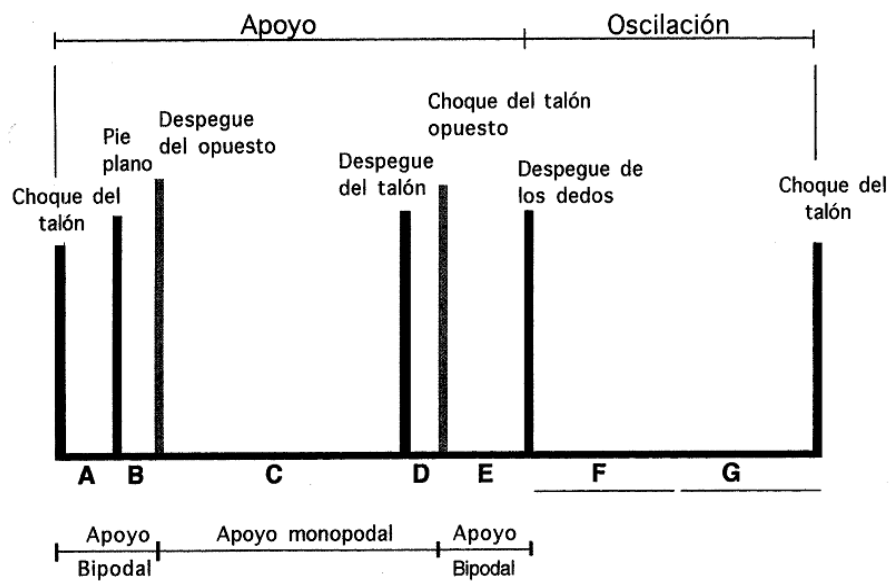
Para el estudio de la marcha se utilizó un tapiz rodante, con lo que se minimiza el espacio preciso para realizar el movimiento. Existen trabajos que ponen de manifiesto las escasas diferencias entre la marcha en el suelo y en un tapiz rodante (9,10,11,12) las cuales, a su vez, tienden a desaparecer, tras un proceso de habituación (9,12,13) que para ésta prueba fue de 10 minutos. La velocidad constante del tapiz fue aquella en la que se sintió cómodo cada sujeto.

Para el pedaleo, se utilizó una bicicleta convencional con manillar y sillín regulables, lo que permitía adaptar unas condiciones similares para cada sujeto en posición cómoda. La bicicleta se colocaba sobre rodillos de tipo mecánico-magnético. El freno del rodillo magnético se establecía en el punto 4 sobre una escala de 10, lo que equivale a realizar un pedaleo sobre terreno llano, a una velocidad de 15-20 Km/h. De ésta forma, la frecuencia cardíaca alcanzada durante el pedaleo era semejante a la obtenida durante la marcha.

El estudio de las imágenes se llevó a cabo mediante el sistema de análisis tridimensional (14), formado por: Dos cámaras de vídeo, con las que se realizaba la filmación de las pruebas; un calibrador o sistema de referencia, que sirve para

relacionar las coordenadas reales del espacio respecto a él mismo; marcadores, que son unas semiesferas sólidas de 1,5-2 cm. de diámetro, recubiertas de material reflectante con el fin, tanto de que se destaquen durante la filmación, como que se pueda realizar la digitalización automática; y un soporte informático que analiza estas imágenes. Los marcadores se colocaron en la espina ilíaca anterosuperior, trocánter mayor, cóndilo externo femoral, maléolo externo y base de quinto metatarsiano del miembro inferior derecho. La unión de estos marcadores delimitaba segmentos entre los cuales se valoraban los ángulos de cadera, rodilla y tobillo, de forma que, tras la digitalización de las imágenes, se obtuvo su rango de movimiento.

Después de realizar la filmación, por visualización directa en el ordenador, se escogieron puntos concretos del ciclo de la marcha y del pedaleo que permitían dividir estas actividades en fases o sectores. La marcha quedó dividida en 8 fases, de forma similar a algunos de los últimos estudios realizados (15,16,17):



Gráfica 1. Fases en las que se ha dividido el ciclo de marcha.

Durante el primer doble apoyo:

Fase A – Desde que contacta el talón del pie derecho en el suelo hasta el apoyo completo de éste.

Fase B – Desde el apoyo completo de la planta del pie derecho hasta el despegue del pié izquierdo.

Durante el primer apoyo unilateral o período portante:

Fase C – Desde el despegue del pie izquierdo hasta el despegue de talón derecho.

