



**HAL**  
open science

# Relations morphologie-fonction des segments jambe-pied (A propos de 140 femmes françaises)

Michel Fine

► **To cite this version:**

Michel Fine. Relations morphologie-fonction des segments jambe-pied (A propos de 140 femmes françaises). Paléontologie. Université Claude Bernard - Lyon 1, 1986. Français. NNT: . tel-02292371

**HAL Id: tel-02292371**

**<https://theses.hal.science/tel-02292371>**

Submitted on 19 Sep 2019

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre :

ANNEE 1986

**THESE**

présentée

devant l'UNIVERSITE CLAUDE-BERNARD - LYON I

pour l'obtention

DU DIPLOME DE DOCTORAT

par

Michel FINE



---

**RELATIONS MORPHOLOGIE-FONCTION  
DES SEGMENTS JAMBE-PIED.****(A propos de 140 femmes françaises).**

---

Soutenue le 26 Juin 1986

## JURY :

Messieurs ELOUARD P. Président  
BERARD J. Rapporteur  
FAURE C. Rapporteur  
MEIN P. Rapporteur  
BALLESIO R. Membre du Jury  
FISCHER L. Membre du Jury  
GONON G. Membre du Jury

## TABLEAU DU PERSONNEL DE L'UNIVERSITE

\*

Président de l'Université : **Professeur P. ZECH**  
Président du Comité de Coordination  
des Etudes Médicales : **Professeur R. MORNEX**  
Secrétaire Général : **M. F. MARIANI**



### FEDERATION SANTE

UFR de Médecine Grange-Blanche : Directeur provisoire, **Pr. H. PELLET**  
UFR de Médecine Alexis-Carrel : Directeur prorogé, **Pr. R. MORNEX**  
UFR de Médecine Lyon-Nord : Directeur prorogé, **Pr. A. PINET**  
UFR de Médecine Lyon-Sud : Directeur prorogé, **Pr. J. NORMAND**  
UFR de Pharmacie : Directeur prorogé, **Pr. C.A. BIZOLLON**  
UFR d'Odontologie : Directeur prorogé, **Pr. G. LABE**  
Institut de Techniques de Réadaptation : Directeur prorogé, **Pr. M. EYSSETTE**

### Départements Fédération Santé

Département de Biologie Humaine : Directeur prorogé, **Pr. P.A. BRYON**  
Département d'innovation et de  
coordination pédagogique : Directeur provisoire, **Pr. G. LLORCA**

### FEDERATION SCIENCES

Institut des Sciences de la Matière : Directeur provisoire, **Pr. E. ELBAZ**  
Institut des Sciences de l'Ingénierie du  
Développement Technologiques : Directeur provisoire, **Pr. M. GENCE**  
Institut de Chimie et Biologie Moléculaire  
et cellulaire : Directeur provisoire, **Pr. M. PAVANS  
DE CECCATY**  
Institut d'Analyse des Systèmes Biologiques  
et Socio-Economiques : Directeur provisoire, **Pr. J.M. LEGAY**  
Institut des Sciences de la Terre, de l'Océan,  
de l'Atmosphère, de l'Espace, de l'Environnement : Directeur provisoire, **Pr. S. ELMI**  
UFR des Activités Physiques et Sportives : Directeur provisoire, **Pr. C. JACQUEMOUD**  
I.U.T.A. : Directeur provisoire, **Pr. J. GIELLY**  
I.U.T.B. : Directeur provisoire, **Pr. P. MICHEL**

### Départements Fédération Sciences

Département de 1er cycle pluridisciplinaire  
Sciences : Directeurs provisoires, **M. PONCET  
M. HILLEL**  
Départements de 2ème cycle  
– Sciences Biologiques de la Terre : Directeur provisoire, **M. BLANCHET**  
– Sciences pour l'Ingénieur : Directeur provisoire, **M. DIMNET**  
– Sciences de l'Analyse et de la Matière : Directeur provisoire, **M. HACQUE**



Remplacer

P. 7 DE LA CAFINIÈRE

P. 142 30% des femmes

Dans tout  
le texte TESTUT

Par

DE CURIÈRE DE CASTELNAU

60% des femmes

TESTUD

à mon Epouse, Marie-Claude,  
avec toute ma tendresse.

à mon Fils, Guillaume,  
nos "Gosub" dans l'imaginaire  
sont une nécessité. "Return".

à ma Mère et à mon Père,  
avec tout mon amour filial.

à ma Belle-famille et à la mémoire de Gérard,  
mes attentions les plus délicates.

à mes Frères, Jacques et Daniel,  
mes Belle-soeurs et leurs Enfants  
Myriam et Jean STECK  
ma profonde affection.

à Françoise et Guy LOCQUENEUX  
Michèle et Christian BONNAMOUR

mon amitié sincère

à notre président de Jury,

Monsieur Pierre ELOUARD

Professeur de Géologie à l'Université LYON I

Spécialiste en Climatologie

Département des Sciences de la Terre

Il nous a ouvert les portes de cette prestigieuse Université.

Nous essayons de mériter sa confiance.

Notre profonde reconnaissance

à notre Directeur de Recherche,

Monsieur Georges GONON

Chef de Travaux au Laboratoire d'Anatomie,

Chirurgien des Hopitaux,

DERBH de Paléopathologie et de Paléontologie

Six ans de travaux en commun, de joies et d'affrontements nous ont appris à respecter le chercheur. Nous dédions à l'ami ces quelques phrases :

"...quelqu'un qui ne laisse pas passer la phrase inexacte ou faible que nous voulions garder par fatigue; quelqu'un qui relira vingt fois s'il le faut avec nous une page incertaine; quelqu'un qui prend pour nous sur les rayons des bibliothèques les gros tomes où nous pourrions trouver une indication utile, et s'obstine à les consulter encore, au moment où la lassitude nous les avait déjà fait refermer; quelqu'un qui nous soutient, nous approuve, parfois nous combat...; quelqu'un qui nous laisse divinement libre, et pourtant nous oblige à être pleinement ce que nous sommes".

Hospes Comesque

Carnet de Notes des Mémoires d'Hadrien

Marguerite YOURCENAR

à nos rapporteurs,

Monsieur Claude FAURE

Professeur des Universités,

Praticien Hospitalier

Anatomiste

DERBH de Paléopathologie et de Paléontologie

Nous apprécions son jugement et sa rigueur. Nous attendions tout particulièrement ses remarques d'Anatomiste.

Nous l'assurons de notre très respectueuse considération.

Monsieur Jérôme BERARD,

Professeur Agrégé,

Service de Chirurgie Infantile,

Hopital Debrousse

Sa simplicité, sa compétence et sa confiance ont forcé notre admiration. Ses remarques en tant que spécialiste du pied nous ont empêché de nous égarer.

Nous l'assurons de notre très respectueuse considération.

Monsieur MEIN,

Maître de Conférence

Spécialiste de l'Hominisation

La rigueur de ses corrections nous a remis en cause jusqu'à la dernière minute. Hommages respectueux.

aux Membres du Jury.

Monsieur Louis FISCHER.

Professeur de Universités

Praticien Hospitalier

Directeur du C.E.S. de Biomécanique (Biologie Humaine)

Chef de Service au Pavillon T, Hopital Edouard Hériot.

Depuis six ans il nous ouvre les portes de la Biomécanique. Ses travaux nous sont primordiaux et sa participation à notre jury est un honneur.

Hommages respectueux

Monsieur Roland BALLELIO

Maitre de Conférence

Nous le remercions vivement de sa participation à notre jury.

à Monsieur PLAZZA,  
Docteur en Biométrie,

Nous regrettons vivement son absence.

Salutations distinguées

à

Mademoiselle Michèle GAILLARD,  
Documentaliste

Monsieur DE CESARI  
Ingénieur

Directeur de l'O.N.S.E.R.

Messieurs Daniel MICHON et Christophe DINET,  
Moniteurs Cadres de Kinésithérapie

Madame Monique BONJEAN,  
Médecin Rhumatologue

Messieurs Eric CHEVILLOT et Jean-Claude DE MAUROY DE LA CAFINIÈRE,  
Médecins de Rééducation

Leurs travaux et leurs connaissances ont été une nécessité  
pour la réalisation de ce travail.

Qu'ils trouvent l'expression de ma profonde gratitude et de mon respect.

à mes camarades du Centre des Massues

aux cent quarante quatre femmes qui m'ont servi de sujet et sans qui  
ce travail n'aurait pu voir le jour;

mes remerciements les plus sincères.

Animal rationale, loquens, bimanum, erectum.

LINNE (1758)

# **INTRODUCTION**

## 1- INTRODUCTION

Etant donné notre expérience antérieure, nous avons conçu diverses expérimentations dont le but n'est pas de trouver la réponse à toutes les énigmes contenues dans le pied mais d'éclaircir un point qui nous paraît intéressant: l'inter-relation qui peut exister entre les divers domaines (cinésiologie, biomécanique, anthropologie..) au niveau du pied.

Au-delà de cette étude intrinsèque nous avons été obligé d'élargir notre domaine de réflexion à la voute plantaire qui se place à la fois comme cause ou/et conséquence des relations que nous étudions.

Ce travail entrepris depuis de nombreuses années doit essentiellement sa réalisation au Laboratoire d'Anatomie de Lyon et en particulier au Département de Biomécanique. En effet les quelques mémoires de fin de CES de Biomécanique que nous avons dirigés sous la férule du Docteur GONON nous ont permis de construire ce travail pierre par pierre avec le bénéfice énorme, pour le sérieux de l'étude, d'avoir des expérimentateurs qui ne connaissaient pas le but final. Chaque ouvrage a été repris par la suite au niveau des résultats et compilé en fonction du but choisi. Ainsi pour une étude des contraintes métatarsiennes nous avons revu les résultats afin de les intégrer dans la fonction du pied. L'étude préliminaire se contentant de vérifier les résultats sur le plan statistique et par rapport aux connaissances bibliographiques sur le sujet.

