

MARCHA HUMANA VS. MARCHA ATLÉTICA

* Departamento de Biomecánica del Centre d'Alt Rendiment de Sant Cugat del Valles

** Servicio de Fisioterapia del Centre d'Alt Rendiment de Sant Cugat del Valles

X. BALIUS

C. TURRÓ *

J. CARLES *

E. BONILLA *

M.A. COS **

La realidad del deporte de élite actual es que para poder llegar a los puestos más altos es necesaria una gran dosis de voluntariedad y tenacidad. Los deportistas practicantes de Marcha Atlética que entrenan en el Centre d'Alt Rendiment de Sant Cugat del Valles podrían hablar durante horas del significado de estas dos palabras. Esta voluntariedad y tenacidad les permitirá, al igual que a otros deportistas de élite, el poder pasar horas y horas entrenando: mejorando su capacidad física, analizando las posibilidades tácticas, o perfeccionando su técnica individual. Todas estas horas de actividad física, normalmente dura, conllevan por supuesto un riesgo de lesión.

Los marchadores, ya sea por características de la técnica que el reglamento impone, o por la alta competencia existente en el mundo de la Marcha Atlética, se ven sometidos a un trabajo articular y muscular extraordinario. Este trabajo, normalmente realizado muy cerca de los límites de la capacidad humana favorecerá la posibilidad de aparición de la mencionada lesión.

El marchador puede sufrir, entre otras, lesiones de tipo muscular como las que se producen a nivel del músculo Tibial Anterior: síndrome compartimental, tenosinovitis, o entesitis. Todas estas lesiones producen episodios dolorosos en el marchador, episodios que repercutirán en su técnica o estado físico hasta el punto de tener que cesar temporalmente la práctica de este deporte.

Los miembros del equipo de fisioterapeutas del CAR son conscientes de la repetitividad de estas lesiones a nivel del tibial anterior, y desde hace ya algunos años analizan sus causas y las soluciones de curación rápida y eficaz para tener a los marchadores el mínimo tiempo posible sin entrenar.

El objetivo de este estudio ha sido el de obtener una información biomecánica que describa las características diferenciales entre la marcha humana y la marcha atlética, con el fin de poder profundizar en uno de los problemas actuales reales de la población de estudio, el tibial anterior de los marchadores. Este ha sido un estudio de colaboración interdepartamental que establece los nexos de

unión entre dos ciencias del deporte: la biomecánica y la fisioterapia. Este estudio puramente biomecánico deportivo, nacido de las inquietudes biomecánicas del equipo de fisioterapeutas del CAR y desarrollado por el departamento de biomecánica, no pretende estudiar las causas clínicas de la lesión del tibial anterior, sino la contribución especial que este músculo aporta a la marcha atlética.

MÉTODOS

Participaron en el estudio 2 marchadores de élite mundial. Ambos marcharon 4 veces: las dos primeras realizando marcha humana a velocidades bajas, y las dos segundas realizando marcha atlética a alta velocidad. Las velocidades de las cuatro repeticiones fueron elegidas por los marchadores y calculadas a partir del valor de tiempo adquirido con 2 células fotoeléctricas (Tag-Heuer) separadas 4.5 metros (Tabla 1).

Un estudio previo videográfico ha sido utilizado para la representación gráfica o simulación del gesto realizado por el sujeto 1. No se han obtenido datos cinemáticos ni dinámicos con este método, aunque sí se ha podido llevar a cabo la representación gráfica tridimensional del movimiento con él programa, de diseño propio, Compamm-Sport.

Se obtuvieron datos de la plataforma de fuerzas (Kistler) de las 4 repeticiones realizadas por los marchadores, al mismo tiempo que se les tomaba información electromiográfica de manera telemétrica (Noraxon) mediante electrodos supercutáneos. Para poder reconocer los datos obtenidos con la electromiografía, se colocó una cámara de 50 i/s, con el obturador a 1/250s, delante del monitor del ordenador del EMG, de esta manera, y conociendo el tiempo que transcurre entre fotogramas (0.02s), era posible reconocer en que momento exacto se producían las curvas.

