

El pie en la carrera: fase de apoyo

ANTONIO TURMO GARUZ

Unitat Assistencial.
Centre d'Alt Rendiment.
Sant Cugat del Vallès.
Consorci Sanitari de Terrassa

CORRESPONDENCIA:

A. Turmo Garuz
Centre d'Alt Rendiment
Avda. Alcalde Barnils s/n
Sant Cugat del Vallés
(08190)
Tel.: 93 589 15 72
e-mail: turmo@car.edu

APUNTS. MEDICINA DE L'ESPORT. 2000; 132: 31-38

RESUMEN: En la carrera y, en general, en las actividades que implican la extremidad inferior como cadena cinética cerrada, tiene especial interés el estudio de la fase de apoyo ya que las fuerzas generadas en el impacto pueden tener influencia negativa sobre el aparato locomotor. Dichas fuerzas dependen, en gran medida, de la adaptabilidad del individuo, de su patrón cinemático y, probablemente, del morfotipo individual. La medida de las fuerzas de reacción del suelo, de la tasa de carga y la posibilidad de modificar dichas fuerzas es un factor importante, por su reconocida capacidad lesiva, en la valoración funcional de la carrera.

En el presente trabajo se realiza un análisis de apoyos en las condiciones de marcha (deambulación natural), carrera y *sprint* (al 50% y al 80% de la velocidad máxima de desplazamiento respectivamente). Los resultados indican una disminución progresiva del tiempo de apoyo al aumentar la velocidad de desplazamiento. Asimismo, la FrAP es un parámetro que parece discriminar la condición de *sprint*. Las fuerzas de reacción horizontales (FrAP y FrML) quizá pueden verse afectadas por la aplicación de ortesis correctoras.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica. Fase de apoyo. Carrera. Sprint.

SUMMARY: As well as the running and all the activities which implicate the lower extremity as closed kinetic chain, has a special interest studying of support phase, because the strength generates by the impact could have a negative influence in the locomotion's system. Those strengths depend on the subject's adaptability, on their kinetic pattern and, probably on their individual morfotipe. The reaction strength length the charge level and the possibility of modification those strengths parameters is an important factor in the functional valuation of the running.

This study do an analysis of support at the natural walk conditions, and running and sprint (in 50% and 80% to the movement maximum speed) The results indicate a progressive regressed of support time by increasing the movement speed. Also FrAP is a parameter that seems to discriminate the sprint condition. Perhaps horizontal reaction strengths (FrAP and FrML) can be affected by the ortesis corrector's applications.

KEY WORDS: Biomechanical. Support Phase. Running. Sprint.

INTRODUCCION

El apoyo es la fase de la carrera en la que el pie toma contacto con el suelo tras la fase de vuelo de la extremidad objeto de estudio. Corresponde al intervalo necesario para reducir la velocidad vertical del centro de masas hasta cero durante el contacto con el suelo²⁴ y por tanto la velocidad angular de los segmentos estudiados. En la práctica experimental del análisis del movimiento por imágenes, puede definirse como la fase en que se observa un cambio de signo de la velocidad angular de los segmentos implicados en el movimiento.¹⁸

Entre el antepie y el retropie existe una movilidad variable y medible mediante el denominado ángulo de torsión³² que depende, fundamentalmente, de la articulación mediotarsiana o de Chopart.^{8,22} y que está en función del tipo de apoyo. La morfología del pie y del resto de la extremidad inferior debe jugar, asimismo, un papel importante, aunque hasta el momento no se han establecido relaciones claras.

Evaluar la relación entre técnica y fuerzas de reacción en el apoyo es identificar las situaciones que minimizan el estrés del sistema musculoesquelético. Ello supone analizar el papel de cada uno de los segmentos móviles y las cargas implicadas en el proceso.¹¹ En el apoyo se observan dos grandes patrones diferenciados:^{4,34,37} el primero se caracteriza por una posición del tobillo en flexión plantar en el momento del contacto con el suelo, el cual se realiza a través del antepie con posterior apoyo de talón o sin él, hablaríamos entonces de un aterrizaje más activo. En el segundo, en el momento del contacto, el tobillo está en posición neutra o en dorsiflexión por lo que el contacto se realiza con la planta del pie.