Fase D – Desde el despegue de talón derecho hasta el contacto en el suelo del pie izquierdo.

Durante el segundo doble apoyo:

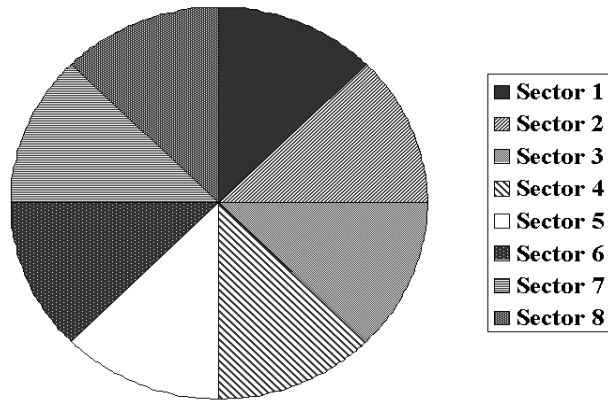
Fase E – Desde el contacto de talón izquierdo hasta el despegue del antepié derecho.

Durante el segundo apoyo unilateral o periodo oscilante:

Fase F – Desde el despegue de antepié derecho hasta que el pie cruza por delante del miembro inferior izquierdo en apoyo.

Fase G – Desde el cruce del pie derecho hasta el nuevo contacto del talón.

El ciclo del pedaleo se dividió, como se ha hecho en algunos de los estudios sobre este tema (18,19,20,21), en 8 fases o sectores (gráfica 2):



Gráfica 2. Fases en las que se ha dividido el ciclo de pedaleo.

Durante la fase propulsiva:

Sector 1: Desde que el pie está en el punto vertical superior hasta los 45°.

Sector 2: Desde los 45° hasta los 90°.

Sector 3: Desde los 90° hasta los 135°.

Sector 4: Desde los 135° hasta los 180°.

Sector 5: Desde los 180° hasta los 225°.

Sector 6: Desde los 225° hasta los 270°.

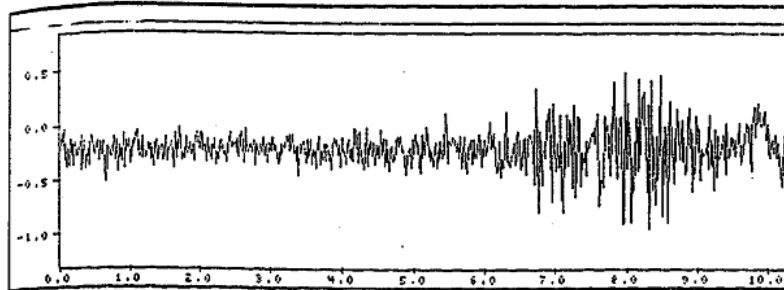
Sector 7: Desde los 270° hasta los 315°.

Sector 8: Desde los 315° hasta los 360°.

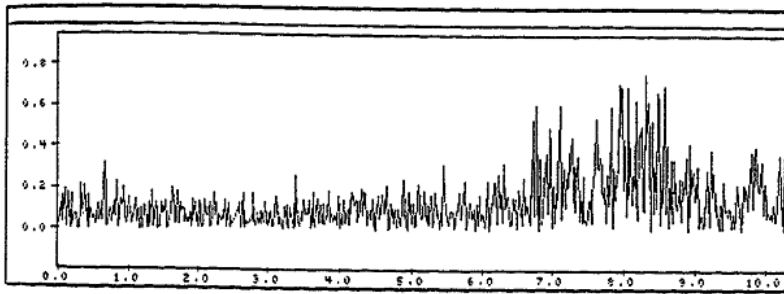
Paralelamente, se realizó el registro de la actividad muscular. Los músculos estudiados fueron: Glúteo mayor, glúteo medio, rector anterior y vasto interno del cuádriceps, bíceps femoral, aductores de cadera, gemelo externo y tibial anterior del miembro inferior derecho. El registro electromiográfico de su actividad se llevó a cabo mediante el sistema telemétrico MT8-3 Biological de MIE (Medical Research

Ltd)®, utilizando para la recogida electrodos de superficie adhesivos que se colocaron sobre la parte central del vientre muscular, tal como indica Clarys (22), en línea con las fibras musculares y con una distancia interelectrodo de unos 2 cm.