	Sexo	Talla (m)	Peso (Kg)	Vel. (Km/h) M. Humana	Vel. (Km/h) M. Atlética
Sujeto 1	m	1,63	50	4.82	5.82
Sujeto 2	f	1,715	57	15.1	9.7

Tabla 1. *Características de los Sujetos de estudio.*

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las diferencias en la realización de la técnica son claras a la hora de comparar la marcha humana y la marcha atlética. Aún aumentando considerablemente la velocidad de la marcha humana, ésta no va a convertirse en una marcha igual a la deportiva, seguramente la primera se convertirá en una carrera antes de pasar por una técnica que se parezca a la marcha atlética. La marcha atlética tiene unas imposiciones reglamentarias que la obligan a modificar la naturalidad de la marcha humana, pero que le per-

miten al deportista la posibilidad de obtener velocidades superiores, sin que esta se convierta en carrera, a costa de un gasto superior de energía respecto a la carrera. Según Cairns, y cols. (1), a velocidades de 13 Km/h, el hecho de que se hayan obtenido de manera significativa momentos de fuerza medios superiores en la marcha atlética respecto a la carrera es indicativo de un gasto superior de energía en la realización de la técnica de marcha atlética. Cavagna y Franzetti, tal como nos indica Cairns (1), opinan que a velocidades superiores a 7 Km/h la marcha atlética es más eficiente que

la humana dado que el consumo de O_2 es superior en la segunda, posiblemente debido a una mayor actividad de acortamiento del músculo, y de un menor almacenamiento de energía mecánica en este.

Los requisitos más importantes que el reglamento de la marcha atlética impone son la obligatoriedad de mantener contacto constante con el suelo, lo que significa que debe haber un período de doble apoyo en cada ciclo, y la obligatoriedad de hacer pasar la pierna de soporte completamente extendida por la vertical del cuerpo. Existe un matiz a destacar en el reglamento de la marcha atlética, matiz que se ha incluido recientemente en el reglamento y que nos indica que para descalificar a un marchador el juez deberá ver «a simple vista» la infracción.

Varias publicaciones han estudiado las diferencias entre la marcha humana y la atlética, algunas desde el punto de vista de la cinemática y la dinámica, conjuntamente y por separado (1, 2, 3, 4), y otras incluyendo la electromiografía a sus estudios cinemáticos. Las diferencias más remarcables se hayan en la longitud de paso (1, 2, 3, 4), tiempos de fase de soporte y oscilación de la pierna (1, 2), desplazamientos angulares de las articulaciones de las extremidades inferiores (1), diferencias en cuanto a las fuerzas resultantes (1, 3, 4) y diferencias entre la actividad muscular de las dos marchas (2).

Cairns (1) establece que la marcha atlética obtiene una mayor longitud de paso gracias a varios factores (Fig. 1):

- una mayor flexión plantar del tobillo en el despegue de la pierna de apoyo, sumada a la vez a una mayor flexión dorsal del tobillo de la pierna oscilante en el momento de contacto con el suelo.

- el incremento de las fuerzas verticales, y postero-anteriores asociadas a la propulsión y al aumento de velocidad.

- la extensión de la cadera confirmando la significancia del aumento del desplazamiento angular de la cadera de flexión a extensión.

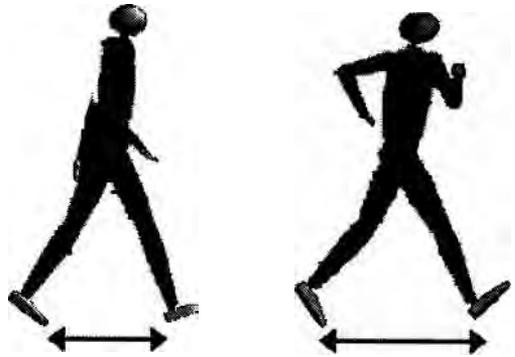


Fig. 1. *La longitud de paso de la marcha humana es menor que la de la marcha atlética.*

La longitud de paso y las características articulares que la posibilitan nos hacen intuir una participación muscular mayor para su obtención, a continuación se analizan las características diferenciales de los recorridos articulares de la extremidad inferior.