Parece claro que la aplicación repetitiva de grandes fuerzas de reacción del suelo colocan a la extremidad inferior en una situación de mayor riesgo de lesión de ligamentos, de degeneración de cartilago articular, de osteoartritis o alteraciones musculotendinosas crónicas.^{9,31,38} Dicho riesgo puede ser mayor si existe una amortiguación insuficiente de la velocidad de carga y de la carga absoluta producida por las fuerzas de reacción del suelo. Puesto que las fuerzas producidas por el impacto tienen una influencia negativa sobre el sistema musculoesquelético, sus magnitudes deben ser estudiadas y, si es posible, reducidas para evitar su potencial capacidad lesiva.^{5,26}

CONSIDERACIONES FUNCIONALES:

ESTRUCTURA Y FUNCION

La pierna y el pie deben ser considerados como cadena cinemática de tipo espacial en la que los ejes de rotación no son paralelos.¹³ El análisis del comportamiento cinemático de la extremidad inferior requiere su diferenciación en segmentos rígidos y móviles: muslo, pierna y pie; en el caso particular

del pie deben diferenciarse, como mínimo, dos segmentos más que representan el antepie y el retropie, unidos a través de las articulaciones mediotarsiana y tarsometatarsiana.¹²

Durante el apoyo en la marcha se producen movimientos de rotación de la extremidad inferior.¹⁴ La rotación tiene lugar en la cadera, especialmente cuando la rodilla está en extensión, en la rodilla cuando está flexionada y en el pie cuando actúa como cadena cinética cerrada en adaptación a las irregularidades del terreno o a movimientos extremos de gestos deportivos. Parece lógico pensar que esta misma estructura del movimiento se mantiene en la realización de cualquier gesto que implique el apoyo en carga del pie. Estos movimientos se acompañan de elevación del arco medial del pie y basculación medial del calcáneo que le sitúa en posición de varo. La articulación mediotarsiana⁷ donde escafoides y cuboides actúan como una unidad funcional por tener una unión virtualmente rígida y la tarso metatarsiana del 1^{er} radio son elementos importantes de las adaptaciones citadas. En la rotación interna de la pierna ocurren los fenómenos inversos.

Clásicamente se define la flexión plantar-flexión dorsal como el movimiento que tiene lugar alrededor de un eje transversal, la abducción-adducción como el que se da alrededor de un eje vertical y la inversión-eversión como el movimiento alrededor de un eje longitudinal del pie.⁴⁰ La terminología funcional utilizada está en concordancia con el método *International Sagittal, Frontal, Transverse, Rotation* :

La pronación y la supinación* son términos que describen movimientos complejos del pie, que resultan de la combinación de movimientos más sencillos.** Así la supinación es una combinación de flexión plantar, adducción e inversión y la pronación de flexión dorsal, abducción e eversión.

Existe una relación entre el arco interno del pie y la posición del tarso y del antepie, más específicamente del 1^{er} radio (Tabla 1). Hicks (1954) introduce el concepto de torsión del antepie con respecto al retropie, construyendo un modelo mecánico simplificado y modificado por Mann (1986a) (Fig. 1). Esta relación posibilita la transferencia de carga del arco medial al borde lateral del pie*** y al revés.¹⁵ El estudio cinemático durante la marcha humana demuestra los movimientos rotacionales de la pierna (Fig. 2).

* En la literatura, los términos inversión y eversión, a menudo, son usados como sinónimos de supinación y pronación respectivamente.

** Otros autores, solo consideran los movimientos de pronosupinación cuando el pie está apoyado. Hay que tener en cuenta que la cadena cinética cerrada no permite movimientos libres de adducción-abducción del pie, y que sus equivalentes se obtienen mediante la rotación de la pierna estando el pie fijo en apoyo.

*** Los conceptos aceptados de manera universal son arco medial y borde lateral del pie. Hay autores que consideran también el de bóveda plantar y arco externo.

Tabla I Movimientos de torsión del pie (esquema de Hicks).

Pie en apoyo	Art. Sub.	Art. Medtars.	1 ^{er} radio	5 ^o radio
Arco interno	Sup.	Sup.	Flex (pron)	Ext (pron)
Elevación	Add Flex	Inv		(pron antepie)
Arco interno	Pron	Pron	Ext (sup)	Flex (pron)
Descenso	Abd Ext	Ever		(sup antepie)

Figura I Modelo mecánico que representa las líneas articulares del pie (De Mann, 1986).

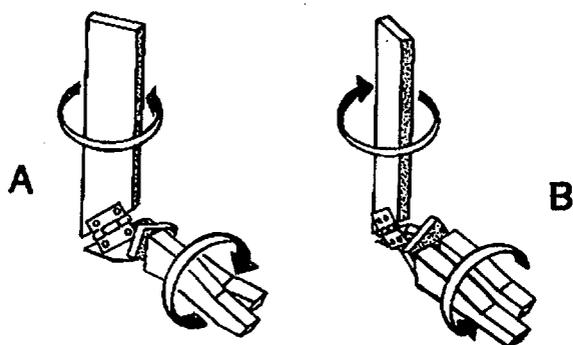
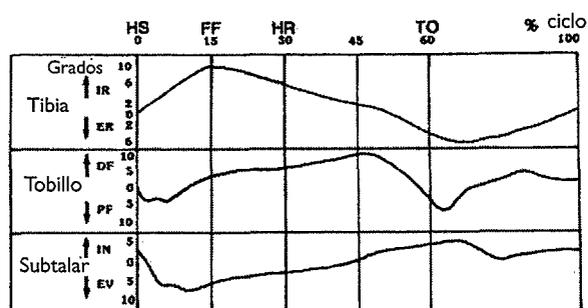


Figura II Relación de rotación de la pierna y el pie. HS: contacto de talón. FF: apoyo de mediopie. HR: elevación de talón. TO: despegue de los dedos. (De Serraphian, 1983).



