



*A. Junqua
P. Lacouture.**

Sols sportifs.

Confort et performance.



Karl Lewis (U.S.A.), vainqueur du 100 m aux jeux Olympiques de Los Angeles 1984.



Il y a une quinzaine d'années, la construction des gymnases a connu un grand développement, et les revêtements synthétiques sont alors apparus sur le marché ; à cette même époque, les constructions de terrains de tennis, où les revêtements artificiels (et sols durs) remplaçaient la terre battue se sont multipliés. A partir de 1968 (jeux Olympiques de Mexico), la cendrée des pistes d'athlétisme a été délaissée au bénéfice des sols synthétiques, beaucoup plus performants, puisqu'on a pu voir des athlètes améliorer leurs records de manière considérable par le simple changement de surface. Une évolution industrielle certaine s'est donc produite dans la conception des sols sportifs et aussi des chaussures sportives ; elle a largement contribué à la vogue des sports loisirs, en pleine expansion actuellement : tennis, jogging en particulier.

Or, si courir et sauter sont des mouvements naturels, il arrive assez souvent que le plaisir des adeptes du sport loisir soit perturbé par des problèmes au niveau de l'appareil locomoteur : crampes, tassement des vertèbres, ennuis musculaires ou tendineux. Ces affections sont, bien entendu, également connues des athlètes de haut niveau. Depuis plusieurs années, il semble même que l'on observe une recrudescence d'accidents divers, depuis les microtraumatismes jusqu'aux fractures de fatigue, liés vraisemblablement, pour une part, à l'utilisation des nouveaux revêtements.

LE POINT SUR LE PROBLÈME DES INTERACTIONS PIED-SOL LORS DE PRATIQUES SPORTIVES.

Un nouvel aspect de la recherche biomécanique est apparu dans les années 1970 lorsque certaines équipes de recherche analysèrent les charges subies par l'être humain au cours des activités sportives. Jusque-là l'appréciation de la qualité d'un sol n'était faite que d'un point de vue strictement médical en fonction de la nature et de la

* A. Junqua, P. Lacouture. Laboratoire de métallurgie physique (L.A. 131 C.N.R.S.) et U.E.R.E.P.S. Université de Poitiers.

fréquence des lésions constatées, sur un sol donné, dans des conditions de pratique connues. Cela a même conduit à des expressions comme syndrome du Tartan ou syndrome des matières plastiques, qui qualifient des traumatismes typiques dus à la surcharge sur les insertions des tendons, sur les muscles de la jambe et du pied (Prokop, 1974 ; Segesser, 1976). Ce type d'appréciation s'est avéré *a posteriori*, insuffisant, et très rapidement la nécessité est apparue de mettre au point une méthode rationnelle de recherche qui puisse s'appuyer sur des mesures précises et objectives permettant une comparaison aisée entre les différents matériaux.

En particulier, la biomécanique se devait de répondre aux deux questions suivantes :

— comment augmenter la capacité de charge de l'appareil locomoteur humain par un entraînement adéquat ?

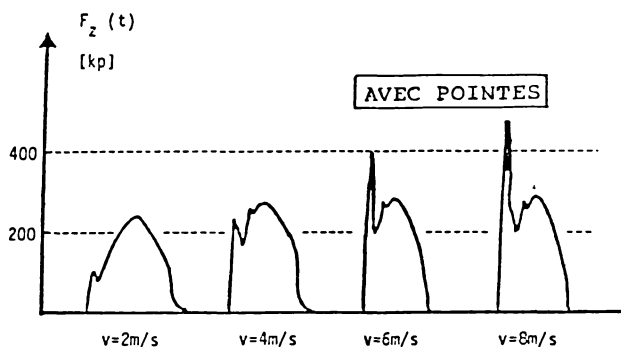
— comment réduire la charge due aux éléments extérieures à l'aide de chaussures et de revêtements de sols parfaitement adaptés aux différentes disciplines ?

LES ÉTUDES DES INTERACTIONS PIED-SOL.

Parmi les premières mesures de forces résultantes agissant sur le système locomoteur humain en interaction avec les chaussures et les surfaces de jeux, on peut citer celles de Wartenweiler (1972), puis celles de Prokop et Harbel (1973) ; Nigg (1975) ; Kolitzus (1976). Plusieurs publications décrivent ces mesures qui, pour la plupart, considèrent essentiellement les forces verticales.

En particulier, Nigg et coll. (1979) présentent une étude montrant l'influence de la vitesse de course sur l'allure de la courbe de la force verticale F_z en fonction du temps lors de prises d'élan au saut en longueur (Fig. 1).

