

El peu en carrera: fase de recolzament

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 Vallès
(08190)
Tel.: 93 589 15 72
e-mail: turmo@car.edu

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

RESUM: En la carrera i en general, en les activitats que impliquen l'extremitat inferior com cadena cinètica tancada, té especial interès l'estudi de la fase de recolzament ja que les forces generades en l'impacte poden tenir influència negativa sobre l'aparell locomotor. Les dites forces depenen, en gran part, de l'adaptabilitat de l'individu, del seu patró cinemàtic i, probablement, del morfotip individual. La mesura de les forces de reacció del sol, de la taxa de càrrega i la possibilitat de modificar les dites forces és un factor important, per la seva reconeguda capacitat lesiva, en la valoració funcional de la carrera.

En el present treball es realitza una anàlisi de recolzaments en les condicions de marxa (deambulació natural), carrera i *sprint* (al 50% y al 80% de la velocitat màxima de desplaçament respectivament). Els resultats indiquen una disminució progressiva del temps de recolzament a l'augmentar la velocitat de desplaçament. Així mateix, la FrAP és un paràmetre que sembla discriminar la condició de *sprint*. Les forces de reacció horitzontals (FrAP y FrML) potser poden afectar-se per l'aplicació de forces correctores.

PARAULES CLAU: Biomecànica. Fase de recolzament. 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*.

INTRODUCCIO

El recolzament és la fase de la carrera en què el peu pren contacte amb el terra després de la fase de vol de l'extremitat objecte d'estudi. Correspon a l'interval necessari per reduir la velocitat vertical del centre de masses fins a zero durant el contacte amb el terra²⁴ i per tant la velocitat angular dels segments estudiats. En la pràctica experimental de l'anàlisi del moviment per imatges, es pot definir com la fase en què s'observa un canvi de signe de la velocitat angular dels segments implicats en el moviment.¹⁸

Entre l'avantpeu i el retropeu existeix una mobilitat variable i mesurable mitjançant l'anomenat angle de torsió³² que depèn, fonamentalment, de l'articulació mediotarsiana o de Chopart,^{8,22} i que depèn del tipus de recolzament. La morfologia del peu i de la resta de l'extremitat inferior ha de jugar també un paper important, tot i que fins ara no s'han establert relacions clares.

Avaluar la relació entre tècnica i forces de reacció en el recolzament és identificar les situacions que minimitzen l'estrès del sistema musculoesquelètic. Això suposa analitzar el paper de cada un dels segments mòbils i les càrregues implicades en el procés.¹¹ En el recolzament s'observen dos grans patrons diferenciats:^{4,34,37} el primer es caracteritza per una posició del turmell en flexió plantar en el moment del contacte amb el terra, que es realitza a través de l'avantpeu amb recolzament posterior del taló o sense ell, aleshores parlarem d'un aterratge més actiu. En el segon, en el moment del contacte, el turmell està en posició neutra o en dorsiflexió, per la qual cosa el contacte es realitza amb la planta del peu.

Sembla clar que l'aplicació repetitiva de grans forces de reacció del terra col·loquen l'extremitat inferior en una situació de major risc de lesió de lligaments, de degeneració de cartílag articular, d'osteoartritis o d'alteracions musculotendinoses cròniques.^{9,31,38} Aquest risc pot ser més gran si existeix un esmoreïment insuficient de la velocitat de càrrega i de la càrrega absoluta produïda per les forces de reacció del terra. Atès que les forces produïdes per l'impacte tenen una influència negativa sobre el sistema musculoesquelètic, les seves magnituds han de ser estudiades i, si és possible, reduïdes per evitar la seva capacitat lesiva potencial.^{5,26}

2. CONSIDERACIONS FUNCIONALS: ESTRUCTURA I FUNCIO

La cama i el peu han de ser considerats com a cadena cinemàtica de tipus espacial en què els eixos de rotació no són paral·lels.¹³ L'anàlisi del comportament cinemàtic de l'extremitat inferior requereix la seva diferenciació en segments rígids i mòbils: cuixa, cama i peu; en el cas particular del peu

s'han de diferenciar, com a mínim, dos segments més que representen l'avantpeu i el retropeu, units a través de les articulacions mediotarsiana i tarsometatarsiana.¹²