El aumento de tensión de la fascia plantar da lugar a la flexión de las articulaciones mediotarsiana y tarsometatarsiana y a la elevación del arco interno que actúa como resorte en las situaciones de carga.^{16,36}

La principal resistencia contra el aplanamiento del pie en apoyo estática es el aparato ligamentoso. Tanto los músculos intrínsecos del pie como el tibial anterior y los peroneos son inactivos durante el apoyo estático.² Si existe actividad eléctrica muscular importante, sin embargo, durante el apoyo está-

tico sobre la cabeza de los metatarsianos y los dedos y durante la elevación del talón. La musculatura intrínseca constituye una unidad funcional que actúa de manera sincrónica (Fig. 3). Su actividad eléctrica corresponde con la progresiva supinación del pie durante la marcha. Existe una relación anatómico-funcional entre la musculatura intrínseca, la articulación subastragalina y la mediotarsiana durante el apoyo monopodal y la propulsión en la marcha.¹⁹ En el pie hiperpronado (pie valgo) se precisa mayor actividad de la musculatura intrínseca para la estabilización del pie. Es más, la posición del eje de la articulación subastragalina que tiene una amplia variabilidad, con rangos de hasta 44° en el plano sagital (Fig. 4) y de 48° en el plano horizontal,¹⁴ influye en la actividad del músculo tibial anterior, peroneos, tibial posterior, extensor propio del pulgar y extensor común de los dedos.¹

Figura III Actividad eléctrica muscular durante la marcha. A nivel de musculatura intrínseca se observa actividad sincrónica. De Tylkowski, 1990.

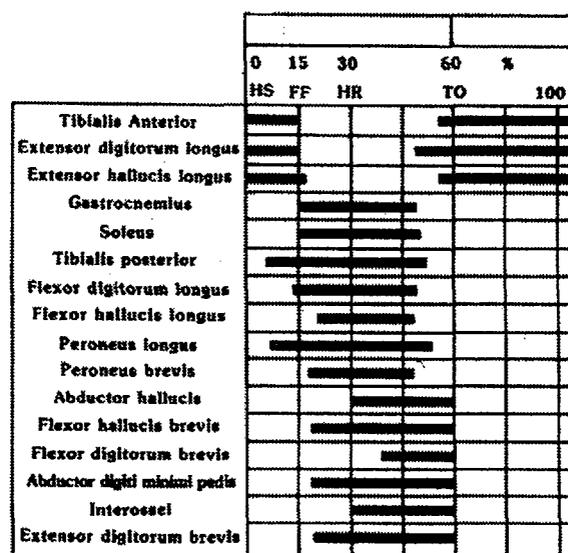
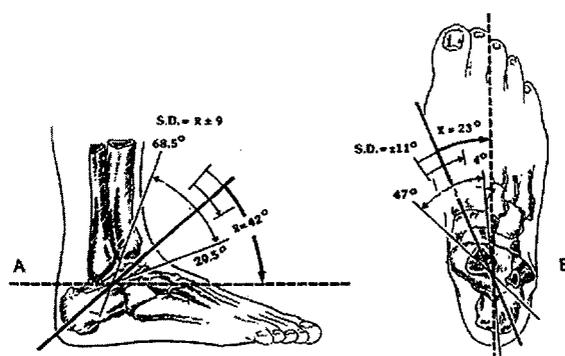


Figura IV Eje de la articulación subastragalina, rangos de orientación normal. De Inman, 1976.



SECUENCIA DEL APOYO

El primer fenómeno cinemático asociado con la absorción de la energía del choque en el aterrizaje es la movilidad articular permitida por el alargamiento de los músculos de la extremidad inferior en tensión.³¹ En el aterrizaje del salto, el movimiento articular se inicia distalmente con movimientos relativo entre antepie y retropie y dorsiflexión del tobillo, seguido de flexión de la rodilla, cuya magnitud, en el momento del contacto, se correlaciona con la magnitud del impacto,³³ y finalmente flexión de la cadera y el tronco.