Nigg confirme que la première phase présentée à la figure 1.2, survient à un moment où le système musculaire ne peut pas modifier son activité. Ce temps de réaction est connu sous le nom « d'arc réflexe ». La force engendrée est donc une force « passive » ou force de choc ou encore force initiale de grande fréquence. Il s'ensuit que l'individu ne peut pas s'opposer à cette surcharge pourtant supérieure à deux, ou même plusieurs fois son propre poids dans certains cas.



Par contre, au cours de la deuxième phase (Fig. 2) intervient l'activité contrôlée du système musculaire ; la force est donc « active » ou force de basse fréquence. Cependant, l'atténuation, ou l'absence du pic de surcharge obtenue pour une faible vitesse (Fig.1) ne signifie pas pour autant une élimination de la contrainte au niveau

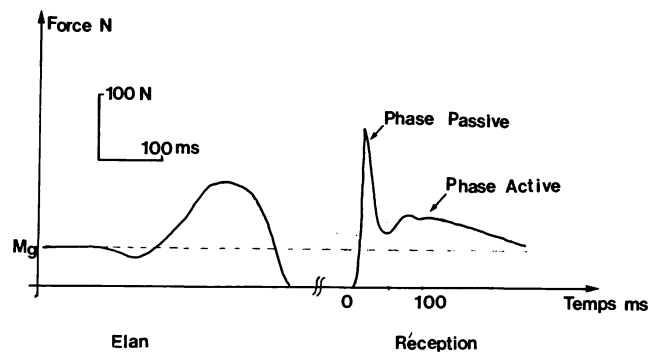


Fig. 2.— Enregistrement d'un saut à pieds joints sur une plate-forme. La réception se décompose bien en une phase passive et une phase active.

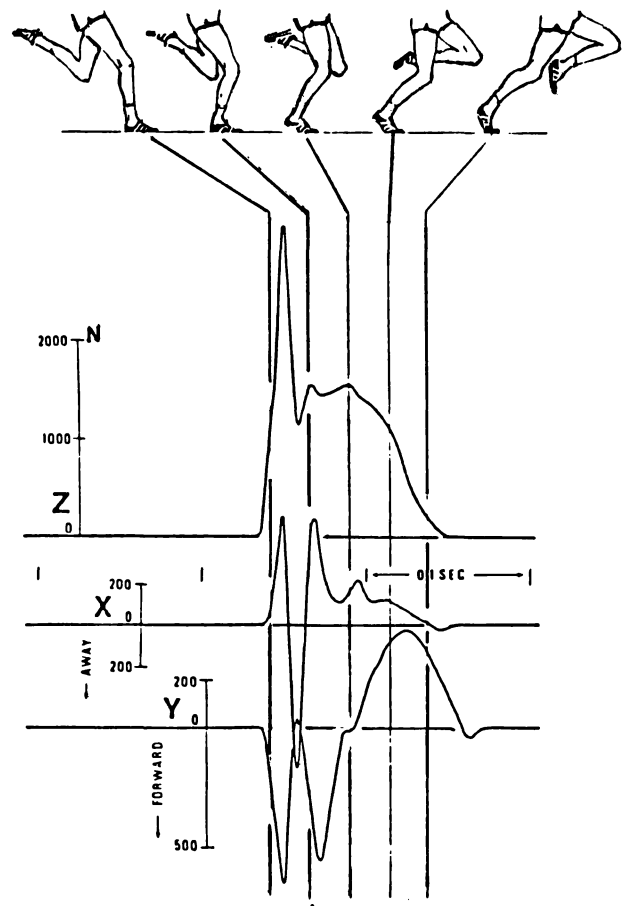


Fig. 3.— Enregistrement des forces résultantes F_x , F_y , F_z au cours du contact talon-sol. Vitesse de course 9,5 m/s (Payne, 1978).

du tendon d'Achille (point extrêmement vulnérable chez un athlète).

Si les enregistrements des variations de ces forces verticales en fonction du temps sont désormais classiques grâce à la construction de plates-formes tout à fait adaptées, la détermination de leur origine est soumise à de nombreuses controverses.

Pour certains (Snyder, 1956 ; Schmolinsky, 1978), le premier contact dépend de la vitesse linéaire du coureur. Un sprinter frappe le sol avec l'avant-pied, ce qui atténue le premier pic tandis que le marathonien attaque le sol par l'intermédiaire du talon, d'où l'enregistrement d'un pic « passif ». Pour d'autres (Dyson, 1976 ; Hay 1978), cette distinction n'est pas aussi nette.

Disciplines	%	%	%	%	Pop.
	Talon	Pied plat	Avant-pied	Pointes des pieds	
Sprint jusqu'à 200 m	28	11	56	6	18
400-1 500 m	27	32	27	15	41
1 500 et plus	64	29	7	0	31

Tableau 1 : Types de contact pied-sol.