D'autres expérimentations ont été réalisées uniquement par nous même comme ce qui va suivre.

La deuxième orientation de notre travail découle de la première. Il s'agit de la bibliographie. A l'aide des ordinateurs, des serveurs spécialisés, des relations inter-bibliothèques, nous avons pu découvrir une importante littérature sans que pour autant nous puissions avoir la certitude d'être exhaustif. Ce long travail de tri, de lecture, de résumé nous a demandé trois années au terme desquelles environ 500 articles dont de nombreux livres ont été compulsés.

Dans ce domaine la liaison entre les différentes disciplines (médicales, scientifiques etc...) est au moins aussi complexe que celle de la jambe et du pied. Les ouvrages qui comportent une frange commune aux différentes disciplines (les notions d'équilibre et de bipédie par exemple) sont répertoriés en fonction des qualités d'appartenance de l'auteur et non pas en fonction du sujet traité et ce pour la majeure partie des ouvrages. De par ce fait ils se trouvent très dispersés. Néanmoins la gentillesse et la serviabilité des institutions comme le Museum d'Histoire Naturelle de Paris nous ont permis de progresser rapidement face à cet écueil. Il n'en est pas de même des individualités, célèbres ou non, qui ont fait la sourde oreille à toute requête.

Si nous nous intéressons à la biomécanique, à l'anatomie fonctionnelle, à la cinésiologie, en somme au mouvement chez l'Homme, nous ne pouvons nous empêcher d'être attiré par le pied. Moins riche en fonctions dites nobles que la main il est beaucoup plus énigmatique et demeure le premier maillon de la chaîne d'équilibration en station érigée. Structure élastique capable de s'adapter aux inégalités du sol il permet la locomotion, contribue pour une grande part au maintien de la station bipodale ou unipodale statique ou dynamique, participe à la marche mais aussi au saut, à la course, à la frappe, à la nage etc...

Non moins accessoirement il est une métaphore servant de support à des émotions diverses. Il possède un rôle important dans la société, la famille, allant parfois jusqu'à des excès comme le fétichisme ou étant méprisé plus qu'il ne le faudrait pour des questions de mode parfois bien ridicule. "Il est symbole de puissance sexuelle, phallique et stigmatise la gradation sado-masochiste des inter-relations humaines alors qu'il entre bien peu dans un vocable de réassurance." (BRUGE - 1986)

Les relations chiffrées qui existent entre les différents os et segments du corps sont le pain quotidien des anthropologues. À partir de mesures précises reportées dans le calcul d'indices, à l'aide de table telle que la table de MANOUVRIER (1893), en se servant ou non de machine pour le calcul, les divers éléments sont ainsi comparés pour amener des relations permettant de comprendre tout ou partie du passé, du présent et éventuellement de l'avenir de l'Homme. DUDAY et BONNEL (1981) ont cherché, parmi les espèces

vivantes actuelles, si "l'identité de fonction des membres postérieurs avait pour corollaire l'identité de structure et d'organisation". Mais ils ont cherché en anatomie comparée seule et non en reliant les différents domaines anatomique, cinésiologique, biomécanique et anthropologique. Faire cette relation sur l'ensemble du membre postérieur (inférieur) est un travail énorme, fruit de longues années et d'une équipe importante. Aussi, considérant que le pied humain est unique en son genre (BOULE - 1939), nous nous sommes demandés si cette particularité est le résultat d'une évolution bien définie ou si la structure et la forme du pied sont en relation avec d'autres facteurs musculaires, tendineux ou osseux.

Là encore, loin de répondre à l'ensemble de ces questions il nous semble que le plus intéressant à étudier est la relation qui peut exister entre la seule jambe et le pied. Les facteurs relationnels entre les deux segments sont compliqués par le port de la chaussure et surtout par le port d'un talon haut, apannage de la femme depuis quelques décennies.

Le m. Triceps Sural nous semble être l'élément majeur à examiner dans la jambe et dans la situation particulière du pied chaussé de talon haut. Sa relation avec le Talus, par l'intermédiaire du Calcanéum (art. talo-crurale, sous-talienne), et avec le premier interligne (premier rayon, voussure plantaire) est manifestement primordial. De même son rôle dans les activités statiques et dynamiques de l'Homme.

La voute plantaire s'est donc trouvée tout naturellement en seconde place dans notre étude. Sa raison d'être pourrait d'ailleurs, à elle seule, faire l'objet de nombreux recueils. C'est donc en partant de ces deux éléments qu'une troisième question s'est alors posée dans le sens où le pied peut être cause ou conséquence d'un phénomène plus général comme l'équilibration, la marche ou la bipédie.

## 1-1 Plan de travail

Le rappel des notions élémentaires d'Anatomie et de Cinésiologie basé sur la bibliographie nous amène à formuler des conclusions parmi lesquelles la nécessité de voir chacun des éléments fonctionner dans l'ensemble de la jambe et du pied.

Pour étoffer cette étape et cerner un peu plus la relation Jambe-Pied nous rappelons les grandes fonctions du pied en nous aidant à nouveau de la bibliographie. Parmi celles-là, la marche, l'équilibration, la station érigée, la transmission et la répartition des pressions. Nous rappelons aussi diverses manifestation du pied telles que l'empreinte, le pied plat ou creux, ainsi que les notions concernant la voûte et sa mécanique. A la suite de ces fonctions les principales questions de notre étude seront résumées.

Cette vue plus globaliste nous conduit à formuler des hypothèses et à noter des inconnues concernant la physiologie du triceps et de la voûte plantaire d'où notre recherche bibliographique sur la physiologie tricipitale.

Nous en tirons des conclusions et nous nous demandons alors ce que deviendrait cette physiologie tricipitale si nous adjoignons au pied une chaussure avec ou sans talon. Notre expérimentation sur la voûte plantaire dans la marche avec et sans chaussures est une première ébauche de réponse.

L'influence du talon, déjà observée précédemment, est approfondie par une troisième étude sur l'électromyographie du triceps surae avec et sans talon.

De cette façon la relation entre la mécanique, l'électromyographie et la cinésiologie du triceps et du pied se trouve un peu plus cernée. Nous pouvons alors nous demander s'il existe une relation morphologique entre le triceps (étendu au mollet par nécessité) et certaines mensurations du pied. Ceci constitue notre quatrième étude.

La discussion et les hypothèses nous entraînent alors inmanquablement dans la bipédie. Ainsi se trouve tout naturellement amenée notre cinquième étude bibliographique sur l'adaptation du pied à la bipédie. Elle permet d'infirmer ou de confirmer nos résultats ou hypothèses des expérimentations précédentes.

# RAPPELS

## 2-RAPPELS

=====

L'anatomie du pied est assez ingrate par la complexité des art. et peut-être aussi un peu par délaissement, proportionnellement à la main. Néanmoins il nous a été possible de trouver un nombre assez conséquent d'ouvrages afin d'établir les bases de nos rappels.

Tout d'abord nous avons trouvé des traités généraux dont les plus anciens sont ceux de HALLISKI (1930) et TESTUD (1948); ce dernier illustrant directement son ouvrage d'après ses dissections. PATURET (1951), BRIZON (1972 - 77) conserve le même plan d'étude mais illustrent schématiquement leurs ouvrages. ROUVIERE en 1970 rapporte une iconographie photographique qui tranche avec les schémas. GRAY (1973), KHALE et BOUCHET (1978) ne pouvaient être ignorés; ils reprennent une disposition classique. Toujours en 1978 CASTAING illustre son anatomie de biomécanique et de schémas simples.

Ces ouvrages généraux nous permettent de vérifier les points communs et de commencer à mettre en évidence les premières différences. Elles seront accentuées entre les ouvrages spécialisés où nous retrouvons LEVAME en 1966, CAILLET en 1976, grands spécialistes du pied. D'autres spécialistes comme RUSSEL et HONNART en 1974 restent sur l'avant-pied de même que FAURE (1981) qui n'étudie que le squelette de l'avant-pied mais en incluant des notions cinésiologiques et biomécaniques. CONNAIL en 1969 étudie rapidement les muscles intrinsèques du pied. WILLIS en 1935 et LECOEUR en 1977 se spécialisent sur les muscles plantaires tandis que GUILLOT en 1981 systématise les veines du pied et que BONNEL en 1983 étudie l'anatomie et la biomécanique des nerfs plantaires (ouvrage peu courant dont nous n'avons pas trouvé d'équivalent au niveau des nerfs du membre supérieur). DUDAY (1981) nous sert de référence sur l'anatomie comparée du pied.

Le côté artistique nous est donné par BELLUGUE (1963), OLIVIER (1967) et BARCSAY (1973) bien qu'il se termine souvent à la jambe, le pied n'étant souvent là que par sa face toute dorsale.

Les ouvrages classiques comportent souvent une étude cinésiologique et physiologique mais nous avons eu besoin d'ouvrages spécialisés comme ceux de DANIEL (1948) et KENDALL (1974) qui cotent les muscles et les art..

FISCHER (1978), OLIVIER (1970) et INMANN (1976) abordent l'anatomie d'un point de vue mécanique. Encore de la biomécanique avec RABISCHONG (1973) qui fait une revue des possibilités fonctionnelles des membres inférieurs.

Nous avons trouvé d'autres ouvrages spécialisés comme celui de SCHMITT qui utilise la radiographie pour étudier les pieds des danseurs. Il nous a servi de comparaison par rapport au pied courant. Comme ceux de DE DONCKER (1970), le spécialiste Belge du pied, qui nous ont servis de support en biomécanique, cinésiologie et pathologie.