Respecto a estos recorridos articulares, queda confirmada la diferencia significativa en cuanto a la dorsiflexión del tobillo en el momento de contacto con el suelo. Ello nos hace prever que la activación del tibial anterior en este momento al igual que en el momento de despegue del pie del suelo va a ser superior en la marcha atlética que en la marcha humana, más adelante se comenta este aspecto.

Con respecto a la rodilla, en la marcha atlética a diferencia de la marcha humana, casi no existe flexión de esta en la primera fase de contacto con el suelo (2), eso sí en la fase media del apoyo en la marcha atlética la rodilla se haya totalmente extendida (2), e incluso significativamente hiperextendida (1).

El recorrido articular de la cadera, muy característico de los marchadores, tiene tres planos de acción: el primero del que ya se ha hecho mención en cuanto al aporte del aumento de la velocidad del centro de masas, que nos describe la acción de flexión-extensión de la cadera, función que también cumple el segundo, en el plano transversal, que nos describe la rotación de la cadera para avanzarla, y el tercero cuya rotación se produce en el plano frontal y cuya función es la de evitar que ese centro de masas ascienda demasiado.

En la simulación realizada en el departamento de biomecánica del CAR pueden observarse las diferencias existentes en las tres articulaciones mencionadas: en las figuras se representa en la derecha la acción realizada en marcha atlética, y en la izquierda la marcha humana (Fig. 2). La primera es la articulación del tobillo, donde se aprecia una dorsiflexión más acentuada en la marcha atlética en el momento anterior al contacto del pie con el suelo.

La segunda representa la articulación de la rodilla, observemos la hiperextensión de la misma en la derecha en el momento de soporte vertical en el apoyo simple.

La tercera representa en el plano frontal la rotación de la cadera que contribuye al descenso del centro de masas.

Con respecto a la función de descenso del centro de masas hay que subrayar este hecho diferencial, el centro de masas de la marcha humana tiene su punto más elevado en la fase de apoyo simple, y el punto más bajo en la fase de doble apoyo, con la marcha atlética ocurre lo mismo aunque el descenso de la cadera, sumado el descenso de las extremidades superiores suavizará la elevación de este centro de masas en la fase de apoyo simple. De la misma manera, en la fase de doble apoyo, el marchador elevará los brazos notablemente para elevar su centro de masas.

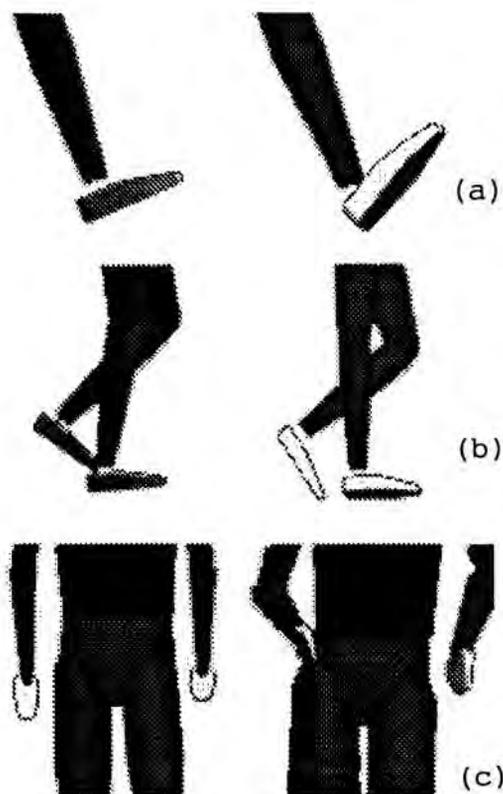


Fig. 2. Simulación gráfica tridimensional de las diferencias entre el tobillo (a) la rodilla (b), y la cadera (c), en la marcha humana (izda.) y la marcha atlética (dcha.).

Confirmemos en la simulación o visualización del movimiento este menor recorrido vertical del centro de masas. A altas velocidades ello va a ser de alta ayuda para rentabilizar un esfuerzo que va a durar más de dos horas de dura actividad (Fig. 5).