90

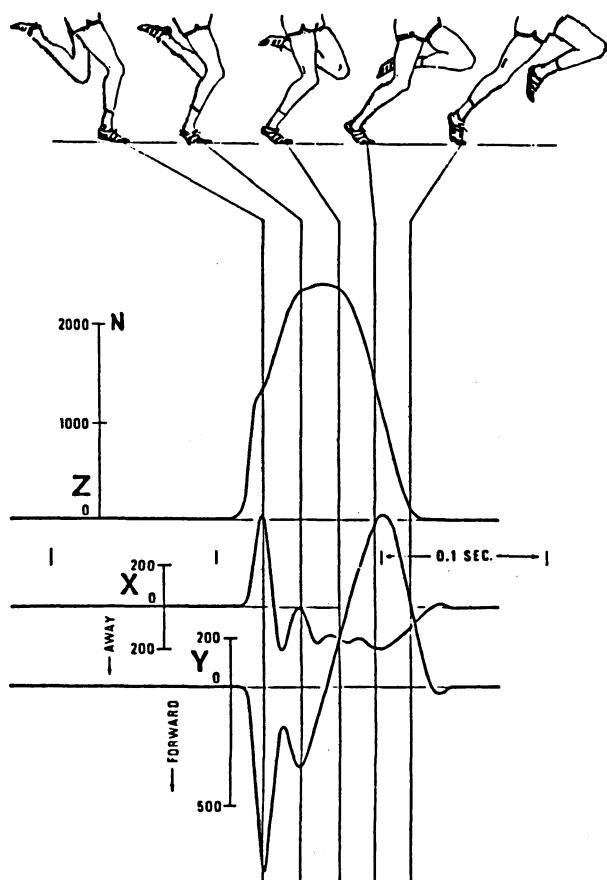


Fig. 4.— Enregistrement des forces résultantes F_x , F_y , F_z au cours du contact avant pied-sol. Vitesse de course, 9,2 m/s (Payne, 1978).

A. H. Payne (1978) a fait une synthèse de ces différentes interprétations. A l'aide d'une plate-forme biomécanique et d'un système de visualisation, Payne montre les deux cas extrêmes de contact pied-sol susceptibles d'être rencontrés (Fig. 3 et 4) pour des vitesses de course relativement voisines. Ainsi sur la figure 1.3 est présenté un athlète qui attaque le sol avec le talon. On retrouve bien dans ce cas le pic de force sur l'enregistrement de la force résultante verticale f_z . La figure 1.4 représente un type de pas de course où le premier contact est effectué au milieu de la chaussure. Ces

différents types de contact ont une influence sur les variations des forces horizontales F_x et F_y . (Fig. 3 et 4.) Payne présente aussi (tableau 1) les différents types de contact rencontrés avec 90 athlètes de classe internationale. La distinction proposée par Snyder et Schmalinsky est donc loin d'être vérifiée.

P. Cavanagh et M. Lafortune (1979) ont poursuivi l'étude de A. Payne. Ils ont caractérisé les deux catégories de coureurs précédemment énoncées en observant les variations du centre de distribution de pression durant le contact du pied sur le sol. Pour une vitesse de course voisine de celle du marathon les figures 5 présentent les résultats obtenus. La chaussure est divisée en trois régions égales. La figure 5a caractérise un coureur dont le premier contact avec le sol s'effectue par l'intermédiaire du talon. Le centre de distribution de pression peut être considéré

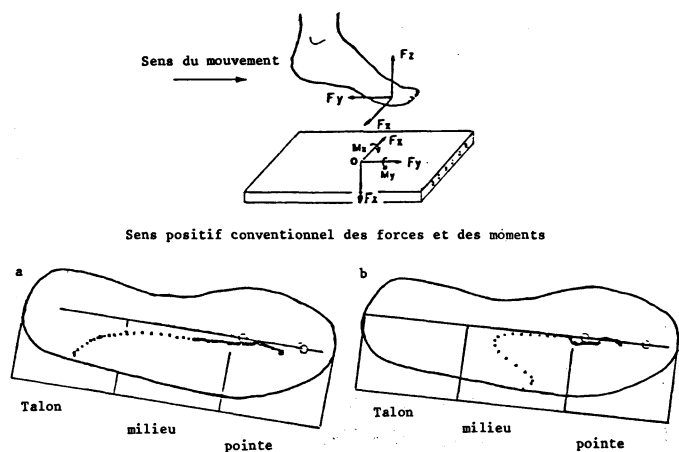


Fig. 5.— Variation du centre de distribution de pression (P. Cavanagh et M. Lafortune, 1979). a. contact talon-sol ; contact plante de pied-sol.

comme le point d'application de la force résultante. Puisque les grandeurs des composantes de cette force sont connues pour chaque position du centre de pression, il est alors possible de représenter la distribution sous la chaussure, du vecteur force résultant, en module et en direction. Cavanagh et Lafortune ont visualisé l'évolution de ce vecteur dans le plan YOZ (Fig. 6, la composante F est négligeable). Cependant, les analyses effectuées considèrent essentiellement les variations des forces résultantes.