El mediopie actuará, pues, como primer factor absorbente de la energía (amortiguación) del impacto en el aterrizaje, aunque se conozca poco dicha función de transmisión. Función amortiguadora que queda ocasionalmente reducida por el efecto de la utilización de calzado poco apropiado. La flexibilidad del tobillo y su capacidad de dorsiflexión se correlaciona con los registros de fuerza de reacción vertical en el apoyo.³⁵

En el apoyo con el antepie, inicialmente, el contacto con el suelo se produce con el 1^{er} dedo del pie, seguido del lado medial del antepie, registrándose el mayor la mayor magnitud de carga durante el apoyo de la cabeza del 1^{er} y 2^o metatarsianos con respecto a la región lateral del antepie.¹⁰

Los cambios en el patrón de actividad muscular producidos mediante preactivación durante la fase de vuelo, es decir, mediante anticipación al aterrizaje, producen también una reducción de las fuerzas de reacción del suelo.⁶

El patrón cinemático de los segmentos de la extremidad inferior en su conjunto está en función del *morfotipo del individuo*,^{23, 29} de su nivel técnico, y de la especialidad deportiva, los gimnastas deben realizar el aterrizaje sin una movilidad articular excesiva.²⁴ La actitud global es de flexión progresiva iniciada distalmente y tiene una relación directa con la duración de esta fase, de manera que un menor movimiento articular disminuirá la duración del apoyo y el impacto contra el suelo se distribuirá sobre un período de tiempo menor. Sin embargo, la tendencia natural en individuos no entrenados y no sujetos a preceptos técnicos (gimnastas), es incrementar el período de tiempo sobre el que se distribuyen las cargas en el aterrizaje aumentando el movimiento articular en tobillo, rodilla y cadera.²⁴

CONCEPTOS METODOLÓGICOS

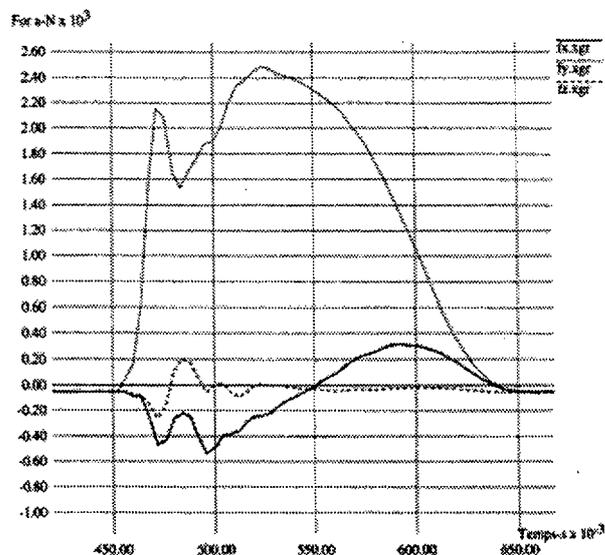
Las fuerzas de reacción son medibles, así como sus componentes en relación con los tres ejes del espacio, mediante instrumentación especial. Las mediciones del presente estudio se han realizado con plataforma de fuerzas Kistler tipo 2812 a frecuencias superiores de 500 Hz y colocada bajo superficie de

tartam. Su colocación permite la realización de carreras de más de 30 m. Clásicamente el impacto se cuantifica midiendo la fuerza de reacción del suelo y la velocidad de carga;^{5, 28} la latencia que existe entre el inicio de la carga y el del inicio de la actividad muscular dan valor a este segundo parámetro.⁴

De las tres componentes de la fuerza de reacción del suelo [vertical (F_rV), anteroposterior (F_rAP) y mediolateral (F_rML)] la fuerza de reacción vertical y la fuerza de reacción anteroposterior son de mayor magnitud y es a estas dos componentes a las que se confiere mayor capacidad lesiva (Fig. 5).

Figura V

Registro de curvas de reacción del suelo por plataforma de fuerzas F_rV : fuerza de reacción anteroposterior F_rML : fuerza de reacción medio lateral.



La influencia del patrón cinemático y del morfotipo en la secuencia de fenómenos durante el apoyo dificulta el análisis de los datos obtenidos mediante plataforma de fuerzas y la interpretación de los efectos de intervenciones realizadas sobre el sujeto explorado. De entre los parámetros utilizados en el análisis son de especial interés: 1) tiempo de contacto (t_c), 2) fuerza máxima en el impacto y en la fase activa (no se analiza en el presente trabajo), 3) tiempo del inicio del contacto hasta que F_rAP cambia de signo ($F_rAP=0$), y 4) tiempo hasta el pico de impacto (tF_rV). Son parámetros de precisión y repetitivos.²⁷

La velocidad de desplazamiento del sujeto es una variable oculta que es preciso controlar ya que influye de manera importante en los parámetros descritos. Se han seleccionado tres condiciones que corresponden a la marcha normal y natural del sujeto, la carrera y el sprint. Se considera carrera a la velocidad de desplazamiento al 50% de la máxima y sprint a la realizada al 80% según apreciación individual del deportista.

RESULTADOS Y DISCUSION

Tiempo de contacto

El tiempo de contacto disminuye a medida que aumentamos la velocidad del desplazamiento (Tabla 2). En las tres circunstancias medidas se observa una clara disminución del mismo entre la marcha normal, la carrera y el *sprint*, en el que su valor aproximado es de la sexta parte del primero con una reducción de la variabilidad en dicha circunstancia. Sus valores corresponden a una carrera a un ritmo de 5 m/s y a un *sprint* de 8 m/s^{25,20} y que corresponden, aproximadamente, al 50% y al 80% de la velocidad de desplazamiento máxima en una distancia de 100 m. Mann (1986b) describe tiempos de contacto máximos, para la condición de carrera y *sprint*, de 220 y 140 ms respectivamente. Los valores obtenidos están claramente por debajo de los referenciados. La repetitividad de los tiempos, especialmente en las condiciones de carrera y *sprint*, dan idea de la uniformidad de la velocidad de desplazamiento entre cada ensayo.