Les ouvrages de GUNTZ (1975), BOUCHET (1978) et SOBOTTAH (1977 - Tome 4) nous ont aidé pour la nomenclature internationale francisée et nous avons choisi ce dernier comme référence sans pour autant résoudre le problème des habitudes de langage. La corrélation entre la nomenclature internationale et le latin se trouve dans la partie LEXIQUE.

## 2-1 Embryologie

Jusqu'au deuxième mois le pied ne se différencie pas de la main. Il est passé successivement par une ébauche mésenchymateuse au premier mois, puis par une ébauche cartilagineuse au deuxième mois. Ce n'est qu'à partir du troisième mois que se forme le pied cartilagineux avec une voûte plantaire interne et un hallux qui devient parallèle aux autres doigts du pied.

L'ossification des metatarsiens et des phalanges se fait au troisième mois, celle du talus et du calcaneus du quatrième au septième mois. L'ossification complète du pied se termine à 15 ans par la dernière partie de la transverse du tarse qui reste donc la plus exposée.

Les sésamoïdes de l'hallux ont leur noyau d'ossification à la douzième semaine et finissent leur ossification à 12 ans. Ils ne sont pas induits par la marche mais inscrits dans le code génétique de l'homme.

## 2-2 Morphologie

Rappelons l'épaisse couche cornée des surfaces d'appui de la plante du pied; la position perpendiculaire du pied sous le segment jambier; les formes variées de pied correspondant comme la main, le nez ou les oreilles aux morphotypes et aux caractères humains. Les différences les plus étudiées se situent au niveau des orteils et de l'empreinte plantaire. Cette dernière sera vue par la suite mais regardons d'abord ce qui se passe au niveau des orteils.

Un examen de 8.000 pieds d'enfants de 6 à 20 ans, effectué par LELIEVRE (1971) a fait ressortir 431 combinaisons possibles dont 6 sont principales. Les autres, qui ne représentent pas moins de 425 possibilités, sont exceptionnelles. Nous retrouvons en nommant les orteils : 1 , 2, 3, 4 et 5:

TYPE	APPELLATION	ORDRE	% H	% F
1 < 2 --->	Grecs	2> 1> 3> 4>>5	14,2	11,9
	Standards	2> 3> 1> 4>>5	8,2	10,1
1 > 2 --->	Egyptiens	1> 2> 3> 4>>5	49,4	46,1
	Hallomégalie	1>>2> 3> 4>>5	1,5	1,5
1 = 2 --->	Egalité	1= 2> 3> 4>>5	22,6	22,6
	Carré	1= 2= 3= 4>>5	3,1	3

Tab. 1-1 Les différents type de pied d'après la longueur relative des orteils. (résumé du tableau de Lelièvre - 1971)

Il note que l'avancée de l'hallux est une cause de traumatisme de celui-ci dans les chaussures pointues. 1 > 2 correspondant à 49,3% et 1 = 2 correspondant à 26,1% soit 75,4% de pied potentiellement traumatisé par la

chaussure. Sa statistique est à opposer à celle de VILADOT (1966) qui trouve respectivement 72,9% et 5,9% soit 78,8% au total.

Les différentes formes de métatarse sont à rapporter à l'avancée des orteils. Ils contribuent à l'avancée ou au recul des phalanges des orteils.

Les différences se manifestent d'un sexe à l'autre et d'une ethnie à l'autre. Malgré tout les proportions de pieds Egyptiens restent plus importantes comme le montre le tableau suivant :

En %	! Femmes	! Hommes	! Hommes	!
	! Blanches	! Blancs	! Noirs	!
! Egyptien	! 61	! 55,7	! 52,6	!
! Carré	! 24	! 28,6	! 39,4	!
! Grec	! 15,2	! 15,6	! 7,9	!

Tab. 1- 2 Morphotype du pied

Disons que, de façon à peu près certaine, 75% DE LA POPULATION EUROPEENNE SUBIT UN TRAUMATISME DU GROS ORTEIL EN REVETANT LE PIED D'UNE CHAUSSURE.

## 2-3 Les Os

### 2-3-1 Les Os de la Jambe.

Le Tibia (tibia) et la Fibula (fibula, péroné) sont en relation avec le genou et le pied. Ils participent aux mouvements mais sont aussi des transmetteurs de pression soit directement dans l'axe de la jambe soit de façon spiralée. Chacun d'eux possède une structure anatomique légèrement spiralée propre à recevoir des forces hélicoïdales. C'est surtout le tibia qui joue le rôle de transmetteur; la fibula étant plutôt ajusteur.

Nous verrons par la suite le rôle que les auteurs attribuent à la présence et à la taille de la fibula chez les animaux. Chez l'homme le rôle de la fibula semble important par l'art. tibio-fibulaire et les mouvements d'ascension et de rotation externe ou interne qu'il induit lors de la flexion extension de l'art. talo-crurale. Cependant la section de la fibula ou son ablation partielle, comme dans certaine intervention sur la colonne vertébrale où le morceau prélevé va servir d'étai antérieur à la colonne, n'handicape pas pour autant de façon majeure les art. du genou et de la cheville des patients ayant subit cette ablation.

Par contre les fractures du tibia qui ne consolident pas nécessitent parfois la section de la fibula car c'est lui qui empêche l'impaction des deux fragments tibiaux et la consolidation osseuse.

Ces deux exemples font valoir que mécaniquement une certaine partie des forces est transmise par la fibula, ou tout du moins doit nécessairement passer par la fibula, et que la liaison art. tibio-fibulaire proximale et art. tibio-fibulaire ne semble pas être un facteur déterminant dans la mécanique de la flexion-extension de l'art. talo crurale.

### 2-3-2 Les Os du Pied (Ossa Pedis)

Ils constituent le tarse, formé de sept os courts et divisé en tarse postérieur (talus et calcaneus) et en tarse antérieur (naviculaire, cuboïde et les trois cunéiformes), le métatarse et les phalanges.

Le pied de l'homme est caractérisé par la coexistence d'un développement massif du tarse et une réduction de l'avant-pied.

Il convient de rajouter les os Sésamoïdes (ossa sesamoidea) du metatarsien I, quelquefois du II et du V, ainsi que les os Surnuméraires qui sont l'os Trigone (os Trigonum), l'os Naviculaire accessoire ou os tibial externe (os tibialis laterale), l'os Vesalien (os vésalium), l'os inter-métatarsien, l'os cuboïde accessoire et l'os fibulaire.

Pour terminer, certains os comme le naviculaire évoluent à partir de deux points d'ossification en deux os différents qui ne se soudent pas. Il s'agit alors d'os Bipartites.

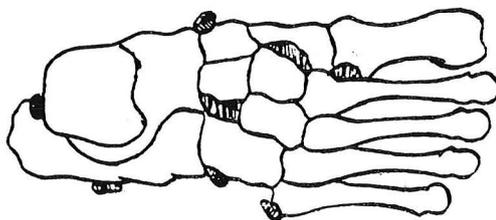


Fig.1- Ossa sesamoidea pedis  
(d'après BOUCHET - 1978)

### 2-3-2-1 Le Talus (talus)

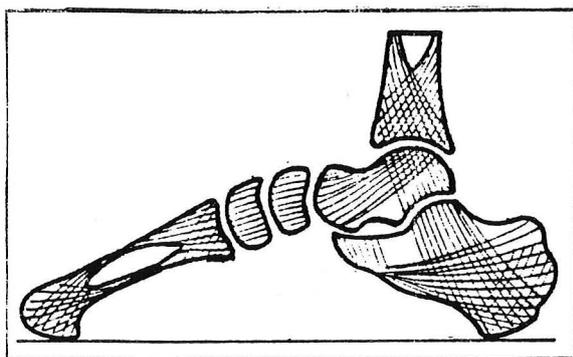


Fig. 2-  
Répartition des lignes  
de force au niveau du pied.  
(d'après Kapandji - 1978)

Cet os du tarse postérieur a suscité de nombreux écrits CHAZAL (1982), GUILLOT (1981-1984) et en suscitera encore beaucoup aussi ne pouvons nous que l'effleurer. Mal vascularisé, il possède un corps spongieux dont les lignes de force répondent à celles du tibia. Ses particularités résident dans le fait qu'il n'a aucune insertion musculaire, qu'il s'articule avec quatre os donnant naissance aux art. talo-crurale, tibio-fibulaire, talo-naviculaire et talo-calcanéenne, qu'il forme (BOUCHET - 1970) le sommet de la voûte tarsienne (français international : arc longitudinal du pied) et qu'il fait la liaison entre les os de la jambe et le tarse. Classé par GUILLOT comme matériau de type "fragile", c'est lui qui, paradoxalement, distribue les forces venues du haut pour les transmettre plus horizontalement et presque également à l'arrière-pied et à l'avant pied. Nous verrons plus en détail la

distribution des forces dans notre étude sur l'importance du talon postérieur.

De nombreux auteurs décrivent au cours de l'évolution de l'homme des facettes d'accroupissement sur la face supérieure du col du talus (BLACK - 1925, BARNETT - 1954, TRAN-ANH - 1966), sur le bord postérieur du talus et le bord antérieur de l'épiphyse distale du tibia (CHOPINEAUX - 1974). Elles sont appelés ainsi car elles sont le résultat d'une station accroupie très fréquente. Elles facilitent l'hyperflexion de l'art. talo crurale. Cette disposition se retrouve aussi en fréquence élevée chez les populations modernes qui pratiquent la position accroupie (Egyptiens = 62%, Indiens = 41,5%, Japonais = 31,5%, Australiens = 33,6%) et de même chez les populations primitives (Néandertaliens = 76,9%). HEIM (1982) précise qu'elle est déjà présente chez les enfants Néandertaliens.