Durant el recolzament en la marxa es produeixen moviments de rotació de l'extremitat inferior.¹⁴ La rotació té lloc al maluc, especialment quan el genoll està en extensió, en el genoll quan està flexionada i en el peu quan actua com a cadena cinètica tancada en adaptació a les irregularitats del terreny o a moviments extrems de gestos esportius. Sembla lògic pensar que aquesta mateixa estructura del moviment es manté en la realització de qualsevol gest que impliqui el recolzament en càrrega del peu. Aquests moviments s'acompanyen d'una elevació de l'arc medial del peu i una basculació medial del calcani que el situa en posició de vara. L'articulació mediotarsiana⁷ on escafoïdes i cuboïdes actuen com una unitat funcional per tenir una unió virtualment rígida i la tarsometatarsiana del 1r radi són elements importants de les adaptacions esmentades. En la rotació interna de la cama succeeixen els fenòmens inversos.

Clàssicament, es defineix la flexió plantar-flexió dorsal com el moviment que té lloc al voltant d'un eix transversal, l'abducció-adducció com el que es produeix al voltant d'un eix vertical i la inversió-eversió com el moviment al voltant d'un eix longitudinal del peu.⁴⁰ La terminologia funcional utilitzada està en concordança amb el mètode *Internacional Sagittal, Frontal, Transverse, Rotation*.

La pronació i la supinació* són termes que descriuen moviments complexos del peu, que resulten de la combinació de moviments més senzills.** Així, la supinació és una combinació de flexió plantar, adducció i inversió i la pronació de flexió dorsal, abducció i eversió.

Existeix una relació entre l'arc intern del peu i la posició del tars i de l'avantpeu, més específicament del 1r radi (Taula 1). Hicks (1954) introdueix el concepte de torsió de l'avantpeu respecte del retropeu, de manera que construeix un model mecànic simplificat i modificat per Mann (1986a) (Fig. 1). Aquesta relació possibilita la transferència de càrrega de l'arc medial a la vora lateral del peu³ i a l'inrevés.¹⁵ L'estudi cinemàtic durant la marxa humana demostra els moviments rotacionals de la cama. (Fig. 2).

* En la literatura, els termes inversió i eversió sovint són usats com a sinònims de supinació i pronació respectivament.

** Altres autors només consideren els moviments de pronosupinació quan el peu està recolzat. Cal tenir en compte que la cadena cinètica tancada no permet moviments lliures d'adducció-abducció del peu, i que els seus equivalents s'obtenen mitjançant la rotació de la cama quan el peu està fix en recolzament.

*** Els conceptes acceptats de manera universal són arc medial i vora lateral del peu. Hi ha autors que també consideren el de bòveda plantar i arc extern.

Taula I Moviments de torsió del peu (esquema de Hicks).

Peu en recolzament	Art. Sub.	Art. Medtars.	1 ^{er} radi	5 ^o radi
Arc intern Elevació	Sup. Add. Flex.	Sup. Inv	Flex. (pron.)	Ext. (pron.) (pron. avantpeu)
Arc intern Descens	Pron. Abd. Ext	Pron. Ever	Ext (sup.)	Flex (pron.) (sup avantpeu)

Figura I Model mecànic que representa les línies articulars del peu (de Mann, 1986).

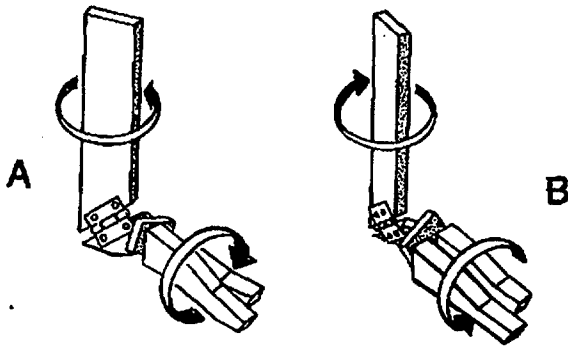
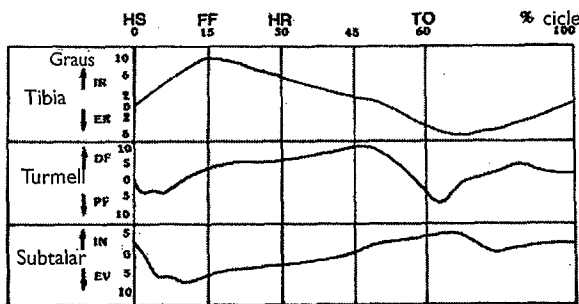