Fuerza de reacción antero-posterior

Analizando las condiciones descalzo (DES), calzado (CAL) y calzado con ortesis plantares (COP) el $F_{rAP}=0$ parece un parámetro discriminador en la situación de *sprint* (Tabla 3), no así en la de carrera en que las diferencias son menores. Los pocos datos de que se dispone en la condición DES son muy similares a la condición de CAL.

Se considera como fase de frenado o amortiguación la representada por el periodo desde el inicio hasta que F_{rAP} cambia de signo ($F_{rAP}=0$). Dicha fase es proporcionalmente menor en las condiciones de marcha y *sprint* (Tabla 4), dan-

Tabla II Tiempo de contacto.

Nº cont.	Marcha	Carrera	Sprint
1			125
2	746	180	128
3	746	180	125
4	729	186	128
5	771	222	130
6	602	185	137
7	686	194	138
8	764	198	133
9	777	190	121
10	735	198	122
11	625	204	129
12	657		130
13			137
14			134
Media	712,5	195,2	129,8
SD	60,8	12,5	5,5

Tabla III Tiempo de contacto hasta $F_{rAP}=0$ y porcentaje sobre el tiempo de apoyo total durante el *sprint* calzado y con ortesis.

Nº cont	CAL			COP		
	TA	FrAP0	%	TA	FrAP0	%
1	125	44	35,2	121	38	31,4
2	128	47	36,7	122	45	36,9
3	130	44	33,8	130	40	30,8
4	137	72	52,6	129	39	30,2
5	138	49	35,5	137	46	33,6
6	133	49	36,8	134	45	33,6
Med	131,8	50,8	38,4	128,8	42,2	32,7
SD	5,1	10,6	7,0	6,4	3,5	2,5

TA: tiempo total de apoyo. FrAP0: tiempo desde el inicio del contacto con el suelo hasta que F_{rAP} cambia de signo. %: porcentaje que representa FrAP0 respecto de TA.

do lugar a fases de propulsión relativamente más largas. En la marcha no existe la fase de vuelo y la inercia producida por el avance es menor, la necesidad de amortiguación será por tanto menor. En el *sprint*, aunque la inercia es mayor, el apoyo se realiza con el antepie y existe un patrón cinemático articular con un gran componente de trabajo muscular excéntrico que amortigua el impacto convirtiéndose la mayor parte del apoyo en fase de propulsión, se trata, pues, de un apoyo más activo. Como puede observarse en la tabla 3 la fase activa es mayor bajo la condición COP.

En conformidad con Nigg (1983b), durante la fase de impacto (primeros 50 milisegundos) de un individuo, las fuerzas de reacción horizontales (F_{rAP} y F_{rML}) presentan más irregularidades al cambiar de condición que en los diferentes ensayos dentro de una misma condición (Fig 6 y 7)

Fuerza de reacción medio lateral

Este parámetro es discriminativo entre corredores *talonadores*, corredores con apoyo inicial con el mediopie y corredores de antepie (*sprinters*).³ Parece que, junto con F_{rAP} más irregular en el segundo y tercer grupo, podría ser indicativa de la *inestabilidad* de tobillo ya que con el apoyo de mediopie o de antepie, el corredor fuerza al tobillo como amortiguador además de generador de energía.³⁹ En la carrera más lenta o en las que el apoyo es fundamentalmente talonador la amortiguación corre a cargo de la rodilla. Los resultados obtenidos en este estudio son congruentes con lo descrito anteriormente. En nuestro caso, además, parecen observarse áreas de curva mayores en las condiciones de utilización de ortesis plantares (COP). La rotación de la extremidad inferior durante el apoyo^{12,14,19} puede estar relacionada con este fenómeno. Probable-

Tabla IV Comparación de las fases de frenado durante la marcha, la carrera y el sprint.

N° cont	MAR			CAR			SPR		
	TA	FrAPO	%	TA	FrAPO	%	TA	FrAPO	%
1	746	233	31,2	180	80	44,4	125	44	35,2
2	746	230	30,8	168	71	42,3	128	47	36,7
3	764	272	35,6	222	88	39,6	130	44	33,8
4	729	165	22,6	185	88	47,6	138	49	35,5
5	771	214	27,8	190	83	43,7	133	49	36,8
6	777	215	27,7	194	86	44,3	121	38	31,4
7	735	207	28,2	198	85	42,9	122	45	36,9
8	602	160	26,6	198	91	46,0	129	39	30,2
9	686	235	34,3	204	89	43,6	130	40	30,8
10	625	190	30,4				137	46	33,6
11	657	200	30,4				134	45	33,6
Med	712,5	211	29,6	193,2	84,6	43,8	129,7	44,2	34,1
SD	60,8	32,3	3,6	15,3	6,1	2,2	5,6	3,8	2,4

Nota: MAR: marcha normal. CAR: carrera. SPR: Sprint.