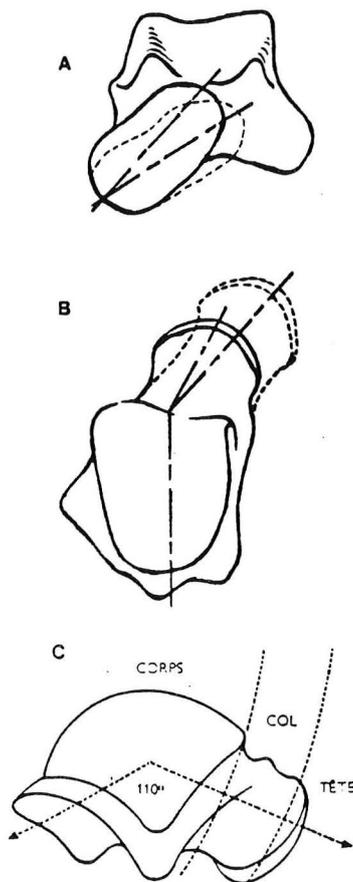


Fig. 3- Le Talus.

A et B : pointillé = foetus  
trait plein = adulte  
(d'après Giannestras - 1973)

A- Vue antérieure d'un talus gauche  
Torsion de la tête.

B- Evolution de la longueur et de  
l'inclinaison du col.

C- Vue latéral schématique.  
(d'après Brizon et Castaing - 1977)

L'axe antéro-postérieur de la poulie talienne est, chez l'homme, plutôt orienté vers le premier métatarse alors que chez le singe c'est plutôt vers le deuxième ou le troisième metatarsien. Cette orientation est

en rapport avec la rotation externe du 1/3 inférieur des deux os de la jambe. Ce mouvement tend à ramener le poids du corps sur le sustentaculum tali. De nombreux auteurs donnent un rapport entre la hauteur de la voute et la torsion tibiale.

L'axe du col du talus est moins incliné en dedans que chez les singes, ce qui serait significatif de l'absence de divergence et d'opposabilité de l'hallux BARONE (1972). Ce caractère peut aussi être dû à l'importance de la charge transmise, par l'intermédiaire du naviculaire et des cunéiformes, aux metatarsiens I, II et III. Cette obliquité du col plus faible s'accompagne d'une torsion plus importante de la tête du talus.

Ces deux caractères, forte torsion de la tête et faible inclinaison du col, s'affirment progressivement au cours de la croissance de l'enfant et oppose le talus humain à celui des singes.

#### 2-3-2-2 Le Calcanéus (calcaneus)

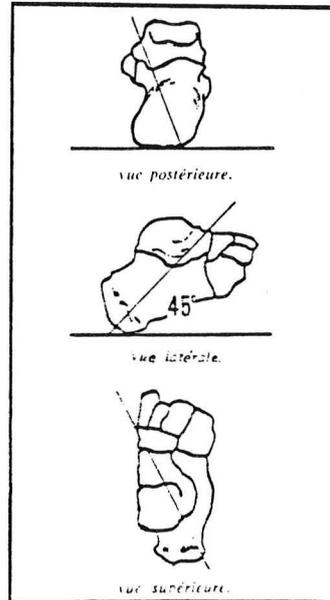


Fig. 4- Le calcaneus et ses axes (d'après BOUCHET - 1978)

Dans notre étude le calcaneus représente une charnière. Deuxième os du tarse postérieur il mobilise, directement ou indirectement, certaines articulations du pied lors des divers mouvements qu'il effectue. Ces cinèses

peuvent être dûes au passage de la position sans appui à l'appui et inversement, c'est ce qui se passe dans la marche, ou bien à la mobilisation directe par le triceps surae et/ou les muscles plantaires et/ou l'élasticité des aponévroses et formations ligamentaires qui s'insèrent sur lui. Il est un des facteurs clés de la relation existant entre la voûte plantaire et le mollet. Il est caractérisé par sa puissance et le volume de sa tubérosité postérieure.

C'est lui qui reçoit en totalité les forces venues du haut et transmises à l'arrière pied par le talus. Ceci fait qu'il est souvent fracturé par le talus qui s'enfonce dans le corps d'où la nécessité de connaître exactement sa résistance. VANNEUVILLE et GUILLOT (1982) le classe dans les matériaux de type intermédiaire.

Anatomiquement il présente sur sa face supérieure une surface articulaire antéro-interne, avec à la partie antérieure la grande apophyse, et une surface articulaire postéro-externe qui est la véritable surface d'appui du talus, le Thalamus de DESTOT.

Sur sa face inférieure les deux tubérosités postérieures qui sont des points d'appui au sol et sur lesquelles s'insèrent l'Aponévrose Plantaire Moyenne, le court fléchisseur des orteils, l'abducteur du petit orteil et l'adducteur de l'hallux. Les deux tubérosités antérieures reçoivent l'insertion du ligament calcanéocuboïdien et du m. carré plantaire (traditionnellement : Chair Carré de Sylvius).

A sa face antérieure l'art. calcanéocuboïdienne avec le bec ou Rostre du calcanéus.

Sa face postérieure possède une partie lisse pour la bourse séreuse et une partie rugueuse qui reçoit l'insertion du tendon calcanéen (tendon d'Achille).

Les fibres superficielles de ce tendon se prolongent jusqu'au bord postérieur de l'aponévrose plantaire.

Dans le plan sagittal la direction du calcanéus par rapport au plan horizontal est d'autant plus oblique en avant et en haut que la voûte est élevée OLIVIER (1965).

Dans le plan frontal, le calcanéus, qui est en varus chez les singes, prend une position en léger valgus avec élévation de la voûte. Cette évolution s'accompagne d'une horizontalisation du sustentaculum tali par un déplacement vers le haut et l'avant. Au fur et à mesure que le pied abandonne la position en varus, l'appui de la petite apophyse diminue. L'axe vertical du calcanéus reste placé en dehors par rapport à celui de la jambe.

Ce déséquilibre, soutenu au niveau de l'art. talo-calcaneenne par le ligament deltoïdien et le muscle jambier postérieur, est un véritable mécanisme amortisseur DE DONCKER (1979) (Figure 5).

Dans le plan transversal, l'écartement du talon (distance mesurée entre l'axe du pied et le point d'appui du talon au sol) diminue avec l'élévation de la voûte (VOLKOV - 1904) (Figure 6).

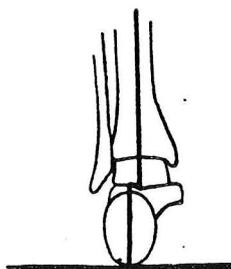


Fig. 5 -  
L'amortisseur de l'arrière pied.  
(d'après De Doncker - 1981)

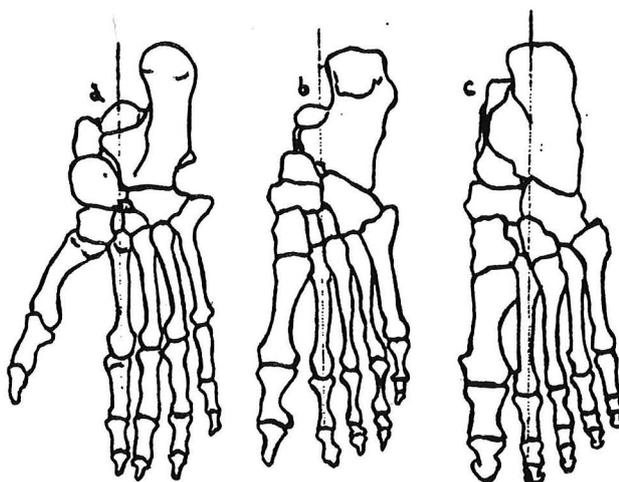


Fig. 6 - L'écartement du calcaneus sur des squelettes de pied.  
a) Gorille b) Vedda c) Européen  
(d'après Volkov - 1904)

L'insertion du tendon d'Achille comporte des exostoses qui correspondent à l'ossification des fibres du tendon. D'après FEREMBACH (1962) elles seraient dues aux mouvements d'adduction et de rotation interne, conséquences de la

flexion du pied sur la jambe. C'est la preuve de la fréquence de la station accroupie chez les sujets du Mésolithique (Figure 7).



Fig. 7 -

Représentation schématique des exostoses du tendon d'Achille.

#### 2-3-2-3 Remarque à propos des facettes articulaires d'accroupissement.

La notion de facettes articulaires créées, comme cela paraît évident, par la rencontre de la berge antérieure de l'extrémité inférieure du tibia et de la partie supérieur du col du talus est loin de nous satisfaire de prime abord. En effet si nous demandons à un Européen de s'accroupir il se place sur la pointe du pied en flexion maximale des genoux alors qu'un homme d'Afrique du Nord se placera pied à plat, le tronc très engagé entre les genoux. La première position demande de l'énergie et n'est que transitoire alors que la seconde permet de rester des heures sans effort musculaire important. C'est la position qu'adoptent par exemple les Nords-Africains en attendant le car comme peuvent le constater tous ceux qui y sont allés. Or dans cette position il n'y a pas de butée osseuse permettant de générer à la longue une surface articulaire. De plus la mise en adduction et rotation interne du pied si elle est effective ne nous semble pas due à la rotation interne du segment tibial, freinée par le passage du corps entre les genoux.

### 2-3-2-4 Anatomie comparée du tarse

La robustesse et l'allongement relatif du tarse chez l'homme est en rapport avec l'importance des contraintes mécaniques induites par son double rôle sustentateur et locomoteur.