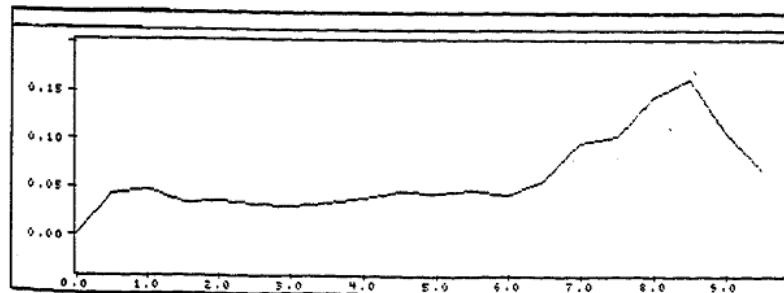
Para cuantificar las señales eléctricas obtenidas se realizó una integración de las mismas en intervalos de 0.01 segundos, tras hacer una rectificación, convirtiendo los valores negativos en positivos, y filtrar las frecuencias inferiores a 10Hz. Esta metodología es la que se utiliza con frecuencia (23,24,25), ya que de esta forma se eliminan ruidos y prácticamente, no se pierden potenciales de unidad motora (26).



A. Señal EMG en bruto



B. Rectificación de la señal por encima de cero



C. Integración de la señal en intervalos de tiempo

Gráfica 3. Pasos realizados en el tratamiento de la señal electromiográfica.

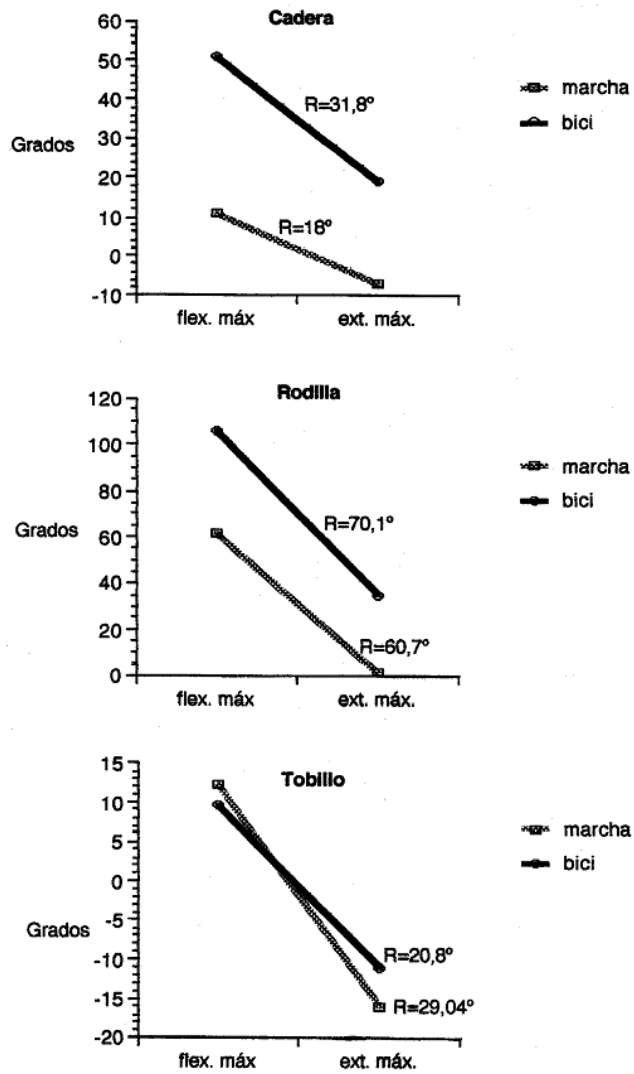
Los valores que se obtienen tras la cuantificación de la señal no permiten el estudio comparado entre distintas pruebas realizadas en sesiones diferentes, ni entre diferentes grupos musculares o distintos sujetos, ya que hay muchos factores que pueden variar la señal recogida (27). Por ello, para poder establecer relaciones entre los valores obtenidos, se normalizaron los datos, con un valor de referencia y se expresan como un porcentaje del mismo. La actividad electromiográfica obtenida durante una contracción isométrica máxima (AMI) es el valor de referencia utilizado, tal como se efectúa en otros estudios dinámicos (28,29,30). Inicialmente se registra la actividad eléctrica durante la contracción isométrica máxima de cada uno de los músculos en estudio y, tras su integración, se halla el valor medio del segundo de máxima actividad, que constituiría el dato de referencia.

Los trazados electromiográficos registrados durante la marcha y el pedaleo se dividieron en los segmentos correspondientes a las distintas fases o sectores delimitados, y se calculó qué porcentaje suponían los valores obtenidos en cada una de ellos con respecto al valor normalizador, para conocer cuál es la actividad alcanzada por cada músculo y en qué momento se alcanza.