Respecto a los tiempos de soporte y oscilación de la pierna, se establecen también diferencias (Tabla 2): así como la fase de soporte y oscilación en porcentajes ocupan entre un 55% y 62%, y entre un 45% y 38% respectivamente en la marcha humana, en la marcha atlética ambas fases se igualan a un 50% (1, 2). Ello significa que existe un descenso del tiempo de contacto con el suelo y por tanto un aumento de la cadencia confirmada por

Marcha Humana

		soporte	% oscilación	Tiempo total (s)
Sujeto 1	Repetición 1	63%	37%	1,14
	Repetición 2	63%	37%	1,12
Sujeto 2	Repetición 1	60%	40%	0,96
	Repetición 2	60%	40%	0,96
	Cairns	62%	38%	-
	Murray	55%	45%	-

Marcha Atlética

		soporte	% oscilación	Tiempo total (s)
Sujeto 1	Repetición 1	47%	53%	0,6
	Repetición 2	43%	57%	0,56
Sujeto 2	Repetición 1	53%	47%	0,72
	Repetición 2	50%	50%	0,64
	Cairns	50%	50%	-
	Murray	50%	50%	-

Tabla 2. *Tiempos de soporte y oscilación de la pierna derecha en 1 ciclo en %.*

Murray, y cols. (2), hecho que contribuirá muy notablemente al aumento de la velocidad.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio confirman los datos aportados por Murray y Cairns puesto que los porcentajes de soporte y oscilación se sitúan en un 61.5% y un 38.5% respectivamente en relación a la marcha humana, y en un 48.25% y un 51.75% respectivamente para la marcha atlética. Curiosamente los valores obtenidos en la marcha atlética son ligeramente distintos a los descritos en la literatura, ello puede ser por causa del poco elevado número de sujetos de estudio, o debido a que la categoría de los mismos los hace sujetos de estudio especiales. Puede deducirse de este menor tiempo de contacto, analizando la Tabla 2, que el Sujeto 1 estuvo por unas

centésimas de segundo en el aire, ello es debido a que a velocidades muy altas resulta imposible mantener el contacto constante con el suelo, dependiendo esta capacidad de la técnica de cada marchador.

Lo que si puede intuirse a partir de los datos que confirman un menor tiempo de contacto, es que la actividad muscular debe ser muy distinta a la que se genera con la marcha humana. En concreto y en relación al tibial anterior, estos datos no demuestran evidentemente su contribución al avance, aunque si invitan a pensar que, como veremos en el análisis electromiográfico el tibial anterior participa activamente en el desarrollo de la técnica en cuestión.

En cuanto a las fuerzas producidas por la marcha humana con respecto a la

marcha atlética se establecen también diferencias notables (Fig. 3). Hablar de la diferencia del valor de estas fuerzas sería un tanto obvio, al igual que hablar de la diferencia de velocidades obtenidas por las dos técnicas, por tanto es más oportuno hablar de las características de estas curvas, y de su lectura. Con respecto a las fuerzas vertical y postero-anterior (Tabla 3), como se ha dicho anteriormente, éstas contribuyen de una manera más significativa, al aumento de la propulsión y por tanto al aumento de la longitud de zancada y la velocidad. La fuerza postero-anterior puede indicarnos cuando la fuerza vertical está actuando de manera resis-

tida, y cuando de manera propulsiva. Los valores positivos de esta fuerza nos indicarán pues que los valores iniciales de la curva de la fuerza vertical, correspondientes al momento de contacto con el suelo, actúan de forma resistida, es decir, para amortiguar la caída de la pierna que contacta con el suelo. El tiempo que tarda en invertirse el signo de la curva antero-posterior nos indicará el tiempo que tarda el deportista en iniciar en realidad la propulsión. En la marcha humana esto ocurre más allá del 50% del tiempo que ese pie va a estar en contacto con el suelo, en cambio en la marcha atlética ello ocurrirá sobre el 43% del tiempo, o antes (1).