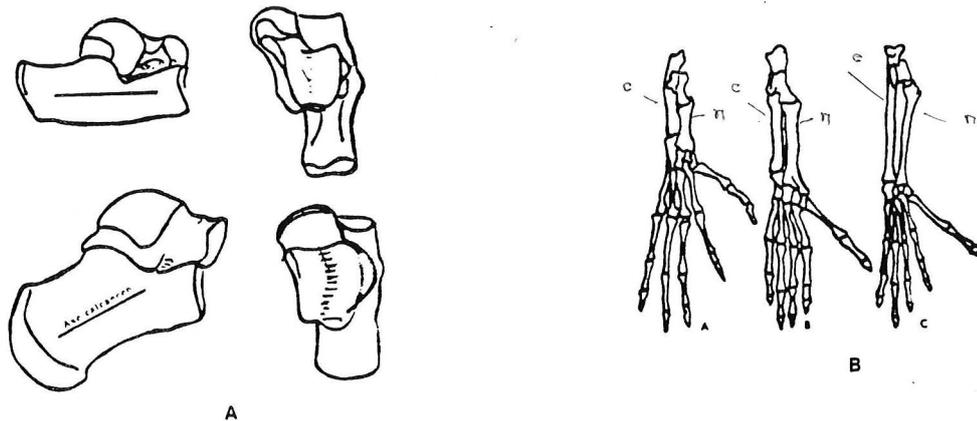


Fig 8 - A) Comparaison des forces postérieures d'un cercopithecoïde en haut et de l'homme en bas. (d'après Olivier - 1965)  
B) Squelette de pied droit de Prosimiens sauteurs montrant l'allongement démesuré du calcaneus et du naviculaire (d'après Vallois - 1955)

Le tarse occupe à lui seul la moitié de la longueur du pied humain contre 27 à 40% pour les pieds des Simiens. Cette proportion est approchée ou dépassée par quelques prosimiens sauteurs spécialisés (Tarsius 45%, Galago 48%) mais la morphologie du tarse est alors tout à fait différente. Il y a un allongement en baguette du calcaneus et du naviculaire, surtout la partie antérieure, ce qui constitue un bras de levier important permettant de développer la force nécessaire au décolllement du corps du sol.

Chez l'homme l'allongement du tarse s'accompagne d'un renforcement en épaisseur du calcaneus et des os de la première rangée du tarse. La largeur du tarse avoisine le quart de sa longueur, soit les  $\frac{2}{3}$  de la largeur du pied à la partie distale du metatarses.

La brièveté caractéristique, orteils mis à part, de l'avant-pied humain est soulignée par sa largeur relative.

2-3-2-5 La première rangée.

l'os Naviculaire (ossa naviculare) (2).

l'os Cuboïde (ossa cuboideum) (7).

l'os Cunéiforme médial (ossa cunéiforme mediale) (5).

l'os Cunéiforme intermédiaire (ossa cunéiforme intermedium) (4).

l'os Cunéiforme latéral (ossa cunéiforme laterale) (3).

(les chiffres correspondent à la figure 9)

L'étude de ces os sera envisagée en biomécanique au niveau du couple de torsion du pied et de leur rôle dans l'architecture des formes du pied.

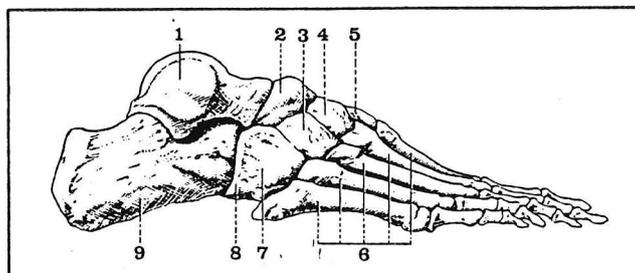


Fig. 9 - Les os de la première rangée (d'après BOUCHET - 1978).  
1- Talus 6- Metatarsae 8- Tubercule du naviculaire (tuberosita ossa navicularis) 9- Calcaneus

Le cuboïde est situé plus bas que le naviculaire. Par son large appui sur le calcaneus et son contact avec le cunéiforme latéral, il répartit les pressions, non seulement vers le métatarses avec lequel il s'articule mais aussi vers les deuxième et troisième metatarsiens.

La morphologie des cunéiformes présente des traits caractéristiques du tarse marcheur. La longueur importante du bord supérieur du cunéiforme median et l'aspect fortement recourbé des faces supérieures des cunéiformes intermédiaires et latéraux s'opposent aux dispositions rencontrées chez les Pongidés.

### 2-3-2-6 Le Metatarse (Métatarsus).

Il est formé de cinq os métatarsiens (ossa metatarsala). Leur forme est variable en longueur et conditionne la morphologie du pied et la longueur des orteils.

La longueur du plus long metatarsien, le deuxième, représente un peu plus de 30% de la longueur du pied, chiffre tout à fait moyen par rapport à l'ensemble des Simiens.

L'homme occupe donc une place particulière entre deux extrêmes:

- les Primates grimpeurs adaptés à la vie arboricole qui ont un tarse court et un métatarse long.
- les Prosimiens sauteurs spécialisés (Tarsius, Galago) qui ont un tarse long et un métatarse court.

Les métatarses humains sont droits et non légèrement concaves en dedans comme chez les anthropoïdes.

Leur maintien est assuré par le muscle abducteur de l'hallux, par le ligament transverse du métatarse et par le m. long péronier. Leur intégrité est importante dans la transmission des pressions comme nous l'avons montré dans notre étude des contraintes sur les métatarses (SERVIANT, FINE - 1984).

### 2-3-2-7 Les Phalanges (Phalanges).

Elles participent à la morphologie du pied et nous intéressent par la présence des fléchisseurs et des extenseurs des orteils. Les premiers servant à fixer les orteils au sol lors de la marche, les seconds suppléant et aidant le m. tibial antérieur dans sa fonction de retenue du pied lors de l'abatement. Leur rôle sera plus amplement envisagé dans la cinématique des art. phalangiennes et inter-phalangiennes.

Les orteils de l'homme sont courts car le plus long, le deuxième, ne représente que 22% de la longueur du pied; valeur inférieure de 15% aux

proportions des singes anthropomorphes dont le plus long est le troisième doigt.

En pathologie ce qui est important c'est l'organisation des métatarsiens. Les déformations en hallux-valgus ne gênent pas pour la marche si elles ne sont pas douloureuses. Chaque fois que le fonctionnement des orteils est gêné par un transfert tendineux la marche est peu perturbée même avec une limitation de la flexion dorsale ACTIVE de l'hallux. Les transferts du tendon du m. court extenseur des orteils (pédiex) sur le long extenseur de l'hallux déficient, ne gênent pas la marche. Par contre l'arthrodèse de la métatarso-phalangienne provoque une gêne importante par suppression de la flexion dorsale PASSIVE. Mais tous les sujets ne sont pas gênés, ce qui ne présume pas d'une grande importance de l'hallux (BERARD - 1986).

#### 2-4-1 Les Articulations du cou-de-pied et du pied

La fourchette de normalité de leurs angulations est sujette à de nombreuses variations (CARRET - 1985).

##### 2-4-1-1 L'Articulation talo-crurale ou Articulation tibio-fibulo-crurale ou Articulation du cou-de-pied (articulatio tibiocruralis).

###### 2-4-1-1-1 Cinésiologie

FARABOEUF la qualifiait de "reine des articulations" mais peut-être plus en raison de son importance fonctionnelle que pour ses particularités anatomiques.

C'est une articulation de type ginglyme (trochléenne) à un seul degré de liberté permettant ainsi des mouvements de FLEXION de 20° à 30° et des mouvements d'EXTENSION de 30° à 50°. Le mouvement de flexion est limité par la butée osseuse du col du talus sur le bord antérieur du tibia. Avant cette limitation stricte, au delà de laquelle il y a traumatisme, un frein progressif est constitué par la mise en tension des muscles postérieurs. Cette retenue très classique de la flexion par le m. soléaire est d'autant plus importante que le genou est tendu en raison de l'adjonction de la tension des m. gastrocnemi.

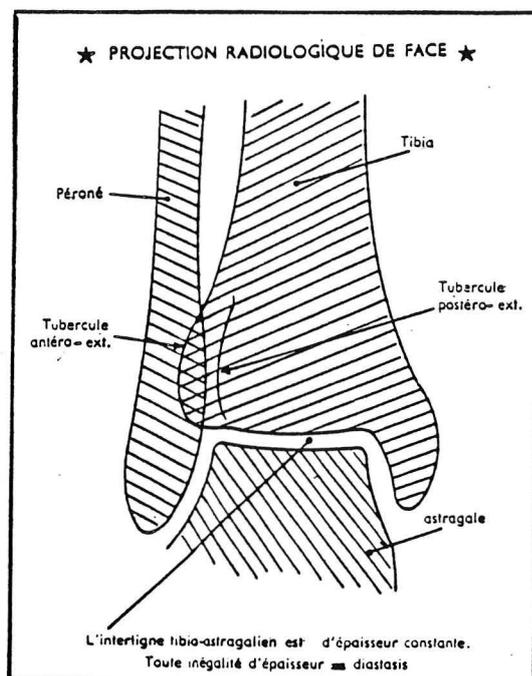


Fig. 10 - Articulatio talocruralis  
(d'après Brizon et Castaing - 1977)

La plupart des auteurs s'entendent sur les chiffres des amplitudes articulaires. Nous retiendrons seulement pour discussion, CASTAING (1977), qui note 45° et même plus de flexion dorsale chez les Asiatiques avec des extrêmes de 30° à 60°. Mais il ne précise pas si cela est dû à un facteur osseux ou à une élasticité différente des formations musculo-aponévrotiques. Cette notion d'élasticité et en particulier celle du muscle à été retenue très tard comme mécanisme actif dans les mouvements fonctionnels tout en étant admise comme facteur de variation dans les amplitudes intrinsèques. Nous approfondirons cette notion dans le chapitre Expérimentation.