En el tratamiento de los datos recogidos se utilizó el test no paramétrico de Wilcoxon, para comparar la movilidad articular, la actividad media de cada músculo y la actividad en la fase de mayor acción, caminando y pedaleando.

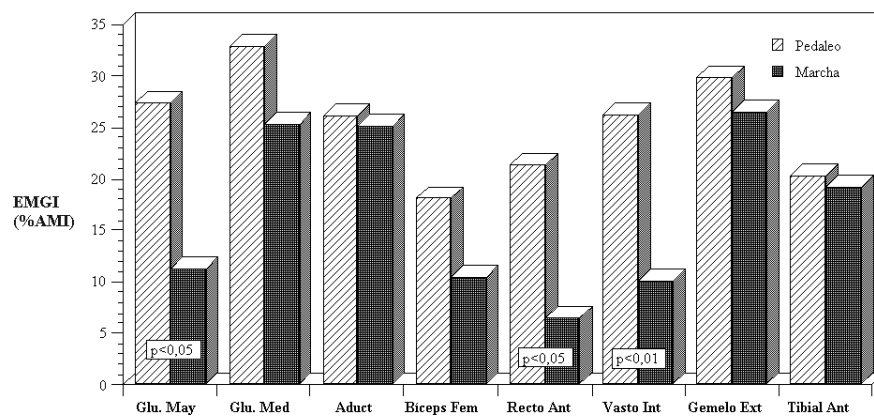
RESULTADOS

El rango de movimiento de las articulaciones de la extremidad inferior durante el pedaleo se representa en la gráfica 4. En ella se aprecia que estos rangos en la cadera y en la rodilla son mayores en el pedaleo, aunque con valores desplazados en el sentido de la flexión; es decir, la flexión es bastante mayor, que la extensión. En el tobillo el rango de movimiento es menor en el pedaleo, debido sobre todo a una mayor extensión de esta articulación en la marcha.



Gráfica 4. Rango de movilidad de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo durante el pedaleo y la marcha.

En la gráfica 5, se representa la actividad media de los músculos estudiados durante la marcha y durante el pedaleo. Se aprecia una tendencia a una mayor actividad durante éste último en todos los músculos, siendo la diferencia muy importante y estadísticamente significativa en el glúteo mayor y en las porciones estudiadas del cuádriceps.



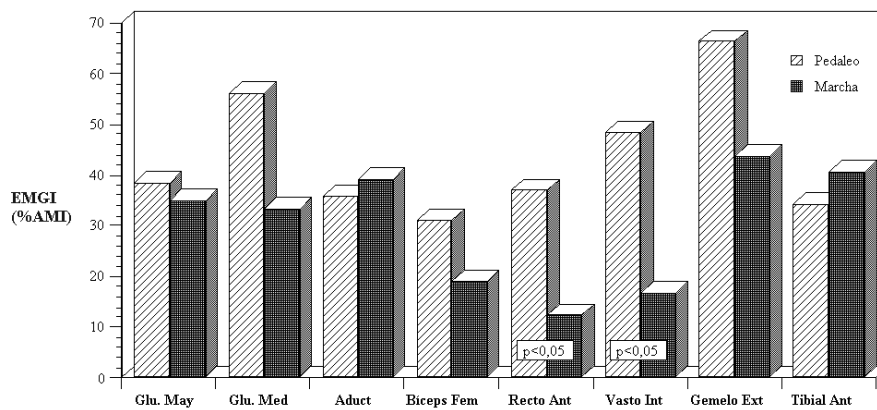
Gráfica 5. Actividad electromiográfica media de los músculos estudiados durante el pedaleo y la marcha. EMGI (%AMI): electromiografía integrada expresada en porcentaje de la actividad máxima isométrica.

En la tabla 1 se indica la fase de máxima actividad de cada músculo y su valor, en cada uno de los dos tipos de movimiento estudiados. Salvo en el tibial anterior y en los aductores de cadera, los valores medios del sector donde más actividad tiene cada músculo durante el pedaleo son mayores que los obtenidos en la fase de mayor actividad durante la marcha, siendo estas diferencias significativas únicamente en las porciones estudiadas del cuádriceps (gráfica 6).