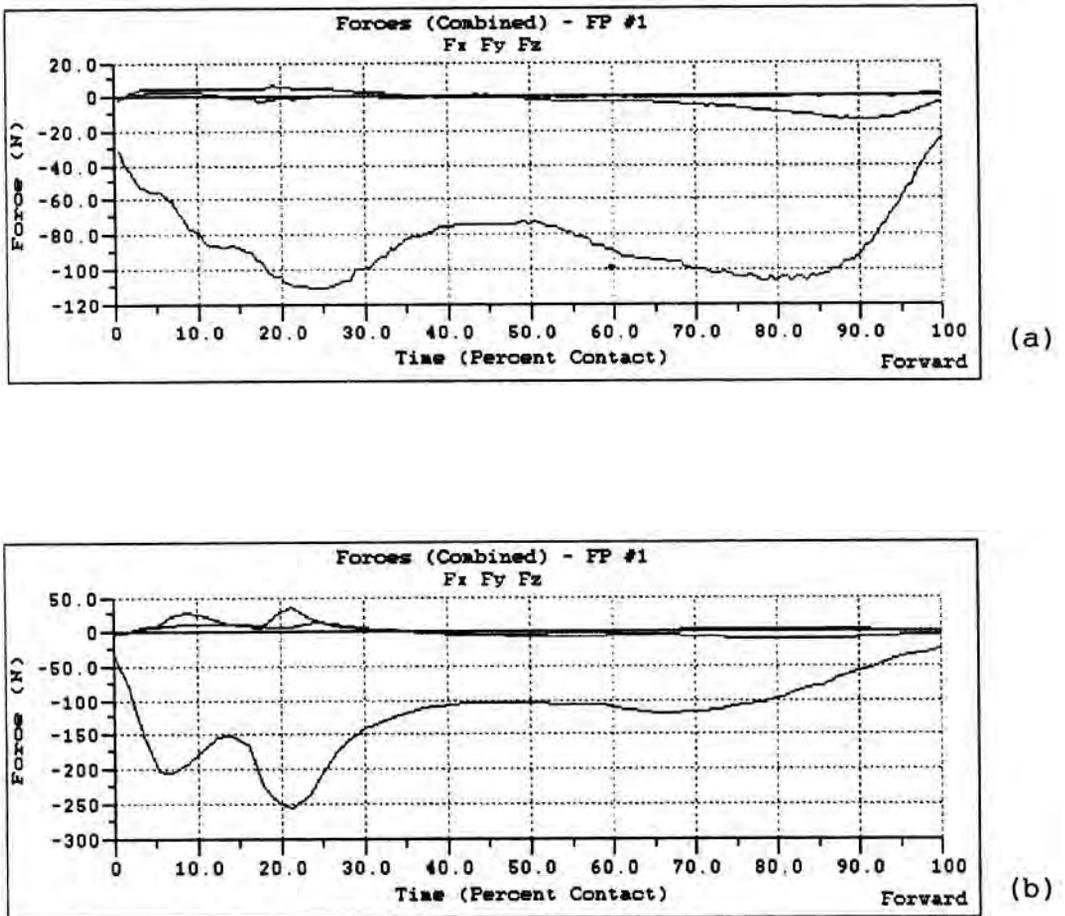


Fig. 3. Descomposición de fuerzas en la marcha humana (a) y en la marcha atlética (b).

a)	Cairns	43%
	CAR	42.9%
b)	Cairns	60%
	CAR	61.9%

Tabla 3. a) *Inversión de fuerza postero-anterior en % del tiempo*, b) *Estabilización de fuerza lateral en % del tiempo*.

Referente a estos valores solo podemos corroborar los datos de Cairns en lo que concierne a la marcha atlética ya que el valor obtenido en nuestro estudio es de justamente el 42.9%. Este es pues, el valor medio del tiempo obtenido en el cual se inicia la impulsión de nuestros marchadores. Uno de ellos obtuvo un 37.5% del tiempo en el que se inicia la propulsión mientras que el otro la iniciaba a partir del 44.5%. La velocidad máxima obtenida en el test por el primer sujeto, tal y como se ve en la tabla (1), fue de 15.28 Km/h, mientras que la del segundo sujeto fue de 10.33 Km/h, ambos valores obtenidos con la marcha atlética.