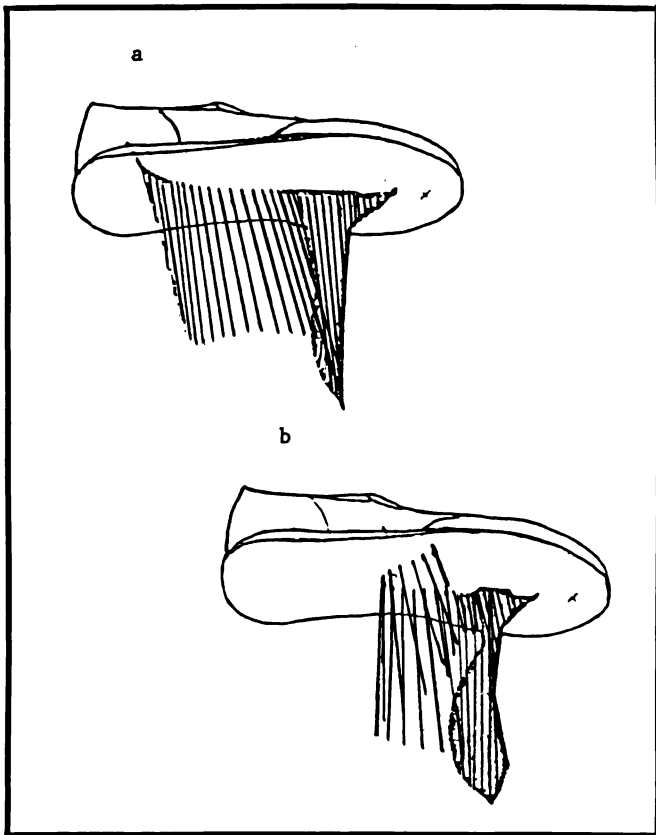


Fig. 6.— Evolution du vecteur force résultant dans le plan YOZ (P. Cavanagh et M. Lafortune, 1979).
a. contact talon-sol,
b. contact de pied-sol

Aussi, E. M. Hennig et coll. (1982) ont-ils mis au point une technique expérimentale pour étudier l'évolution de la distribution des contraintes verticales générées entre le pied et la chaussure. Cette technique, présentée par Cavanagh (1983) consiste à mesurer les pressions quasi ponctuelles par l'intermédiaire d'une semelle comprenant un millier de capteurs piézoélectriques. Le traitement informatique de ces données est présenté à la figure 7. Cette technique très récente doit permettre une meilleure analyse des interactions pied-chaussure et chaussure-sol.

L'étude biomécanique du contact pied-sol a trop souvent été descriptive et la première analyse qui semble avoir fait véritablement progresser ce problème est celle proposée par Mac Mahon et P. Greene (1979).

UN ESSAI DE MODÉLISATION.

En effet, dans une étude préalable en vue de réaliser une piste d'athlétisme optimisant la vitesse des coureurs, Mac Mahon et P. Greene ont imaginé un modèle mécanique simulant les mécanismes simplifiés, à la fois des muscles et des réflexes (fig. 8). Cette modélisation est le résultat d'une étude physiologique du comportement des muscles.

La crémaillère représente les ordres provenant des centres moteurs supérieurs, le ressort définitif la raideur des muscles (supposée constante) et l'amortisseur caractérise à la fois la relation force-vitesse du muscle et la sensibilité des réflexes. Autrement dit, les positions de la jambe sont commandées par le mouvement de la

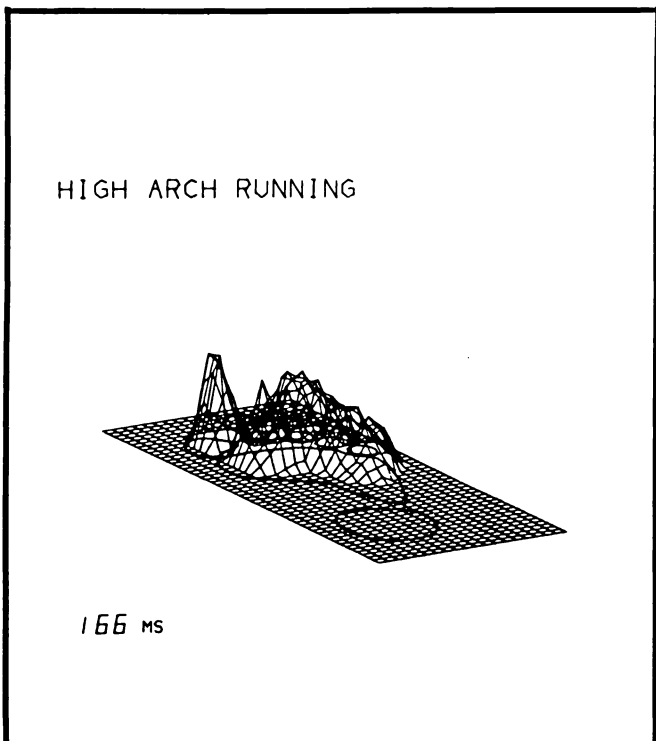


Fig. 7.— Distribution de pression ; 166 ms après le premier contact (M.M. Hennig et coll., 1982).