Tabla 1. Actividad media de cada músculo durante el pedaleo y la marcha

	PEDALEO	MARCHA
GLUTEO MAYOR	27,4 % (\pm 8,5)	11,3 % (\pm 7,8)
GLUTEO MEDIO	32,8 % (\pm 9,7)	25,3 % (\pm 7,9)
ADUCTORES	26,1 % (\pm 8,8)	25,2 1% (\pm 9,2)
BICEPS FEMORAL	18,1 % (\pm 8,7)	10,5 % (\pm 7,3)
RECTO ANTERIOR	21,3 % (\pm 5,9)	6,5 % (\pm 3,3) *
VASTO INTERNO	26,2 % (\pm 9)	10,1 % (\pm 7,6) *
GEMELO EXTERNO	29,9 % (\pm 11,2)	26,5 % (\pm 5,4)
TIBIAL ANTERIOR	20,3 % (\pm 7,3)	19,3 % (\pm 6,5)

* P<0,05 ** P<0,01 *** P<0,001



Gráfica 6. Actividad electromiográfica máxima de los músculos estudiados durante el pedaleo y la marcha. EMGI (%AMI): electromiografía integrada expresada en porcentaje de la actividad máxima isométrica.

DISCUSION

Los resultados de este estudio muestran que la actividad muscular media durante el pedaleo, tiende a ser mayor que durante la marcha, aunque las diferencias únicamente son significativas en las porciones estudiadas del cuádriceps femoral y en el glúteo mayor (gráfica 5). A lo largo del ciclo del pedaleo, esta actividad es inferior, en todos los músculos estudiados, al 32,8% de su correspondiente actividad máxima isométrica (AMI), al igual que durante la marcha, cuyos valores medios obtenidos son inferiores al 26,5%. Es dudoso admitir si esta actividad es suficiente para llegar a conseguir una acción de refuerzo muscular; aunque no está bien conocido, tal como dice Lange et al. (3), que nivel de actividad eléctrica se requiere para producir un efecto de fortalecimiento y desde luego está por confirmarse, que grado se consigue con estos valores submáximos. La actividad, aún siendo siempre muy inferior que la de la AMI, en determinadas fases es superior a los valores porcentuales medios señalados anteriormente de la misma forma que durante éstos ciclos hay momentos en que ésta actividad es mínima o nula. Como se ve en la gráfica 6, salvo en el tibial anterior y en los aductores de cadera, hay una tendencia a que esta actividad máxima sea también superior durante el pedaleo. En los músculos vasto interno y recto anterior las diferencias son muy importantes y estadísticamente significativas.

Del análisis individual de los músculos estudiados, se comprueba que los patrones de actividad muscular, es decir, las fases en las que participa cada uno de ellos, coinciden con los aportados en la mayoría de los estudios realizados, sobre la marcha (16,17,28) y sobre el ciclismo (18,19,21,31,32) de todo el ciclo de pedaleo o de la marcha (tabla 1), pero, en la mayoría de dichos estudios no existe una cuantificación de la actividad muscular, o si la hay, es difícil de relacionar con la obtenida en éste estudio ya que los valores normalizadores son frecuentemente variantes y, a menudo, no se indica los que se han utilizado.

El músculo glúteo mayor, durante la marcha, presenta su máxima actividad en el apoyo del pie en el suelo (fases A y B), controlando la flexión de cadera que tiende a producirse por la reacción del suelo en el contacto del pie, llegando a actuar en esta

fase con una intensidad próxima al 35% respecto a la AMI. Este músculo, en el pedaleo, llega a actuar con un 38,6% de su AMI en el inicio de la fase propulsiva (sectores 1 y 2), colaborando en la extensión de la cadera que se necesita en la misma.

El glúteo medio, al caminar, actúa con su máxima intensidad durante todo el apoyo del pie en el suelo, frenando el descenso de la hemipelvis del lado contrario cuando oscila el otro miembro inferior, llegando en estas fases a unos valores del 33,4% de su AMI. Sobre bicicleta, llama la atención la importante participación de este músculo que llega a actuar un 56,1% de su AMI, alcanzando esta actividad máxima, como el glúteo mayor, en el principio de la fase propulsiva. Son muy pocos los trabajos sobre ciclismo que estudian este músculo. En la bibliografía revisada, solo los de Eleggem et al. (33), en 1983, y de Ericson (4), en 1986, hablan de su importante actividad en el mismo, sobre todo teniendo en cuenta que no hay abducción durante el pedaleo, por lo que ésta parece deberse a una acción sinérgica con el glúteo mayor, colaborando con él en la extensión de la cadera, aunque su acción también puede ser debida a las fuerzas de reacción del pedal, que tienden a producir una aducción de cadera, y a un intento de contrarrestar la tendencia aductora de los principales músculos extensores de esta articulación. En la marcha, cuando dejan de actuar los abductores de cadera comienzan los aductores, es decir, estos músculos actúan en todo el periodo oscilante, llegando al 39,2% de su AMI, niveles semejantes a los que se alcanzan en el pedaleo (35,8% de su AMI) a lo largo de la fase propulsiva.