También aquí puede encontrarse un motivo que nos haga pensar que el tibial anterior está contribuyendo de manera distinta a la marcha humana al avanzar el centro de masas. La acción del tibial anterior en esta fase de apoyo del pie no ha sido descrita en la marcha atlética.

Por otro lado la fuerza lateral (Tabla 3) también tiene una característica diferencial. Así como en la marcha humana nos indica los posibles desequilibrios y ajustes que se producen de manera lateral, en la marcha atlética es importante por lo que nos indica la posibilidad de la existencia de un desajuste demasiado importante a la hora de recibir la fuerza ejercida dentro del momento creado por la rotación de la cadera. Normalmente el área descrita por esta curva es supe-

rior a la de la marcha humana, produciéndose lo que consideramos compensación al 60%, del tiempo transcurrido (1). Esta fuerza nos indica la fase de deceleración de la caída de la cadera y extremidades, y la preparación para el siguiente paso.

En nuestro estudio se hace difícil diferenciar una fase especial de compensación referente a esta caída de la cadera y extremidades superiores. Podemos observar, eso sí, que existe una fase en que lateralmente se estabiliza la fuerza después de haber oscilado de positivo a negativo la curva. Ese momento ha sido calculado y se confirma que sucede a un 61.9% de iniciado el paso.

Con respecto a este dato podemos decir que si bien antes mencionábamos la posible contribución del tibial anterior en la propulsión del paso, ahora podemos cuestionarnos si en realidad el tibial no podría estar contribuyendo a la estabilización de las fuerzas laterales producidas en el paso. Veremos después unas teorías que podrían confirmar esta acción, aunque dichas teorías nos hablan de la marcha humana.

Para concluir este apartado debemos mencionar la característica especial del marchador cuyas curvas de fuerzas se representan en la Figura (3b). Observemos la característica del doble pico descrito por la curva que representa la fuerza vertical. Podríamos explicar estos picos como el resultado del primer contacto de la zapatilla con el suelo, el primero, y como resultado de la caída de la cadera y miembros superiores, el segundo. Presentamos aquí estas curvas puesto que sorprenden por su singularidad.

Por último, hay que hacer mención de las características diferenciales de la activación muscular, en concreto de la activación del tibial anterior en las dos marchas de estudio (Fig. 4).