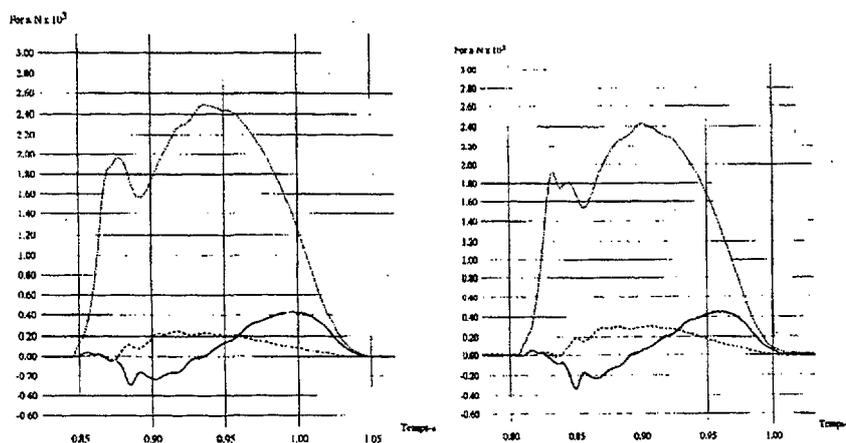
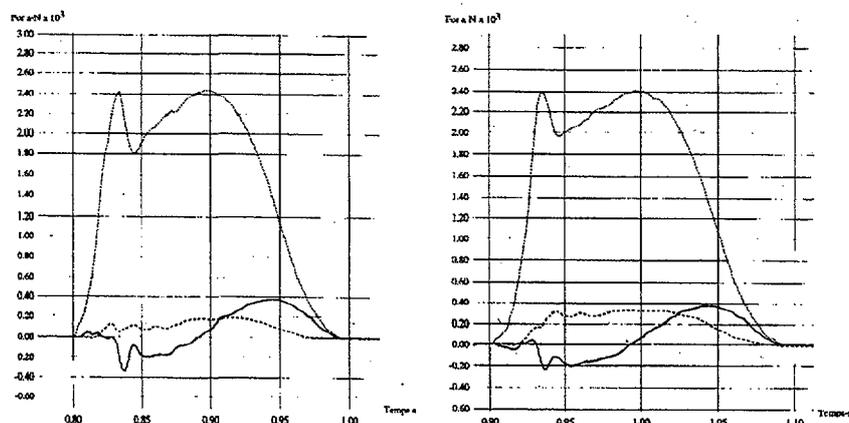
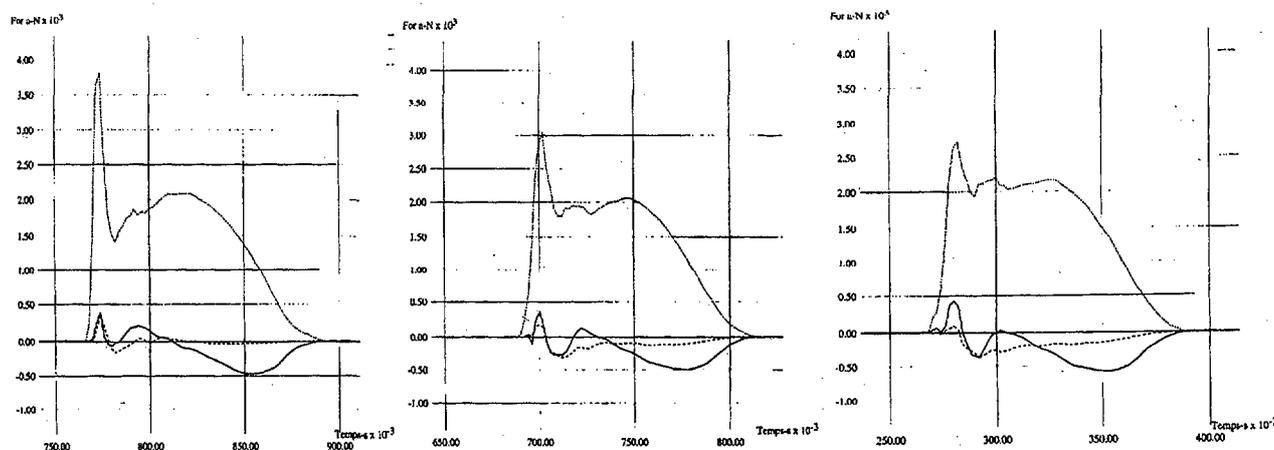
Figura VI Comparación de dos ensayos realizados bajo la misma condición (calzado). Nótese que las fuerzas de reacción horizontales presentan una morfología muy similar.**Figura VII** Ensayos realizados bajo dos condiciones diferentes: calzado (izquierda) y calzado con ortesis plantares (derecha). Se observa mayor variabilidad de las fuerzas de reacción horizontales, especialmente los primeros 50 milisegundos del apoyo.