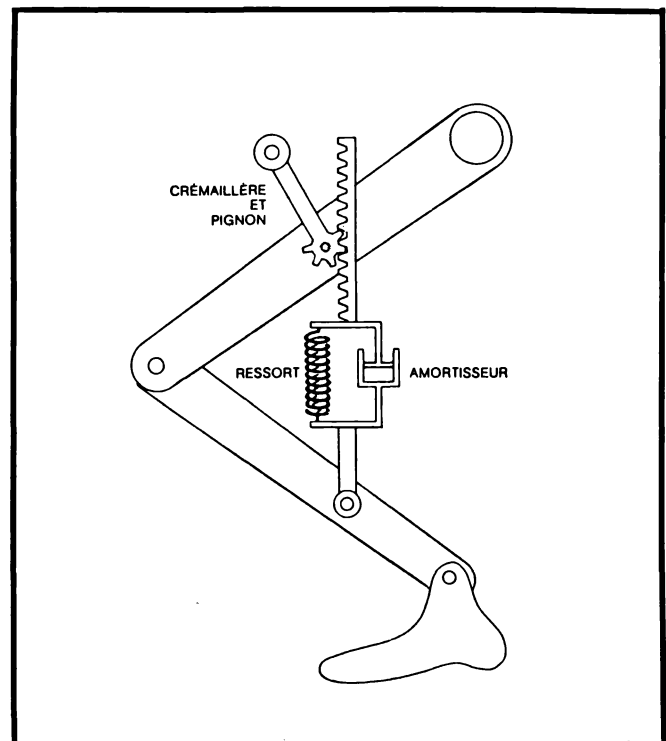


Fig. 8.— Le modèle des muscles et des réflexes est constitué d'un système à crémaillère en série avec un système parallèle ressort-amortisseur.

crémaillère mais la réaction aux perturbations extérieures telles que l'impact de la piste sur la jambe d'appui est modélisée par la déflexion du ressort amorti. Grâce à ces simplifications, le temps de contact au sol sur une surface dure ne dépend que du poids du coureur et des propriétaires du ressort amorti.

Par conséquent, il suffit de mesurer le temps de contact au sol pour déduire les valeurs numériques traduisant la raideur et l'amortissement du ressort relatif à chaque coureur. Ces valeurs déterminées, Mac Mahon et P. Greene calculent les modifications de la durée de contact au sol et de la longueur des pas provoquées par des pistes de raideurs différentes (Fig. 9 et 10).

Ainsi, dans la gamme des raideurs pour lesquelles la durée du contact T_c est réduite (fig. 9, partie hachurée), la longueur des pas L est légèrement supérieure à ce qu'elle serait sur une surface dure (fig. 10). La vitesse de la course, définie par le rapport L/T_c est, par conséquent, optimisée.

Raideur de la piste K_t/K_m normalisée.

Mac Mahon et P. Greene ont pu, à partir de ce modèle, étudier l'influence du rapport K_t/K_m (K_t raideur de la piste et K_m celle du coureur) sur les valeurs du temps de contact T_c et de la longueur de pas L . Ainsi, lorsqu'un individu court sur une surface telle que $K_t/K_m = 0,15$ sa vitesse de course est réduite de 0,7 fois par rapport à la vitesse obtenue par ce même coureur sur une surface dure. Les résultats présentés aux figures 9 et 10, déterminent une gamme de valeurs de K_t/K_m pour laquelle la vitesse de course est optimisée. Cette analyse a été vérifiée par les résultats expérimentaux.

De plus, en courant sur cette nouvelle piste accordée, la plupart des athlètes ont eu une agréable impression d'élasticité et, par voie de conséquence, de confort. Cela s'est traduit par une diminution importante d'accidents musculaires. En effet, parallèlement aux travaux effectués dans le but d'optimiser la vitesse de course, Mac Mahon et P. Greene ont étudié les variations de la force verticale F_z appliquée au sol. Les enregistrements présentés à la figure 11 montrent pour un même coefficient de raideur K_m du coureur, le contact initial du pied avec une surface dure ($K_t > K_m$) entraîne un pic de force souvent supérieur à 5 fois le poids de l'individu. Ce pic passif est, par contre, absent ou très atténué quand le même sujet court sur une piste accordée.