Figura II Relació de rotació de la capa i el peu. HS: contacte de taló. FP: recolzament de mediopau. HR: elevació de taló. TO: enlairament dels dits (de Serraphian, 1983).



L'augment de tensió de la fàscia plantar dóna lloc a la flexió de les articulacions mediotarsiana i tarsometatarsiana i a l'elevació de l'arc intern que actua com a ressort en les situacions de càrrega.^{16,36}

La resistència principal contra l'aplanament del peu en recolzament estàtic és l'aparell lligamentós. Tant els músculs intrínsecs del peu com el tibial anterior i els peroneals són inactius durant el recolzament estàtic.² Tanmateix, sí que existeix activitat elèctrica muscular important durant el recolzament

estàtic sobre el cap dels metatarsians i els dits i durant l'elevació del taló. La musculatura intrínseca constitueix una unitat funcional que actua de manera sincrònica (Fig. 3). La seva activitat elèctrica es correspon amb la supinació progressiva del peu durant la marxa. Existeix una relació anatomofuncional entre la musculatura intrínseca de l'articulació subastragalina i la mediotarsiana durant el recolzament monopodal i la propulsió en la marxa.¹⁹ En el peu hiperpronat (peu valg) cal una activitat més gran de la musculatura intrínseca per a l'estabilització del peu. És més, la posició de l'eix de l'articulació subastragalina que té una variabilitat àmplia, amb rangs de fins a 44° en el pla sagital (Fig. 4) i de 48° en el pla horitzontal,¹⁴ influeix en l'activitat del múscul tibial anterior, peroneals, tibial posterior, extensor propi del polze i extensor comú dels dits.¹

Figura III Activitat elèctrica muscular durant la marxa. A nivell de la musculatura intrínseca s'observa activitat sincrònica. (de Tylkowski, 1990).

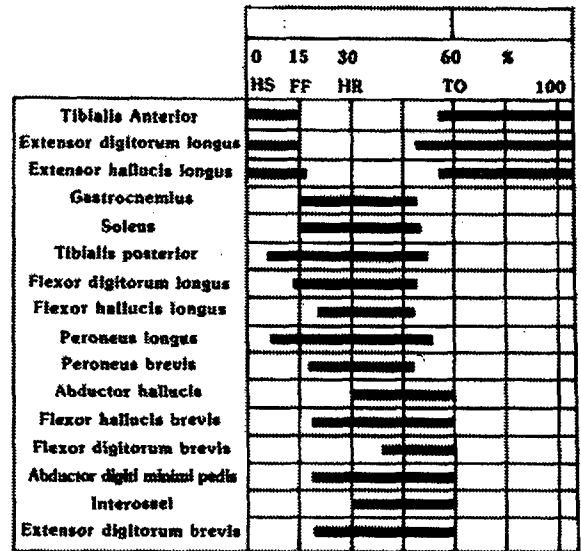
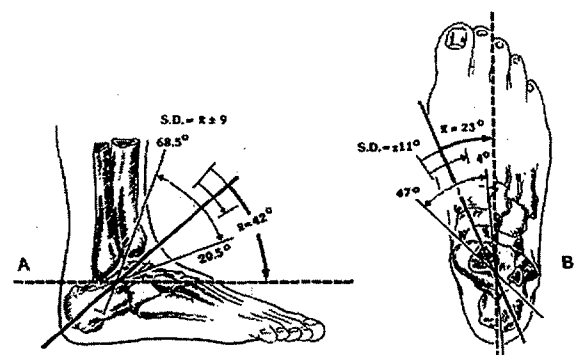


Figura IV Eix de l'articulació subastragalina, rangs d'orientació normal. (de Inman, 1976)