Figura VIII

Comparación de tres ensayos a la velocidad de sprint bajo las condiciones: descalzo (izquierda), calzado (centro) y calzado con ortesis plantar (derecha). Las fuerzas de reacción horizontales aparecen con signo negativo en los gráficos. Nótese el incremento progresivo de la fuerza de reacción medio lateral (FrML).



mente las correcciones aplicadas actúan modificando dicha rotación durante el apoyo. Hay que remarcar que existe en la muestra un alto porcentaje de morfotipos no patológicos de antepié en supinación y que posiblemente la corrección sistemática, por otro lado frecuente y necesaria en muchos deportistas, da lugar a incrementos en las magnitudes de las fuerzas de reacción horizontales, principalmente de F_{rML} en la condición de carrera rápida (*sprint*). No se produce la misma respuesta durante la marcha normal.²⁹ En la figura 8 se observa como aumenta la supuesta inestabilidad del tobillo entre las condiciones de carrera, *sprint* y *sprint* COP.

Tiempo hasta FrV máxima

El parámetro tiempo desde el inicio del contacto hasta el *pico* de impacto de la F_rV aumenta progresivamente a medida que se interviene más en el sujeto. El periodo transcurrido hasta dicho *pico* es más corto en las condiciones de descalzo (DES) y calzado (CAL) durante el *sprint*; no existe un cambio tan aparente en la carrera. Parece que el calzado y las ortesis actúan como una amortiguación progresiva de la tasa de carga (velocidad de carga) durante el apoyo; la rigidez impuesta por algunos tipos de ortesis²⁹ por la simple disminución de la movilidad pueden dar lugar a un efecto contrario.

De igual manera, existe un decremento de los *picos* de F_rV a través de las mismas condiciones citadas, no así de las otras fuerzas de reacción.

CONCLUSIÓN

Es interesante el seleccionar los parámetros que permiten la discriminación de las diferentes situaciones de carga. Además de la F_rV máxima, que es el valor más comúnmente uti-

Tabla V

Tiempo desde el inicio del contacto hasta F_rV máxima en la carrera y en el *sprint*.

N° cont	CAR		SPR		
	CAL	COP	DES	CAL	COP
1	25,0	26,3	8,3	13,4	14,1
2	26,5	27,0	8,3	13,0	16,0
3	25,0	26,0	8,9	13,9	15,1
4	25,2	27,1	9,1	14,7	16,2
5	24,6	26,5	8,7	14,3	14,9
6	26,9	26,0	9,3	13,7	14,7
Media	25,5	26,5	8,8	13,8	15,2
sd	0,9	0,5	0,4	0,6	0,8

lizado, parece conveniente analizar específicamente, de manera cualitativa y cuantitativa, la F_rAP y ML , el tiempo de contacto y la pendiente de cada curva (velocidad de carga) con un número de casos que permitan una significación estadística para el establecimiento de criterios de precisión.

Bibliografía

- 1 AMBAGTSHEER, J.B.T. The function of the muscles of the lower leg in relation to movements of the tarsus: an experimental study in human subjects. *Acta Orthop. Scan.* 1978. Suppl.172:1-174.
- 2 BASMAJIAN, J.V. The role of muscles in the arch support of the foot. *J. Bone Joint Surg.* 1963. 45A:1184-1190.
- 3 CAVANAGH, P. Ground reaction forces in distance running. *J. Biomechanics* 1980. 13: 397-406.
- 4 CAVANAGH, P. The biomechanics of the tower extremity action in distance running. *Foot and Ankle.* 1987. 7(4):197-217.