El biceps femoral, aunque actúa en la segunda fase de la oscilación para controlar la flexión de cadera que se produce en ese momento y para frenar el lanzamiento inercial de la pierna ocasionado por dicha flexión, actúa principalmente en las primeras fases de la marcha, colaborando con el glúteo mayor en la extensión de cadera y estabilizando, junto con el cuádriceps, la rodilla. En el momento del contacto del talón, este músculo llega a actuar con valores del 19% de su AMI. En el

pedaleo, su acción se produce en la fase propulsiva pero algo más tarde que los otros músculos extensores ya que, al ser un músculo biarticular, su acción sobre una articulación depende de la posición de la otra, y en los primeros grados del ciclo del pedaleo, al estar la rodilla en flexión, su participación es menor. A partir de los 90° (sectores 3 y 4), llega a actuar con un valor de hasta un 31% de su AMI.

El músculo en el que mayores son las diferencias es el cuádriceps, el cual tiene muy poca actividad durante la marcha normal, sobre todo en los que respecta a su porción biarticular, el recto anterior. Aunque actúa ligeramente al final de la fase oscilante, colaborando en la extensión de la pierna para acceder nuevamente al suelo, su máxima acción se produce en el contacto del pie, para frenar la flexión pasiva de rodilla que tiende a producirse al cargar el peso del cuerpo, pero alcanzando únicamente una actividad del 12,4% de su AMI, el recto anterior, y del 16,8%, el vasto interno. Sin embargo, en el pedaleo la acción del cuádriceps es esencial, actuando, sobre todo, en los 90 primeros grados del ciclo (sectores 1 y 2), colaborando en la propulsión, con actividades que llegan a un valor del 37%, el recto anterior, y del 48,4 %, el vasto interno, de sus correspondientes AMI. Por tanto, estos músculos, durante la marcha, actúan aproximadamente el 30% de lo que lo hacen pedaleando.

Por lo que respecta a los músculos de la pierna, el gemelo interno comienza a actuar en la fase de pie plano, controlando el despegue del talón, y continúa hasta que se abandona el pie en el suelo. En estos momentos tiene una acción importante llegando a actuar con el 43,7% de su AMI (fases C y D). Pedaleando, su mayor función se produce en la fase propulsiva y alcanza una actividad de un 66,4% de su AMI. El tibial anterior actúa principalmente desde que contacta el talón en el suelo hasta que se apoya el pie plano, para controlar el abatimiento del pie, aunque tiene otro pico importante de actividad en la fase de oscilación, colaborando en la triple flexión del miembro inferior. Durante la marcha, llega a actuar con una intensidad del 40,6% de su AMI. Sin embargo, este músculo no llega a alcanzar, pedaleando,

los valores que presenta caminando, actuando en la fase final de la recuperación con una intensidad de 34,3% de su AMI.

Por lo tanto, la actividad muscular desarrollada durante el pedaleo hace aconsejable su uso en determinados programas de Medicina Física y Rehabilitación, colaborando en la potenciación muscular, pero, además, en general, en una fase previa a la indicación de la marcha, ya que a la tendencia a realizar una actividad muscular mayor, muy importante y significativa en algunos músculos, se añade el hecho demostrado en estudios anteriores de que las sollicitaciones mecánicas a las que se ven sometidas las articulaciones de la extremidad inferior son menores con el pedaleo que con la marcha. Así, Ericson (4), en un estudio sobre la biomecánica del ciclismo, determina que los momentos de carga que actúan en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el pedaleo (a 120w y 60rpm) son bajos comparados con los de la marcha para cada sujeto, y que apenas varían si se aumenta la carga. Además, las fuerzas compresivas en la articulación del tobillo y la fuerza tensil del tendón de Aquiles, así como las fuerzas compresivas a nivel tibiofemoral (4,34) y las de cizallamiento tibiofemoral dirigidas hacia delante, que estresan sobre todo al ligamento cruzado anterior, son muy bajas en relación a la marcha (4,35). Por otra parte, el pedaleo también protege frente a las fuerzas de aceleración y deceleración que se producen al caminar. Todo esto hace que esta actividad pueda indicarse, en diferentes patologías, como en lesiones del ligamento cruzado anterior, por la escasa fuerza de cizallamiento en sentido anterior, en afecciones del ligamento lateral interno, por la escasa fuerza en sentido del varo, en lesiones del tendón de Aquiles, por las bajas tensiones en dicho tendón, en procesos que implican dolores articulares, como artrosis, por las bajas compresiones sobre las articulaciones, que pueden reducirse aún más, a nivel de la rodilla subiendo la altura del sillín, etc. Además, la casi completa independencia de las cargas articulares respecto al peso corporal hacen al pedaleo un ejercicio deseable y sin riesgos en personas con sobrepeso.