LES NOUVELLES ORIENTATIONS DE RECHERCHE.

Ainsi, l'étude biomécanique de l'interaction pied-sol n'est le plus souvent qu'une simple description des phénomènes et le seul essai de modélisation n'est pas sans quelques ambiguïtés. Cependant, ces études ont permis de définir les principaux paramètres déterminant les forces engendrées au cours du choc d'un individu sur un revêtement synthétique, à savoir :

la masse effective M

la surface de contact S (Payne, 1978 ; Cavanagh et Lafortune 1979)

la vitesse initiale V_0 (Herzog, 1978 ; Nigg, 1979)
le couplage individu-sol Mac Mahon et P. Greene, (1979) caractérisé par les coefficients de raideur et d'amortissement de l'individu et du matériau.

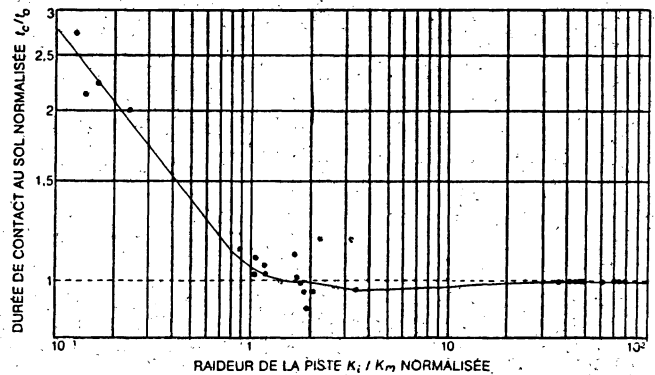


Fig. 9.— La durée du contact au sol se déduit du modèle en fonction de la raideur de la piste K_t pour une valeur donnée k_m de l'athlète (Mac Mahon et P. Greene, 1979).

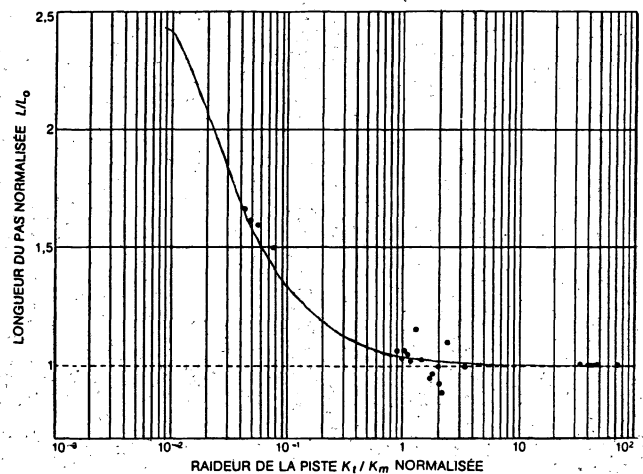


Fig. 10.— Effets de la raideur de piste k_t sur la longueur du pas pour une même valeur k_m de la raideur de l'athlète (Mac Mahon et P. Greene, 1979).

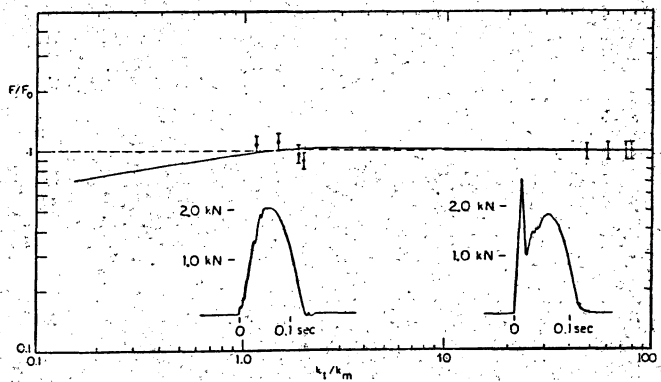


Fig. 11.— Variation de la force verticale F_z normalisée en fonction de la raideur équivalente k_t de la piste (Mac Mahon et P. Greene, 1979).