Un autre facteur de variation des amplitudes de l'art. talo-crurale est peut-être la position de référence donnée comme "le pied perpendiculaire à la jambe" (CASTAING, KAPANDJI...). Or si nous cherchons quel axe osseux du pied est perpendiculaire à l'axe de la jambe cela devient un problème ardu car l'axe de la jambe est à peu près perpendiculaire au sol en station debout, donc à une ligne passant par les appuis plantaires (extrémité

inférieure du calcaneus et les sésamoïdes dans une vue interne) mais n'est perpendiculaire à aucun axe osseux du pied en position libre. Le grand axe du talus fait un angle de 15° avec l'horizontale et celui du calcaneus un angle de 45° (CASTAING-1977). Pour être exact il ne faudrait regarder que le déplacement du grand axe du talus par rapport à la référence tibiale, ce qui est difficile sur le vivant. Ceci explique peut-être en partie les différences d'amplitudes in-vivo ainsi que les différences avec les mesures anthropologiques. Dans tous les cas nous n'irons pas aussi loin que DUBOIS (1972) dans l'exactitude des amplitudes et dans l'appréciation clinique d'un mouvement. Tout au plus pouvons nous, dans de très bonnes conditions et sur un même sujet, apprécier sur l'instant une différence entre les deux côtés.

#### 2-4-1-1-2 Cinématique, Biomécanique.

Sur le plan cinématique l'art. talo-crurale doit répondre à plusieurs impératifs classiques qui sont, stabilité, mobilité, solidité. La solution de ce problème réside dans le tenon et la mortaise aidés par de puissants ligaments. Cette résolution simple est affinée par la présence de la fibula et par l'organisation anatomique du talus. Les art. tibio-fibulaire proximale et tibio-fibulaire permettent à la fibula des mouvements de rotation et d'ascension qui, s'ils ne sont pas primordiaux, n'en restent pas moins les garants du travail en finesse du pied. Les amplitudes de l'art. talo-crurale s'effectuent autour d'un axe considéré de visu comme horizontal et précisé en 1952 par BARNETT.

FESSY en 1981 reprend les travaux de SAMMARCO (1973-1977) sur l'axe de l'art. talo-crurale et, alors que, jusqu'à présent, les mesures étaient faites graphiquement, il les aborde pour la première fois de façon numérique à l'aide des centres instantanés de rotation (C.I.R.). Il considère qu'il y a plusieurs axes: un axe de rotation unique pour la flexion plantaire et un axe variable pour la flexion dorsale. Cette étude numérique rejoint les conclusions de PATURET (1951) sur l'axe de l'art. talo-crurale : l'axe des mouvements est horizontal mais non pas exactement transversal et il correspond à l'axe de la poulie talienne oblique d'avant en arrière et de dedans en dehors.

Quant aux C.I.R. ils varient de façon permanente et se répartissent dans l'aire balayée par le corps du talus en partant d'une position extrême pour aller à l'autre.

Cette notion d'axe qui n'est pas exactement dans le plan frontal ajoute à l'incertitude des mesures d'amplitudes de l'art. talo-crurale in-vivo.

#### 2-4-1-2 L'Articulation Sous-talienne ou Articulation Talo-calcanéenne ou Articulation Astragalo-calcanéenne (articulatio subtalaris).

Elle a été étudiée récemment sur le plan anatomique par DUMONTIER (1983).

Considérée comme une double art. plane (double arthroïdie) par TESTUD (1948) et BOUCHET (1978), elle est une art. plane pour VILADOT (1963), KAPANDJI (1978) et BARATE (1984).

Maintenue par le puissant ligament en haie qui sépare les deux surfaces articulaires, antérieure et postérieure, elle se classe parmi les art. planes en cinématique et en anatomie parmi les art. trochoïdes pour la surface postérieure et sphéroïde pour l'antérieure (CARRET - 1982). Elle autorise les mouvements de VARUS (supination de l'arrière-pied) et de VALGUS (pronation de l'arrière-pied).

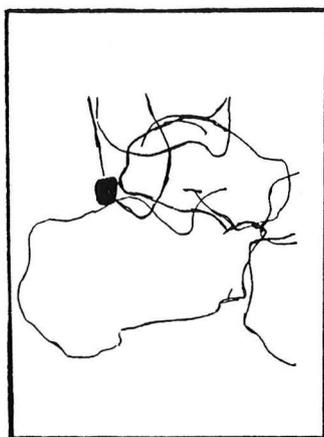


Fig. 11 -  
Calque radiologique de  
l'articulatio subtalaris

Envisagée dans ces seuls mouvements elle permet l'adaptation au sol donnant l'image du calcaneus qui roule sous le talus (CASTAING - 1977, KAPANDJI - 1978). Considérée dans l'ensemble de la mécanique du pied elle s'intègre dans la partie fixe du couple de torsion du pied.

### 2-4-1-3 L'Articulation Transverse du Tarse ou Articulation Médio-tarsienne ou Articulation de CHOPART (Articulatio Tarsitransversae) .

Composée de l'art. talo-calcaneonaviculaire (articulatio talocalcaneonavicularis) et de l'art. calcaneocuboïdienne (articulatio calcaneocuboideus), c'est pour TESTUD (1928) une art. trochoïde responsable de mouvement de flexion-extension, abduction-adduction, rotation interne et externe. Pour BOUCHET et CUILLERET (1978) c'est une art. sphéroïde (énarthrose) qui est responsable des mouvements de varus (rotation interne) et de valgus (rotation externe) autour d'un axe oblique en bas, en arrière et en dehors. Ces mouvements sont facilités par la flexion du pied ELFTMAN (1960).

Pour KAPANDJI (1978) les articulations du tarse postérieur sont un "ensemble fonctionnel lié". L'art. talo-calcaneenne et l'art. transverse du tarse réalisent l'équivalent d'une articulation à un seul degré de liberté autour de l'axe de HENKE. Elles effectuent des mouvements d'INVERSION et d'EVERSION du pied.

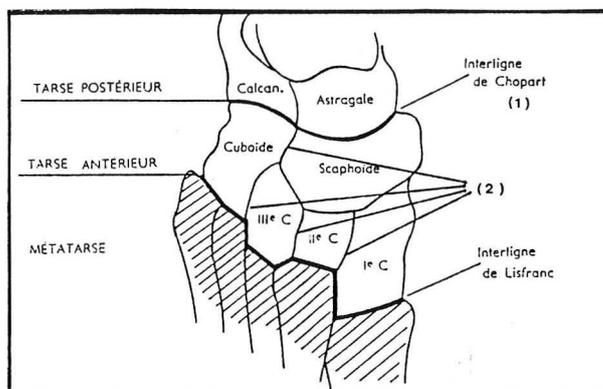


Fig. 12 - Représentation schématique des articulations tarsitransversae, tarsometatarsae et des art. intertarsae

Pour ELFTMAN (1960) c'est à leur niveau que se joue l'augmentation de la ferme du pied sous l'action du couple de torsion.

Pour MANN (1964) la supination apporte une meilleure stabilité de la transverse du tarse. La transverse du tarse est, elle aussi, impliquée dans le couple de torsion du pied.

#### 2-4-2 Articulations des os du tarse antérieur

xxElles comprennent la cuboïdo-naviculaire, les trois cunéo-naviculaire, les deux inter-cunéennes, la cunéo-cuboïdienne. Ce sont toutes des art. planes (arthrodies), peu mobiles, avec des mouvements de glissement discrets. Elles interviennent au niveau du couple de torsion du pied et dans les mécanismes de blocage du couple de torsion.

##### 2-4-2-1 Les Articulations Tarso-métatarsiennes ou Articulation de LISFRANC (articulationes tarsometatarseeae).

Etudiée en anatomie et biomécanique par DONCKER (1964), puis récemment en biomécanique liée à la pathologie par BONNEL (1982) elles unissent le cuboïde et les cunéiformes aux cinq métatarsiens avec un ligament important, le ligament interne ou du premier espace ou de LISFRANC. Le deuxième métatarsien est fixe tandis que les autres réalisent de discrets mouvements de flexion-extension et des mouvements passifs de latéralité (TESTUD - 1928, BOUCHET et CUILLERET - 1978). Pour KAPANDJI (1978) les changements de courbures de l'arche antérieure sont la conséquence des mouvements dans l'interligne de LISFRANC.

Pour HICKS (1953) elles sont impliquées dans le mécanisme de treuil et le couple de torsion du pied et surtout l'articulation de la colonne de l'hallux.

Leur rôle dans la préhension sera vue dans le chapitre suivant.

2-4-2-2 Les Articulations Inter-métatarsiennes (articulationes intermetatarsae).

Au nombre de trois car le plus souvent le premier et le deuxième métatarsiens ne sont unis que par des plans fibreux. Leur mobilité permet l'adaptation du pied au sol et au relief ainsi que l'affaissement de l'arche antérieure qui se conduit alors comme un amortisseur.

2-4-2-3 Les Articulations Métatarso-phalangiennes (articulationes metatarsophalangeae).

Condylarthroses pour TESTUD (1928), condyliennes pour BOUCHET, CUILLERET et KAPANDJI, tous en 1978, elles ont des mouvements de flexion supérieurs à ceux de l'extension. En station érigée elles permettent de se mettre sur "la pointe des pieds". Ce mouvement est véritablement réalisé par les danseurs et se borne, chez l'individu moyen, à un appui sur la tête des métatarsiens sur la pulpe des orteils qui sont tous en flexion dorsale. Cette flexion dorsale est primordiale pour la marche et principalement pour le hallux.