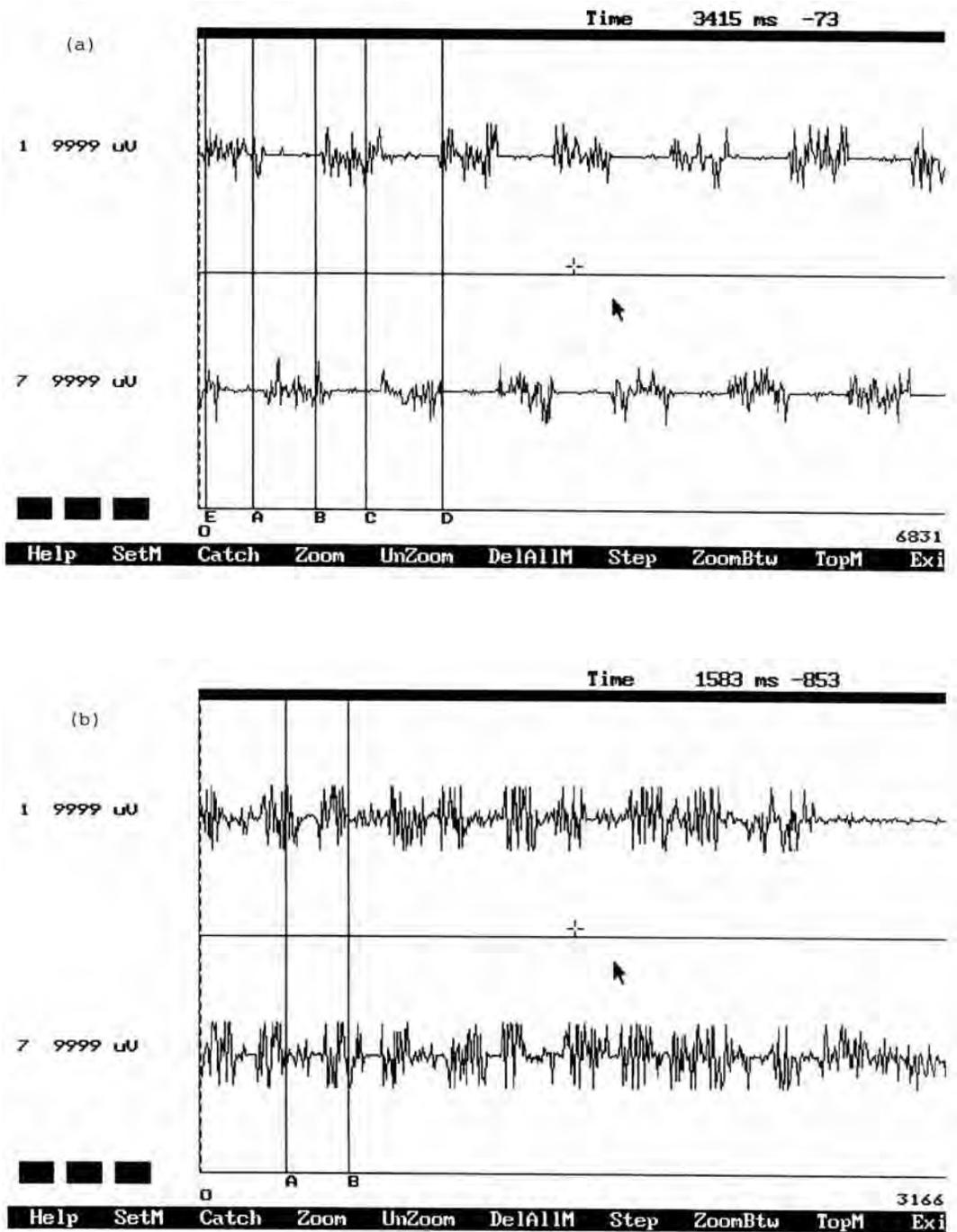


Fig. 4. Representación gráfica de la actividad eléctrica del tibial anterior. (a) A, C, contactos pie izquierdo, B, contacto pie derecho (b) A, Contacto pie derecho, B, contacto pie izquierdo.

Kameyama, y cols. (5) describen la existencia de 2 picos en la acción del tibial anterior en la marcha humana: el primero produciéndose 30 mseg. antes del despegue del talón, para prepararlo para despegar, el segundo produciéndose 60 mseg. antes del contacto del pie con el suelo y cuya función sería la de preparar el impacto y prevenir la caída precipitada de la punta del pie contra el mismo. Los datos presentados en la literatura se corroboran con los obtenidos en nuestro estudio: el doble pico aparece en la mayoría de activaciones de los dos sujetos, aunque no coinciden en el tiempo con la bibliografía. En la fase aérea del pie, Dubo & Basmajian (5) tal como dice Kameyama opinan que una característica esencial de la marcha humana con respecto al tibial anterior es el «silencio eléctrico del tiempo medio de la fase aérea», Kameyama no se muestra muy de acuerdo con esta teoría. En nuestro estudio, tal y como se ve en la Figura (4), no podemos confirmar esta teoría y creemos, al igual que Kameyama, que sí existe activación en dicha fase aérea, seguramente debido a la necesidad de salvar el obstáculo que significa el suelo.

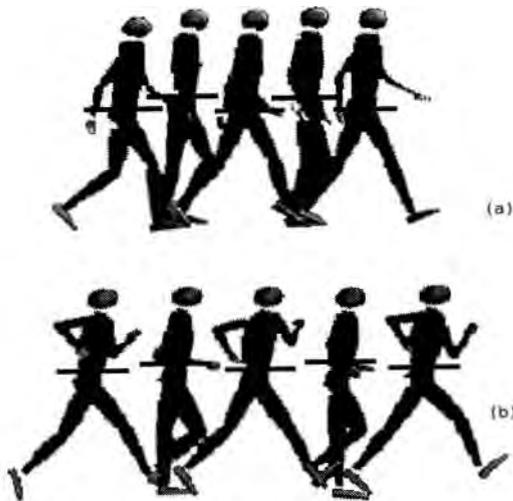


Fig. 5. Oscilación del Centro de masas en la marcha humana (a), y en la marcha atlética (b).