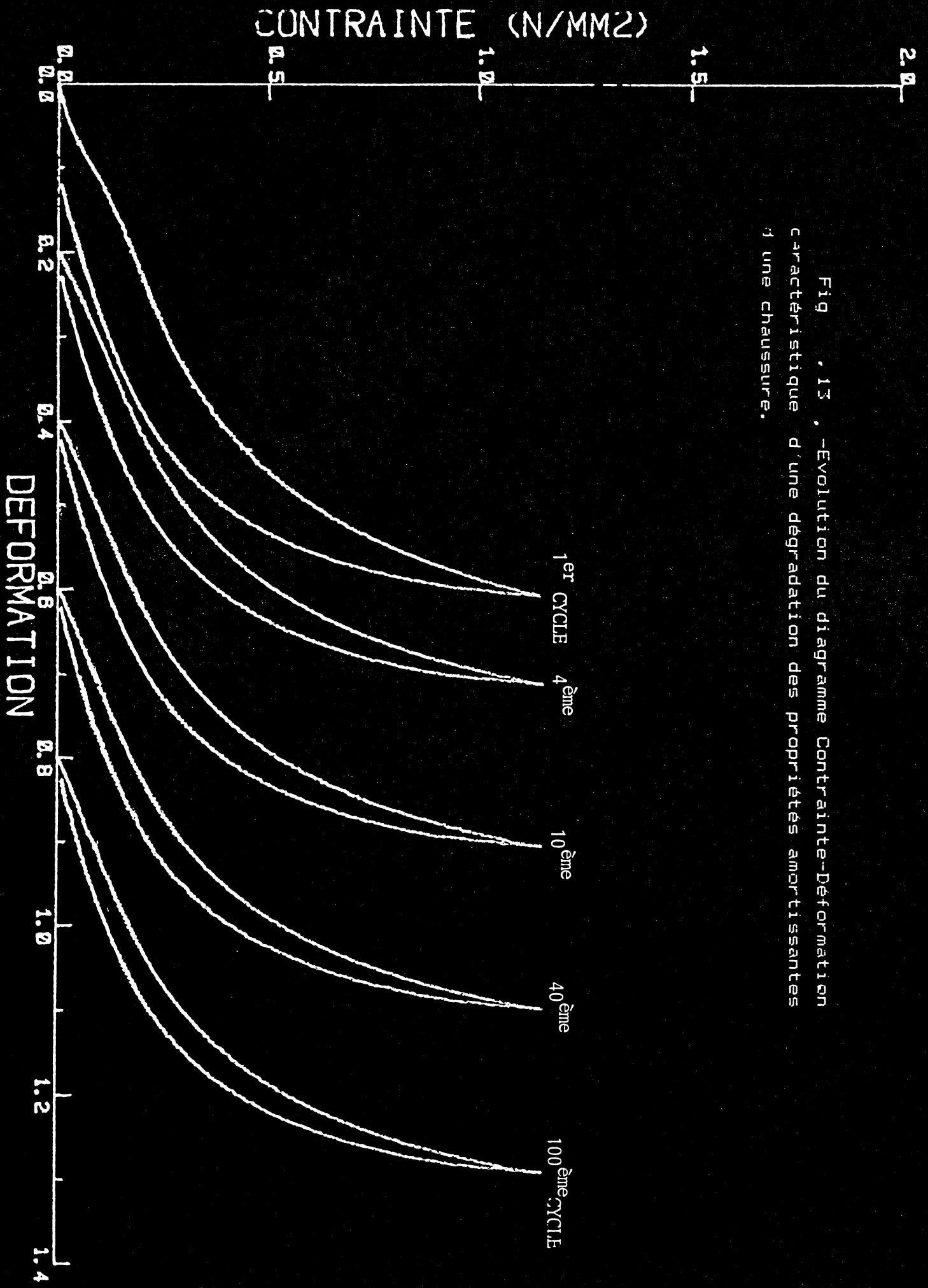
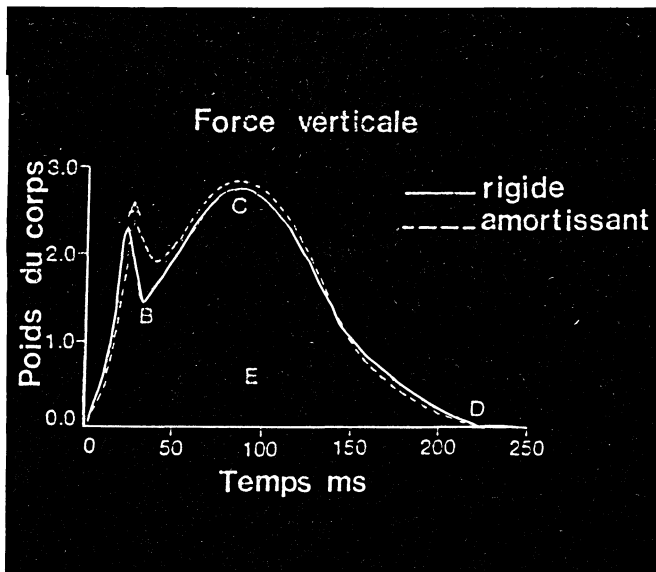


Fig . 13 . -Evolution du diagramme Contrainte-Deformation caractéristique d'une dégradation des propriétés amortissantes d'une chaussure.