Chez l'homme l'hallux joue un rôle locomoteur considérable. Il est dirigé vers l'avant. Son métatarsien est presque parallèle au second, son angle de torsion est presque nul et il est incliné dans les parties molles. L'art. cunéo-métatarsienne n'a pas de configuration en selle d'où une impossibilité d'opposition ET une impossibilité d'abduction-adduction dans cette articulation. Ces mouvements de latéralité sont parfois développés de façon considérable et permettent une prise dite latéro-latérale. Elle est permise par la disposition musculaire qui reste semblable à celle de la main. Chez les enfants dépourvus de bras cette possibilité s'accompagne d'une rotation externe exagérée de l'art. coxo-fémorale et d'une flexion extrêmement libre. Nous avons pu constater de visu le côté néfaste que représente, chez ces enfants, la chaussure et de manière plus générale les règles de la société.

L'absence de divergence de l'hallux s'accompagne d'une diminution de l'inclinaison du col du talus (Figure 5). LEROI-GOURHAN (1964)

considérerait que la solidité de l'hallux était aussi caractéristique que la mobilité du pouce à la main. LESSERTISSEUR (1978) note que le rayon hallucial est égal à 49% de la longueur du pied et ce sont, pour BARONE (1972), les cunéiformes qui sont responsables de la différenciation des orteils et en particulier le cunéiforme medial constamment plus long et plus étroit chez les animaux marcheurs et particulièrement puissant chez l'Homme.

Le rôle des deux sésamoïdes de l'hallux n'est pas défini exactement. Avec une section verticale égale à presque la moitié de la tête du premier métatarsiens ils jouent un rôle lors de l'élévation sur la pointe des pieds mais leur présence systématique, même chez les sujets dépourvus de marche, est une inconnue.

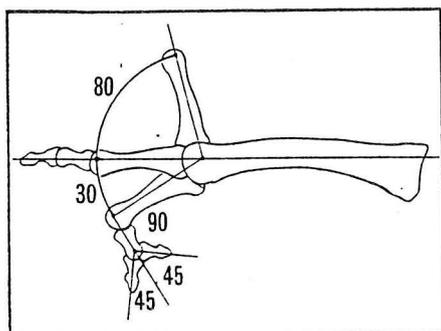


Fig. 13 -  
Amplitude des articulations  
métatarsophalangeae et  
interphalangeae pedis.  
(d'après Faure - 1981)

De nombreuses études ont été réalisées sur la métatarso-phalangienne du premier orteil en raison de son importance fonctionnelle. Outre LEVAME (1970) nous retiendrons : l'étude de FAURE (1981) qui donne 8° de débattement pour cette articulation et une étude cinématique de la première art. metatarso-phalangienne effectuée par MARECHAL en 1982. Réalisée dans le plan sagittal au cours des mouvements de flexion et d'extension elle a été faite avec une méthode originale applicable in vivo pour toutes les articulations. Elle consiste, pour calculer les Centres Instantanés de Rotation, à utiliser des déplacements d'axes plutôt que des déplacements de points comme dans la méthode de FICK.

Les résultats montrent que l'art. metatarso-phalangienne ne se comporte pas comme une rotule mais que ses centres de rotation se déplacent

au cours du mouvement selon une courbe qui correspond à celle de la développée du profil metatarsien.

#### 2-4-2-4 Articulations Inter-phalangiennes (articulationes interphalangeae pedis)

Ce sont des ginglymes (trochléennes) qui ont des mouvements de flexion et d'extension de 80° au total. Notons que la position en flexion des orteils est presque constante et indépendante du port de la chaussure KOWALSKI (1981).

À la brièveté des phalanges, s'ajoute l'incurvation en crochet des orteils, à peine ébauchée dans l'hallux et de plus en plus prononcée dans les orteils latéraux (figure 14).

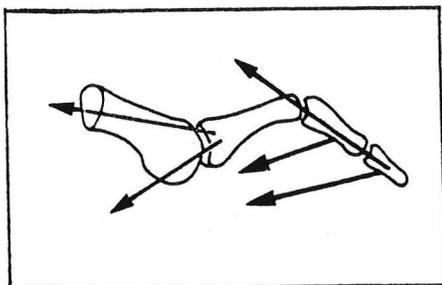


Fig. 14 -  
Direction des muscles permettant  
l'application de la pulpe au sol et  
la disposition en crochet des  
orteils de l'homme.  
(d'après Faure - 1981)

Il en résulte que l'appui phalangien ne s'effectue que par les couvertures pulpaire des phalanges terminales, qu'il est très faible dans la station debout et efficace mécaniquement dans une très courte période de la marche (BARONE - 1972).

L'appui véritablement fonctionnel ne s'exerce pas au niveau des phalanges mais au niveau des têtes métatarsiennes qui constituent l'amortisseur de l'avant-pied et la barre d'appui antérieure de la voûte plantaire DE DONCKER (1979), FAURE (1981), DUFOUR (1983).

### 2-4-3 Conclusion sur les articulations.

Comme il fallait s'y attendre le nombre d'articulations augmente la complexité de la mécanique et gêne la compréhension exacte, voir même l'intérêt, de certaines articulations. De nombreux essais ont été faits dans le but d'interpréter la relation qui existait entre la mécanique globale et la mécanique intrinsèque.

Autant la finalité de la main permet de trouver une orientation à la mécanique, autant au niveau du pied la finalité que sont la marche et la station érigée ne semble pas satisfaire les anatomistes et biomécaniciens puisque de nombreux points restent obscurs ou controversés. Nous pourrions en effet nous interroger sur le pourquoi de ces vingt-sept articulations alors qu'apparemment le pied n'agit pas en finesse (comme l'écriture à la main par exemple) ?

La main est peu discutée dans l'évolution de l'Homme mais tout le monde s'interroge sur le passage d'un pied préhensible à un pied sustentateur. La preuve en est que même les expressions traduisent cette idée. Ne parle-t-on pas de la noblesse des fonctions de la main, de la main comme "sous-cerveau", de la libération de la main ?

Quiconque travaille en milieu d'handicapés des mains ou des pieds arrivent sans peine à la conclusion qu'ils sont complémentaires et que toute tentative sordide de choix entre un handicap de l'un ou de l'autre n'aboutit en définitive qu'à un choix égoïste d'un seul individu devant quelques privilèges que la société lui a apportés, car sans mains ou sans pieds de l'Australopithecus à l'Homme de Cromagnon la condamnation était presque inéluctable.

Ce "presque" est justifié par le seul cas connu d'un Néandertalien qui vivait à SHANIDAR en IRAK et qui se nomme SHANIDAR 1. Il était handicapé physique du membre supérieur avec une omoplate tordue et un humérus atrophié qui n'avait que 10 cms. Sa dentition permet de lui donner à peu près 30 ans (MEIN - 1986).

"Il est faux de dire que les muscles agissent toujours dans la détermination de la configuration du pied, comme il serait faux de dire qu'ils n'interviennent jamais." HICKS (1955)

## 2-5 Les Muscles

Pour définir l'action d'un muscle il est classiquement admis de donner le mouvement de l'extrémité distale du muscle considéré. Dans ce cas un triceps surae mobilise le pied en flexion plantaire et en varus par l'intermédiaire de son insertion calcanéenne, les insertions tibiales et fémorales servent alors de point fixe. Le mouvement produit par l'insertion proximale qui se sert de l'insertion distale comme point fixe est beaucoup plus flou. Toujours pour le triceps les auteurs parlent de flexion du genou ne considérant dans les trois insertions proximales que la fémorale et ramenant celle-ci à une seule insertion. Chaque fois que ce sera possible nous donnerons la fonction de l'insertion proximale avec l'insertion distale fixe mais pour cela il convient de rappeler les notions de chaînes cinétiques.

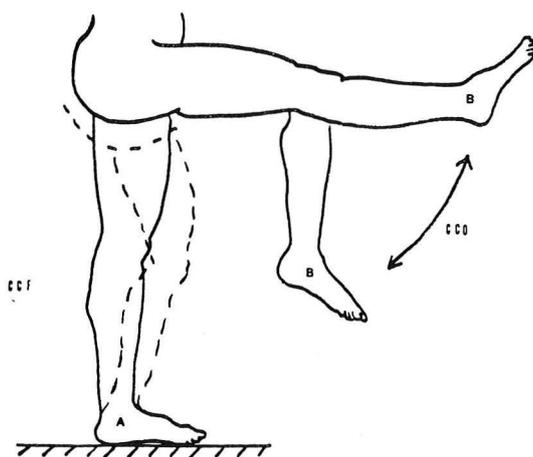


Fig.15 - Chaîne cinétique ouverte et chaîne cinétique fermée.

Une chaîne cinétique ouverte (C.C.O.) est définie lorsqu'un muscle possède son insertion distale libre et son insertion proximale fixe. C'est l'inverse pour une chaîne cinétique fermée (C.C.F.). Cette notion s'applique surtout au niveau des membres et ne correspond que très rarement à la définition théorique.

En effet lorsque nous exécutons un mouvement il y a rarement une insertion strictement fixe pendant que l'autre bouge. Il s'agit plutôt d'une différence de déplacement d'une insertion par rapport à l'autre. SHERRER (1967) donne de ces chaînes une notion basée sur la quantité de travail. Il

considère comme faisant travailler les muscles en C.C.O. une action qui leur fait développer moins de 15% de leur force et en C.C.F. plus de 15%. La force maximale étant atteinte à 100%.