SEQÜÈNCIA DEL RECOLZAMENT

El primer fenomen cinemàtic associat a l'absorció de l'energia del xoc en l'aterratge és la mobilitat articular permesa per l'allargament dels músculs de l'extremitat inferior en tensió.³¹ En l'aterratge del salt, el moviment articular s'inicia distalment amb moviments relatius entre l'avantpeu i el retropeu i la dorsiflexió del turmell, seguit de la flexió del genoll, la magnitud de la qual, en el moment del contacte, es correlaciona amb la magnitud de l'impacte,³³ i finalment la flexió del maluc i el tronc.

El mediopèu actuarà, doncs, com a primer factor absorbent de l'energia (esmoreïment) de l'impacte en l'aterratge, tot i que aquesta funció de transmissió es coneix poc. La funció esmoreïdora queda ocasionalment reduïda per l'efecte de la utilització de calçat poc apropiat. La flexibilitat del turmell i la seva capacitat de dorsiflexió es correlaciona amb els registres de força de reacció vertical en el recolzament.³⁵

En el recolzament de l'avantpeu, inicialment, el contacte amb el terra es produeix amb el primer dit del peu, seguit pel costat medial de l'avantpeu; la magnitud més gran de càrrega es registra durant el recolzament del cap del 1r i 2n metatarsians respecte de la regió lateral de l'avantpeu.¹⁰

Els canvis en el patró d'activitat muscular produïts mitjançant preactivació durant la fase de vol, és a dir, mitjançant l'anticipació a l'aterratge, també produeixen una reducció de les forces de reacció del terra.⁶

El patró cinemàtic dels segments de l'extremitat inferior en el seu conjunt depèn del *morfotipus de l'individu*,²³⁻²⁹ del seu nivell tècnic, i de l'especialitat esportiva, els gimnastes han de realitzar l'aterratge sense una mobilitat articular excessiva.²⁴ L'actitud global és de flexió progressiva iniciada distalment i té una relació directa amb la durada d'aquesta fase, de manera que un moviment articular menor disminuirà la durada del recolzament i l'impacte contra el terra es distribuirà sobre un període de temps menor. No obstant això, la tendència natural en individus no entrenats i no subjectes a preceptes tècnics (gimnastes) és incrementar el període de temps sobre el qual es distribueixen les càrregues en l'aterratge, de manera que augmenta el moviment articular en el turmell, el genoll i el maluc.²⁴

CONCEPTES METODOLOGICS

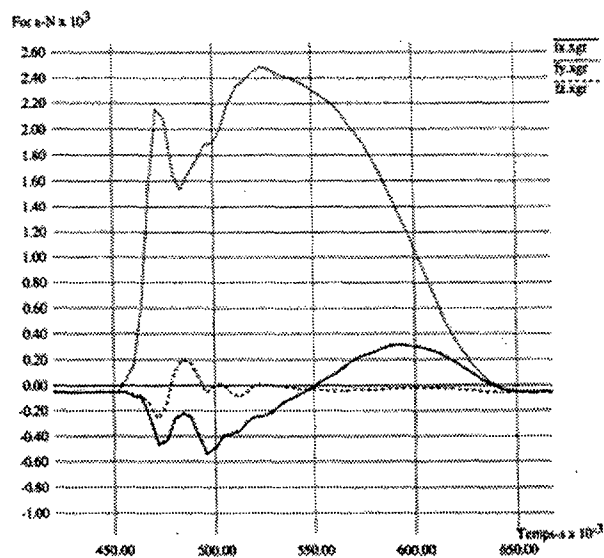
Les forces de reacció són mesurables, com també els seus components en relació amb els tres eixos de l'espai, mitjançant instrumentació especial. Les mesures del present estudi s'han realitzat amb plataforma de forces Kistler tipus 2812 a freqüències superiors de 500 Hz i col·locada sota una superfície de tartan. La seva col·locació permet la realització

de carreres de més de 30 m. Clàssicament, l'impacte es quantifica mesurant la força de reacció del terra i la velocitat de càrrega;⁵⁻²⁸ la latència que existeix entre l'inici de la càrrega i l'inici de l'activitat muscular donen valor a aquest segon paràmetre.⁴

Dels tres components de la força de reacció del terra vertical (F_rV), anteroposterior (F_rAP) i mediolateral (F_rML), la força de reacció vertical i la força de reacció anteroposterior són de magnitud més gran, i és a aquests dos components als quals es confereix una capacitat lesiva més gran (Fig. 5).