Sheffield, y cols. y Mochizuki, y cols. según Kameyama describen que en la marcha humana existe activación también en la fase de apoyo, argumentando la función de estabilizador del tibial anterior cuando el tobillo está ejerciendo fuerza contra el suelo: creemos que dado que la función del tibial anterior es la de contribuir a la flexión dorsal del pie, si este está ejerciendo una fuerza contra el suelo, el tibial anterior puede contribuir de alguna manera al avance del centro de masas actuando de la misma manera pero ahora tendiendo a aproximar la pierna hacia el pie. Evidentemente no actuaría como músculo principal, si bien al menos, de manera agonista contribuiría tan solo al avance del sujeto. Kameyama no corrobora esta idea, al menos en la marcha humana. En nuestro caso, no aparece esta actividad del tibial anterior en ninguno de los dos sujetos en la marcha humana, aunque al hablar de la marcha atlética parece que cierta actividad sí aparece.

Los picos de la marcha humana desaparecen como tales, debiéndose ahora de hablar de áreas de actividad puesto que parece que la actividad eléctrica es bastante más alta. De una manera constante se produce actividad marcadamente unos 30 mseg. antes del despegue del pie, y unos 120 mseg. antes del contacto del mismo pie con el suelo. Curiosamente en esta fase aérea sí existe una tendencia al «silencio eléctrico» mencionado anteriormente, aunque en realidad el tibial no deja de estar activado casi constantemente. Por otro lado la brusca caída del nivel de activación justo un instante después del contacto con el suelo solo viene justificada por el hecho de que al marchador le interesa que no haya frenado excesivo del avance de su centro de masas, la actividad, sin embargo, no cesa a diferencia de la marcha humana.

La constante y dura actividad del tibial anterior podría justificar que una

mala preparación de este músculo favorecería la aparición de lesiones normalmente de tipo tendinoso, y a nivel de la inserción, al requerir de él un sobre esfuerzo en una función que no sería la suya principal. Esta función podría ser como ya se ha comentado la de propulsión en una fase media del contacto del pie con el suelo, o la que parece más probable que sería la de estabilizar la marcha.

Los objetivos de este estudio parecen haber sido cumplidos al haberse podido llevar a cabo un trabajo comparativo de las características diferenciales de la marcha humana y la marcha atlética, y al haberse podido profundizar en él sobre un tema muy específico de interés sobre todo para entrenadores y marchadores como es el tema del tibial anterior. La investigación en esta línea es la oportuna aunque debe profundizarse mucho más en el tema, pero la aplicabilidad de estas técnicas para proceder al entendimiento más minucioso de lo que pasa con nuestros deportistas, queda demostrada.

BIBLIOGRAFÍA

1. CAIRNS, M. A.; BURDETT, R. G.; PISCIOTTA, J. C.; and SIMON, S. R.:

A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise (Indianapolis)*. 18 (4) Aug. 1986, 446-453.

2. MURRAY, M. P.; GUTEN, G. N.; MOLLINGER, L.A.; and GARDNER, G.M.: Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *American Journal of Sports Medicine*. 11 (2), Mar./Apr. 1983, 68-74.

3. MARCHETTI, M.; CAPPOZZO, A.; FIGURA, F.; and FELICI, F.: From walking to race walking. *Sportorvosizemle/Hungarian Review of Sports Medicine*. 23 (3), 1982, 177-183.

4. PAYNE, A. H.: A comparison of the ground reaction forces in race walking with those in normal walking and running. In *Asmussen, E. and Jorgensen, K. (ed.), Biomechanics VI, Baltimore, Md., University Park Press*. 1978, 293-302.

5. KAMEYAMA, O.; OGAWA, R.; OKAMOTO, T.; and KUMAMOTO, M.: Electric discharge patterns of ankle muscles during the normal gait cycle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation (Chicago, Ill.)*. 71 (12), Nov. 1990, 969-974.