Se ha demostrado que el nivel de la carga de trabajo no varía apenas las sollicitaciones mecánicas, sin embargo, sí que puede variar la actividad muscular. Hay estudios, en deportistas (4,32), que analizan las variaciones de actividad muscular conforme se va aumentando la carga, e indican que aumenta progresivamente con el aumento de ésta, por lo que extrapolando dichos resultados podemos decir que se puede controlar el grado de actividad muscular variando la carga a vencer. Para este estudio, se ha elegido una carga ligera, para que sirva de comparación con un ejercicio suave como la marcha, pero que a su vez se pueda aumentar para un requerimiento muscular mayor, o por el contrario que pueda ser excesiva para personas mayores o con gran debilidad muscular, por lo que lógicamente, en determinados pacientes, tenga que disminuirse la carga del ejercicio.

Por otra parte, como hemos visto, el rango de movimiento en las articulaciones de la cadera y de la rodilla es mayor en bicicleta que caminando (gráfica 4), lo que se debe principalmente a un importante aumento de la flexión en ambas articulaciones pero con una disminución de la extensión. La actuación de la rodilla en flexión descarga las sollicitaciones sobre el ligamento cruzado anterior, de hecho para su protección se proponen ejercicios con flexiones mayores de los 30° (36), pero aumentan las producidas a nivel patelofemoral, aunque éstas se pueden reducir variando la altura del sillín, lo que disminuye la flexión de la rodilla. Por lo tanto, el pedaleo hace posible el mantenimiento o incremento gradual del rango de movimiento de las articulaciones de cadera y rodilla, en unos arcos determinados, a la vez que potencia la musculatura, pero sin excesivas cargas.

En conclusión, el pedaleo es un ejercicio de preferencia para muchos pacientes con desórdenes de la extremidad inferior, ya que una baja carga articular, un alto grado de participación muscular y la posibilidad de obtener un incremento gradual en el rango de movimiento de las articulaciones de cadera y rodilla al variar algunos factores o técnicas de pedaleo hacen que sea un ejercicio adecuado desde las primera fases de muchos procesos del aparato locomotor.

REFERENCIAS

- 1.- MONTGOMERY JB, STEADMAN JR. *Rehabilitation of the injured knee*. Clin Sports Med 1985; 4:333-343.
- 2.- HUNGERFORD DS, LENOX DW. *Rehabilitation of the knee in disorders of the patellofemoral joint : relevant biomechanics*. Orthop Clin North Am 1983; 14:397-444.
- 3.- LANGE GW, HINTERMEISTER RA, SCHLEGEL T, DILLMAN CJ, STEADMAN JR. *Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation*. JOSPT 1996; 23: 294-301.
- 4.- ERICSON M. *On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer*. Estockom: Karolinskc Institute 1986; 1-43.
- 5.- BRUKNER P, BENNELL K. *Stress fractures in female athletes*. Sports Med 1997; 24: 419-429.
- 6.- BROWN DA, KANTZ SA. *Increased workload enhances force output during pedaling exercise in persons with poststroke hemiplegia*. Stroke 1998; 29: 598-606.
- 7.- HUBLEY CL, KOZEY JN, STANISH WD. *The effects of static stretching exercises and stationary cycling on range of motion at the hip joint*. J. Orthop Sports Phys Ther 1984; 5: 104-109.
- 8.- HENNING CE, LYNCH MA, GLICK KR. *An in vivo strain gange study of elongation of the anterior cruciate ligament*. Am J Sports Med 1985; 13: 22-26.
- 9.- LLANA S, BRIZUELA G. *Modificaciones en la cinética de la marcha humana inducidas por el treadmill*. Selección 1999; 5: 166-170.