Figura V

Registre de corbes de reacció del sòl per plataforma. FrV: força de reacció vertical. FrAP: força de reacció anteroposterior. FrML: força de reacció mediolateral.



La influència del patró cinemàtic i del morfotipus en la seqüència de fenòmens durant el recolzament dificulta l'anàlisi de les dades obtingudes mitjançant la plataforma de forces i la interpretació dels efectes d'intervencions realitzades sobre el subjecte explorat. D'entre els paràmetres utilitzats en l'anàlisi són d'interès especial: 1) temps de contacte (t_c), 2) força màxima en l'impacte i en la fase activa (no s'analitza en el present treball), 3) temps de l'inici del contacte fins que F_rAP canvia de signe ($F_rAP=0$), i 4) temps fins al pic d'impacte (t_{F_rV}). Són paràmetres de precisió i repetitius.²⁷

La velocitat de desplaçament del subjecte és una variable oculta que cal controlar, ja que influeix de manera important en els paràmetres descrits. S'han seleccionat tres condicions que corresponen a la marxa normal i natural del subjecte, la carrera i l'esprint. Es considera carrera la velocitat de desplaçament al 50% de la màxima i l'esprint a la realitzada al 80%, segons l'apreciació individual de l'esportista.

RESULTATS I DISCUSSIO

Temps de contacte

El temps de contacte disminueix a mesura que augmentem la velocitat del desplaçament (Taula II). En les tres circumstàncies mesurades s'observa una disminució clara entre la marxa normal, la carrera i l'esprint, en el que el seu valor aproximat és de la sisena part del primer amb una reducció de la variabilitat en aquesta circumstància. Els seus valors corresponen a una carrera a un ritme de 5 m/s i a un esprint de 8 m/s^{20, 25} i que corresponen, aproximadament, al 50% i al 80% de la velocitat de desplaçament màxima en una distància de 100 m. Mann (1986b) descriu temps de contacte màxims, per a la condició de carrera i esprint, de 220 i 14 m/s respectivament. Els valors obtinguts estan clarament per sota dels referenciats. La repetitivitat dels temps, especialment en les condicions de carrera i esprint, donen idea de la uniformitat de la velocitat de desplaçament entre cada assaig.

Força de reacció anteroposterior

Analitzant les condicions descalç (DES), calçat (CAL) i calçat amb ortesis plantars (COP) el $F_rAP=0$ sembla un paràmetre discriminador en la situació d'esprint (Taula III), però en la carrera en què les diferències són menors. Les poques dades de què es disposa en la condició DES són molt similars a la condició de CAL:

Es considera com a fase de frenada o esmorteïment la representada pel període des de l'inici fins que F_rAP canvia de signe ($F_rAP=0$). Aquesta fase és proporcionalment menor en les condicions de marxa i esprint (Taula IV), i donen lloc a fases de propulsió relativament més llargues. En la marxa no

Taula III

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
Mitjana	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: temps total de recolçament. FrAP0: temps des de l'inici del contacte amb el sòl fins que FrAP canvia de signe. %: percentatge que representa FrAP0 respecte a TA.

existeix la fase de vol i la inèrcia produïda per l'avançament és menor. Per tant, la necessitat d'esmorteïment serà menor. En l'esprint, tot i que la inèrcia és més gran, el recolçament es realitza amb l'avantpeu i existeix un patró cinemàtic articular amb un gran component de treball muscular excèntric que esmorteix l'impacte, de manera que la part més gran del recolçament es converteix en fase de propulsió. Es tracta, doncs, d'un recolçament més actiu. Com es pot observar en la taula III, la fase activa és més gran sota la condició COP.