L'analyse bibliographique montre clairement que l'interaction pied-sol est encore à ce jour mal connue et, pour les biomécaniciens, définir un « bon » sol est encore illusoire. Pourtant, certains pays (R.F.A., par exemple) ont élaboré, et imposent, des normes industrielles concernant la protection des individus vis-à-vis des traumatismes ou bien concernant l'aspect performance. Or, ces normes constituées à l'aide de « sportifs artificiels » que l'on voudrait voir reproduire l'impact normalisé d'un pied, ne reposent pas encore sur une connaissance suffisante des interactions entre l'appareil locomoteur humain et les sols ; les différents dispositifs, connus à ce jour, sont de ce fait très critiquables et la communauté scientifique a pu en faire à nouveau le constat lors du récent II^e Symposium international sur les « aspects biomécaniques des chaussures sportives et des surfaces de jeux » qui s'est tenu en août 1983 à l'université de Calgary (Canada). La plupart des communications de ce congrès ont porté, d'autre part, sur le comportement au choc des chaussures de sport indépendamment des sols sportifs ; en effet, selon certaines conceptions, il semblerait plus logique et plus facile d'obtenir un amortissement en s'intéressant uniquement à la chaussure, instrument individuel, à priori facilement adaptable, plutôt qu'au terrain, lieu collectif et immuable une fois construit. Ainsi en particulier à Calgary, T.E. Clarke, E.C. Frederick, et L.B. Cooper ont exposé des résultats (Fig. 12) montrant l'influence de plusieurs matériaux sur la forme de la courbe $F_z(t)$ ou « vertical force » lors de courses à allures identiques (6 minutes par mile). Ils ont choisi pour cela 8 paramètres : les valeurs de F_z pour les points A, B et C, les dates correspondant aux points A, B, C et D, ainsi que la valeur de l'impulsion (intégrale de F_z). Mais une telle analyse, ne tient absolument pas compte de ce que les propriétés amortissantes des matériaux constitutifs des chaussures évoluent considérablement s'ils sont sollicités de manière cyclique (lors d'une course, par exemple) pour devenir très rapidement durs. Des études récentes (Misevitch, 1982 et Lacouture, 1984) montrent que l'importance de cette dégradation, plus ou moins rapide selon les matériaux, est un critère de choix des matériaux constitutifs d'une chaussure (Fig. 13). Il convient donc de ne pas négliger l'amortissement dû aux sols sportifs qui, du fait de sollicitations dispersées dans le plan, peuvent

pallier cet inconvénient. C. Got (1983) a pu montrer clairement l'influence de divers sols sportifs sur les pentes initiales de $F_z(t)$ obtenues, lors de courses à 12 km/heure, par un coureur chaussé toujours de la même paire de chaussures et sollicitant différents sols sportifs ; ces pentes varient du simple au double.

Ce dernier critère semble être actuellement le plus prometteur et diverses équipes l'étudient désormais avec soin.

BIBLIOGRAPHIE

- CAVANAGH H.P. et LAFORTUNE M. (1980), *Journal of Biomechanics*, 13, pp. 383-390.
- CAVANAGH P. (1983) II^e Int. Symposium on Biomechanical Aspects of sport shoes and playing surfaces, pp. 187-189 Calgary (Canada).
- CLARKE T.E., FREDERICK E.C. and COOPER L.B. (1982), *Nike Research Newsletter*, Vol. 1, N° 3.
- DYSON G. (1970) *Mechanics of Athletics*, University of London Press, London.
- GOT C. (1983), Conférence II^e Journées d'automne : Activités physiques, Sports, Biomécanique (Carcans-Maubuisson).
- HAY J.G. (1978) *The Biomechanics of Sports Techniques*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, N.J.
- HERZOG W. (1978), Diplomarbeit in Biomechanik, ETH Zurich.
- KOLITZUS (1976) DIN 18065 Sportplätze, Tell, 6 Kunststoffflächen FN-Bau, Berlin.
- LACOUTURE P. (Mai 1984), Thèse 3^e cycle, Université de Poitiers.
- MAC MAHON et P. GREENE (1979) Division of Applied Sciences Harvard University, Cambridge, MA 02138 U.S.A.
- MISEVITCH K. W. (1982), 1^{er} Int. Symposium on Biomechanical Aspects of sport shoes and playing surfaces, Nijmegen (Pays-Bas).
- NIGG B.M. (1975), Interner Bericht, Laboratorium für Biomechanik, ETH, Zurich.
- NIGG B.M. (1975), Conférence tenue au laboratoire de l'ETH de Prokop L. *Oesterreichisches Journal für Sportmedizin*.
- PROKOP L. (1976), Sportmedizinische Probleme der Kunststoffbeläge Sportstättenbau und Baederalagen, 4, pp. 1175-1181.
- SCHMOLINSKY G. (1978), *Track and Field*, Sportverlag, Berlin.
- SEGESSER B. (1974), *Therapeutische Rundschau*, pp. 256-265.
- SNYDER L. (1956). Int. Trak and Field Digest, Ann Arbor, Michigan, U.S.A.