- 5 CLARKE, T.E., FREDERICK, E.C., COOPER, L.B. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. In: *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. B.M. Nigg (Ed.). 1983. pp.25-33. (*)
- 6 DAWEL, A., KROPPE, P., WITTEKOPF, G. Die landephase des vertikalsprungs- betrachtet unter dem gesichtspunkt dem praevention von fehl-und ueberbelastungsschaeden des stuetz-und bewegungssystems. *Med. und Sport*. 1989. 29(2):50-52
- 7 ELFTMAN, H. The transverse tarsal joint and its control. *Clin. Orthop*. 1960. 16:41-45.
- 8 FRANKEL, V. Basic biomechanics of the skeletal system. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
- 9 FREDERICK, E.C., CLARKE, T.E., HAMIL, C.L. The effects of running shoe design on shock attenuation. In: *Sports shoes and playing surfaces*. E.C. Frederick (Ed.). Champaign. Human Kinetics. 1984. pp.190-198.
- 10 GROSS, T.S., BUNCH, R.P. Material moderation of plantar impact stress. *Med. Sci. Sports Exer*. 1989. 21(5):619-624.
- 11 GROSS, T.S., NELSON, R.C. The shock attenuation of the ankle during landing from a vertical jump. 1988. 20(5):506-514.
- 12 HICKS, J.H. The mechanics of the foot I. The joints. *J. Anat*. 1953. 87:345-357.
- 13 HUSON, A. La chaine cinematique fermee. *Bull. Assoc. Anat*. 1973. 57:887-894. Cited in Van Langelaan, E.J. *A kinematical analysis of the tarsal joints*. *Acta Orthop. Scand*. 1983. 54. Suppl. 204:1-27.
- 14 INMAN, V.T. The joints of the ankle. Baltimore: Williams & Wilkins. 1976.
- 15 JONES, R.L. The functional significance of the declination of the axis of the subtalar joint. *Anat. Rec*. 1945. 93:151-159.
- 16 KER, R.F. The spring in the arch of the human foot. *Nature*. 1987. 325:147-149
- 17 KOH, T.J., HAY, J.G. Landing leg motion and performance in the horizontal jumps I: the long jump. *Int. J. Sports Biomech*. 1990. 6:343-360.
- 18 KOH, T.J., HAY, J.G. Landing leg motion and performance in the horizontal jumps II: the triple jump. *Int. J. Sports Biomech*. 1990. 6:361-373
- 19 MANN, R.A. *Surgery of the foot*. St. Louis: CV Mosby, 1986.
- 20 MANN, R.A. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am. J. Sports Med*. 1986. 14(6): 501-510.
- 21 MANN, R.A. Biomechanics of running. In Nicholas *The lower extremity and the spine in the sport*. St. Louis: CV Mosby, 1995.
- 22 MANTER, J.T. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat. Rec*. 1941. 80:397-410.
- 23 MCCLAY I.S. Relation between foot placement and mediolateral ground reaction forces during running. *Clin. Biomech*. 1994. 9:117-123.
- 24 MCNITT-GRAY, J.L. The influence of impact speed on joint kinematics and impulse characteristics of drop landings. In: *Proceedings of the XIIth International Congress of Biomechanics*. Gregor et al. (Eds.). University of California. Los Angeles. 1989. Abst. 159.
- 25 MUNRO, C.F. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J. Biomechanics*, 20(2): 147-155. 1987.
- 26 NIGG, B.M. Methodological aspects of sports shoe and sport surface analysis. In *Biomechanics VIII-B*. Matsui et al. (Eds.) Champaign. IL: Human Kinetics. 1983. pp.1041-1052.
- 27 NIGG, B.M. Experimental techniques used in running shoe research. In: *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. B.M. Nigg (Ed.). 1983. p 27-61
- 28 NIGG, B.M. Quantifying the load on the human body: problems and some possible solutions. In *Biomechanics VII-B*. A. Morecki et al. (Eds.) Baltimore: University Park Press. 1981. pp.81-99.
- 29 PERRY, S.D. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clin. Biomech*. 1995. 10(5): 253-257.
- 30 RADIN, E.L. Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone. *Arthritis Rheum*. 1970. 13:139-144.
- 31 RADIN, E.L., ORR R.B., KELMAN, J.L., PAUL, I.L., ROSE, R.M. Effects of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *J. Biomech*. 1982. 15:487-492.
- 32 STACOFF, A. Torsional movements of the foot during landing. In: *Proceedings of the XIIth International Congress of Biomechanics*. Gregor et al. (Eds.). University of California. Los Angeles. 1989. Abst. 77.
- 33 STACOFF, A. Belastungen im volleyball bei der landung nach dem block. *Deutsch. Zeitsch. Sportmed*. 1987. 38(11):458-464.
- 34 STEELE, J.R. Biomechanics factors affecting performance in netball: implications for improving performance and injury reduction. *Sports Med*. 1990. 10(2):88-102.
- 35 STEELE, J.R. The mechanics of landing in netball. *New Zealand Sports Med*. 1988. 16(1):7-13.
- 36 THORDARSON, D.B. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin. Orthop. Rel. Res*. 1995. 316:165-172.
- 37 VALLANT, G.A. A study of landing from vertical jump: implications for the design of a basketball shoe. In: *Biomechanics IX-B*. D. Winter, (Ed.). Champaign, IL: Human Kinetics. 1985. pp.117-122.
- 38 VOLOSHIN, A.S. An in vivo evaluation of the leg's shock-absorbing capacity. In: *Biomechanics IX-B*. D. Winter (Ed.). Champaign. Human Kinetics. 1985. pp.112-116.
- 39 WINTER, D. Moments of force and mechanical power in jogging. *J. Biomechanics*, 1983. 16:91-97
- 40 WRIGHT, D.G. Action of the subtalar and ankle joint during the stance phase of walking. *J. Bone Joint Surg*. 1964. 46A:361-382. Cited in Hardy A.E. *Assessment of the movement*. *J. Bone Joint Surg*. 1987. 69B:838-839.