De conformitat amb Nigg (1983b), durant la fase d'impacte (els primers 50 mil·lisegons) d'un individu, les forces de reacció horitzontals (F_rAP i F_rML) presenten més irregularitats en canviar de condició que en els diferents assaigs dins d'una mateixa condició (Fig. VI i VII).

Força de reacció mediolateral

Aquest paràmetre és discriminatiu entre corredors *talonadors*, corredors amb recolçament inicial amb el mediopeu i corredors d'avantpeu (esprinters).³ Sembla que, juntament amb un F_rAP més irregular en el segon i el tercer grup, podria ser indicativa de la *inestabilitat* de turmell perquè amb el recolçament del mediopeu i de l'avantpeu, el corredor força el turmell com a esmorteïdor a més de generador d'energia.³⁹ En la carrera més lenta o en les que el recolçament és fonamentalment talonador, l'esmorteïment corre a càrrec del genoll. Els resultats obtinguts en aquest estudi són congruents amb el que s'ha descrit anteriorment. En el nostre cas, a més, sembla que s'observen àrees de corba més grans en les condicions d'utilització d'ortesis plantars (COP). La rotació de l'extremitat inferior durant el recolçament^{12, 14, 19} pot estar relacionada amb aquest fenomen. Probablement, les co-

Taula II

Temps de contacte.

Nº cont.	Marxa	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
Mitjana	712,5	195,2	129,8
SD	60,8	12,5	5,5

Taula IV

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
Mitjana	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: marxa normal. CAR: carrera. SPR: esprint.

Figura VI

Comparació de dos assaïtgos realitzats en la mateixa condició (calçat). Cal destacar que les forces de reacció presents una morfologia molt similar.