-
- 10.- MURRAY MP, SPURR GB, SEPIC SB, GADNER GM, MOLLINGER LA. *Treadmill vs. floor walking: Kinematics, electromiogram and heart rate.* J. Appl Physiol 1985; 59: 87-97.
 - 11.- VAN INGEN SCHENAU GJ. *Some fundamental aspects of biomechanics of overground versus treadmill locomotion.* Med. Sci Sports Exerc. 1980; 12: 257-261.
 - 12.- WALL JC, CHARTERIS J. *The process of habituation to treadmill walking at different velocities.* Ergonomics 1980; 23: 425-435.
 - 13.- WALL JC, CHARTERIS J. *A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking.* Ergonomics 1981; 24: 531-542.
 - 14.- VILLARROYA A, AGUILAR JJ, TORRES F, ASIRON PJ. *Orthobio: un nuevo sistema de análisis del movimiento en tres dimensiones.* Rehabilitación (Madr) 1997; 31: 265-272.
 - 15.- ANGULO MT. *La marcha en la infancia.* Rev. Ortop Traum 1996; 40: 187-194.
 - 16.- PERRY J. *Gait Analysis. Normal and pathological function.* Thorofare: Salck, 1992.
 - 17.- SANCHEZ-LACUESTA J. *Biomecánica de la marcha humana normal.* En: Prat J ed. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Valencia: Instituto de Biomecánica, 1993: 19-111.
 - 18.- JORGE Y HULL M y HULL ML. *Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling.* J Biomechanics 1986, 9. 683-694.
 - 19.- GREGOR RJ, GREEN D, GARHAMMER JJ. *An electromyographic analysis of selected muscle activity elite competitive cyclist.* Biomechanics VII. Baltimore: University ParknPress. MD, 1984: 537-541.

- 20.- GREGOR RJ, CAVANAGH PR y LAFORTUNE M. *Knee flexor moments during propulsion in cycling. A creative solution to Lombard's paradox.* J. Biomechanics 1985; 18: 307-316.
- 21.- FARIA IE y CAVANAGH PR. *The physiology and biomechanics of cycling.* New York: John Wiley, 1978.
- 22.- CLARYS JP. *A review of EMG in swimming, expansion of facts and/or feedback information.* En: Hollander AP, Huying PA, De Groot G eds. *Swimming Science IV.* Champaign: Human Kinetics, 1983; 123-125.
- 23.- CIPRIANI DJ, ARMSTRONG CW, GAUL S. *Backward walking at three levels of treadmill inclination: an electromyographic and kinematic analysis.* JOSPT 1995; 22: 95-102.
- 24.- KOH TJ, GRABINER MD. *Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles.* J. Orthop Res 1992; 10: 701-709.
- 25.- TATA JA, PEAT M, GRAHAME RE, QUANBURY AO. *The normal peak of electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle in the stair cycle.* Anat Anz 1983; 153: 175-188.
- 26.- BASMAJIAN JV, DE LUCA CJ. *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography.* 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- 27.- KOMI P.V y BUSKIRK E.T. *Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes.* Electromyogr 1970; 10: 357-368.
- 28.- CICOTTI MG, KERLAN RK, PERRY J. *An electromyographic analysis of the knee during functional activities.* Am J Sports Med 1994; 22: 645-650.
- 29.- DUBO HI, PEAT M, WINTER DA, QUANBURY AO, HOBSON DA, STEINKE T, REIMER G. *Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion.* Arch Phys Med Rehabil 1976; 57: 415-420.

- 30.- PERRY J, EASTERDAY CS, ANTONELLI DJ. *Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles*. Phys Ther 1981; 61: 7-15.
- 31.- HULL ML y JORGE M. *A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling*. J. Biomechanics 1985; 9: 631-644.
- 32.- CLARYS J.P. *Electromyography and the study of sports movements: a review*. Journal of Sports Sciences. 1993;11:379-448.
- 33.- ELEGEM P, HLEIN P, HALLEUX P, BLANC y BLAIMONT P. *Cyclisme. Mouvements articulaires, électromyographie et forces*. Acta Orthop Belg 1983; 49: 69-87.
- 34.- MORRISON JB. *Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint*. Bio Med Engng 1986; 3: 164-170.
- 35.- NISELL R, OLSEN H, NÉMETH G. *Biomechanical analysis of the tibiofemoral joint in extension of the knee*. Acte Orthop Scand 1986; 57: 41-46.
- 36.- PAULOS L, NOYES FR, GROOD E, BUTHER DL. *Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair*. Am J Sports Med 1981; 9: 140-149.