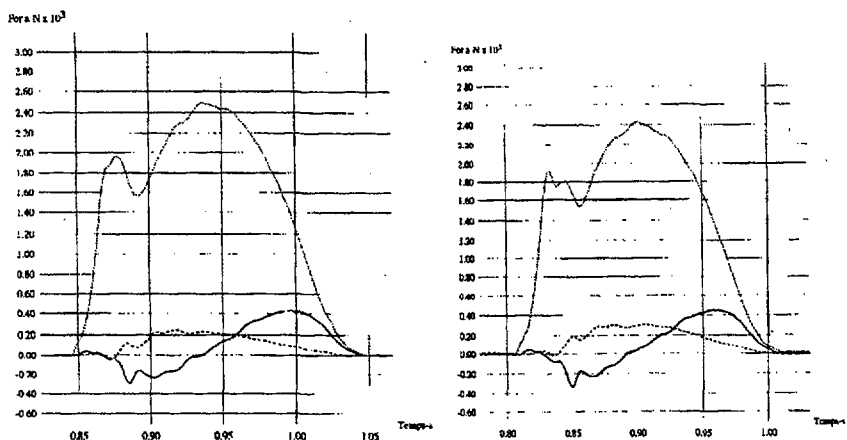


Figura VII

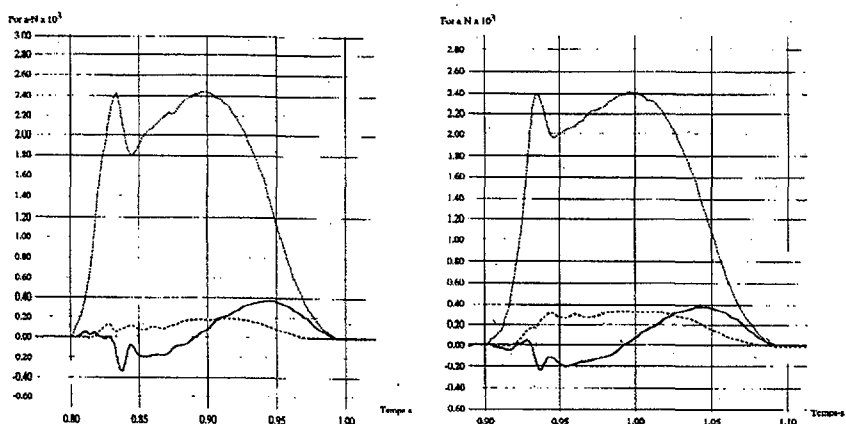
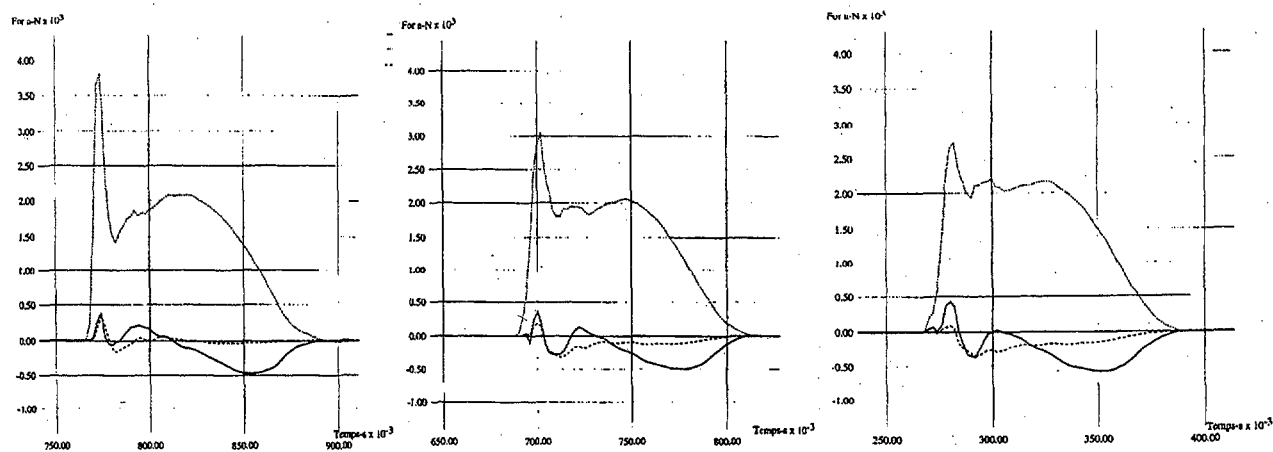


Figura VIII



reccions aplicades actuen modificant aquesta rotació durant el recolzament. Cal remarcar que en la mostra existeix un percentatge alt de morfotipus no patològics d'avantpeu en supinació i que possiblement la correcció sistemàtica, d'altra banda freqüent i necessària en molts esportistes, dona lloc a increments en les magnituds de les forces de reacció horitzontals, principalment de F_{rML} en la condició de carrera ràpida (sprint). No es produeix la mateixa resposta durant la marxa normal.²⁹ En la figura VIII s'observa com augmenta la suposada inestabilitat del turmell entre les condicions de carrera, sprint i sprint COP.

Temps fins a FrV màxima

El paràmetre temps des de l'inici del contacte fins al pic d'impacte de la F_{rV} augmenta progressivament a mesura que s'intervé més en el subjecte. El període transcorregut fins a aquest pic és més curt en les condicions de descalç (DES) i calçat (CAL) durant l'esprint: no existeix un canvi tan aparent en la carrera. Sembla que el calçat i les ortesis actuen com un esmorteïment progressiu de la taxa de càrrega (velocitat de càrrega) durant el recolzament; la rigidesa imposada per alguns tipus d'ortesis²⁹ per la simple disminució de la mobilitat poden donar lloc a un efecte contrari.

D'igual manera, existeix un decrement dels pics d' F_{rV} a través de les mateixes condicions esmentades, i no és així pel que fa a les altres forces de reacció.

CONCLUSIO

És interessant seleccionar els paràmetres que permeten la discriminació de les diferents situacions de càrrega. A més de l' F_{rV} màxima, que és el valor més utilitzat comunament,

Tabla V

Tiempo desde el inicio del contacto hasta FrV 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
Mitjana	25,5	26,5	8,8	13,8	15,2
sd	0,9	0,5	0,4	0,6	0,8

sembla convenient analitzar específicament, de manera qualitativa i quantitativa, l' F_{rAP} i ML , el temps de contacte i el pendent de cada corba (velocitats de càrrega) amb un número de casos que permetin una significació estadística per a l'establiment de criteris de precisió.

Bibliografia

- 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 praevension 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., HAMILL, 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 VALIANT, 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.