### 2-5-1 Les muscles de la loge postérieure

- M. Triceps Sural (triceps surae)
- M. Long Fléchisseur des Orteils (flexor digitorum longus)
- M. Long Fléchisseur de l'Hallux (flexor hallucis longus)
- M. Tibial Postérieur (tibialis posterior)

#### 2-5-1-1 Plan profond

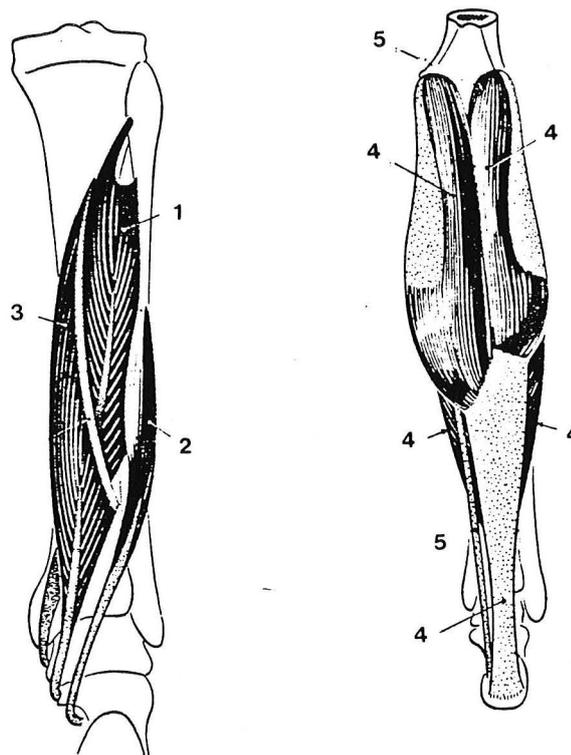


Fig. 16- Les muscles du plan profond de la loge postérieure.  
1- tibialis posterior 2- flexor hallucis longus 3- flexor digitorum longus 4- triceps surae 5- plantaris  
(d'après BRIZON et AL. - 1977)

Le m. long long fléchisseur de l'hallux s'insère sur le tibia. Le m. tibial postérieur sur le tibia, le ligament inter-osseux et la fibula. Le m. long fléchisseur des orteils sur la fibula et la cloison

intermusculaire. Leurs corps charnus, dont la direction est oblique en bas et en dedans, donne naissance à un tendon à la partie inférieure du tibia.

Leurs trajets se situent à la face interne du pied, en dessous de la malléole interne. Le m. tibial postérieur passe à la partie postérieure de la malléole interne puis face interne du talus pour se terminer sur tous les os du tarse, excepté les os talus et calcaneus, et sur tous les métatarsiens excepté le quatrième et le cinquième.

Le m. long fléchisseur des orteils passe sous la malléole tibiale en dessous du m. tibial postérieur et longe la gouttière de la petite apophyse calcanéenne. Il envoie une expansion au m. long fléchisseur de l'hallux et reçoit l'insertion du m. quadratus plantae. Il se divise en 4 tendons terminaux qui reçoivent latéralement l'insertion musculaire des m. lombricaux avant de perforer le m. court fléchisseur des orteils pour se terminer sur la base de la troisième phalange des quatre derniers orteils. Le m. long fléchisseur des orteils passe derrière la petite apophyse du talus puis sous la gouttière de la petite apophyse calcanéenne. Il croise ensuite le m. long fléchisseur des orteils des orteils par en dessous et vers le haut. Il envoie une expansion sur ce muscle et se termine de la même manière sur la base de la deuxième phalange du gros orteil.

En chaîne cinétique ouverte:

- le m. tibial postérieur agit sur toute la partie antérieure et mobile du pied. Son action dans le couple de torsion du pied paraît indéniable mais nous ne connaissons pas encore la séquence d'action de ses différentes terminaisons. Depuis DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) il est donné comme adducteur et rotateur interne du pied (inverseur) ainsi que fléchisseur plantaire.

- les m. long fléchisseur de l'hallux et long fléchisseur des orteils des orteils agissent comme les muscles fléchisseurs de la main, en relation avec les m. lombricaux et le m. court fléchisseur des orteils.

En chaine cinétique fermée

- l'action de ces muscles est beaucoup plus discuté voir ignorée. Considérés comme stabilisateurs plantaires (CASTAING - 1977, PLAS - 1972...) ou bien comme stabilisateurs du genou (PIERA - 1979, VIEL - 1981...) leur étude est restée délicate en raison de leur situation profonde difficilement accessible à l'électromyographie profonde, l'électromyographie superficielle n'explorant que le m. triceps sural et essentiellement les mm. gastrocnémiens.

Le m. long long fléchisseur de l'hallux étant le seul à passer sous le sustentaculum tali "a une forte action de mise en varus du calcaneus dès que le talon est décollé du sol" (DE DONKER - 1981, Figure 17).

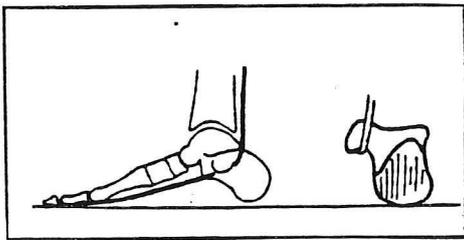


Fig. 17 -  
Action du flexor hallucis longus.  
(d'après De Doncker - 1981)

Notons que leurs directions les prédisposent à une action 'spiralee', notion que nous n'avons trouvée chez aucun auteur. Leur volume loin de valoir celui du triceps n'en reste pas moins important et est à prendre en considération dans les mensurations du mollet.

En résumé ils sont fléchisseurs et inverseurs plantaires, stabilisateurs du genou et du pied, actifs pour maintenir l'appui des orteils au sol dans l'équilibration et la marche.

Il nous a semblé intéressant de rapporter brièvement l'étude de FABRE-AUBRESPY (1980) intitulée "Electromyographie et anatomie fonctionnelle des muscles fléchisseurs de l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil".

L'art. métatarso-phalangienne est une sphéroïde (énarthrose) mobilisée par des muscles longs parmi lesquels le long fléchisseur de l'hallux qui est le plus remarquable, et par des muscles courts tels que les m. court fléchisseur, court abducteur et court adducteur de l'hallux.

L'étude électromyographique de surface des m. court et long fléchisseur de l'hallux est faite :

- au repos assis : en flexion plantaire statique, en flexion dorsale statique,
- au repos debout : debout sur la pointe des pieds en appui bipodal, debout sur la pointe des pieds en appui monopodal,
- debout sur les talons en appui bipodal,
- debout sur les talons en appui monopodal ainsi que pendant les cycles de marche correspondant à:
  - . l'attaque du talon,
  - . au pied à plat au sol,
  - . au décollement de l'arrière pied,
  - . au passage du pas.

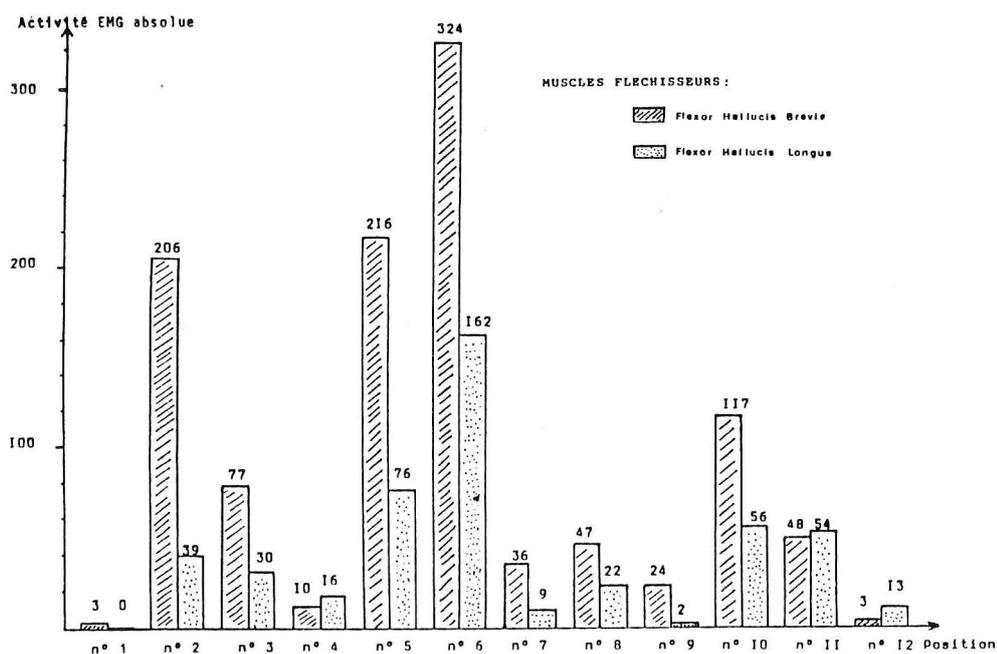


Fig. 18 - Résultats électromyographique entre les m. Flexor Hallucis Brevis et Longus. Les n° en abscisse correspondent aux sujets, en ordonnée l'activité électromyographique absolue est donnée en unité arbitraire correspondant à l'intégrateur.

Les résultats de cette étude porté sur la figure n° 18 montre que les m. court et long fléchisseur de l'hallux ont leur activité maximale lors de l'ELEVATION UNIPODALE.

L'élévation bipodale et la contraction statique sont pratiquement équivalentes et ce n'est que lors de la phase pied à plat au sol que ces muscles sont à leur maximum (parmi les cycles de marche étudiés). Pour ces différences maximales, l'activité du flexor hallucis longus est toujours plus forte que celle du m. court fléchisseur de l'hallux. Ces deux muscles n'ont pas d'activités au repos c'est à dire pieds à plat au sol, assis ou debout.

**EN CONCLUSION LES MUSCLES COURTS SEMBLENT DONC PLUTOT AGIR SUR LA MOBILITE DE LA METATARSO-PHALANGIENNE ALORS QUE LES MUSCLES LONGS PARTICIPENT PLUTOT A L'EQUILIBRE DU PIED.**

#### 2-5-1-2 Plan superficiel

- M. Triceps Sural (triceps surae)
- M. Gastrocnémien (gastrocnemius)
  - Chef latéral (caput laterale)
  - Chef médial (caput mediale)
- M. Soléaire (soléaire)
- M. Plantaire (plantaris)

C'est le m. Triceps Sural formé des mm. gastrocnémiens (chef latéral et médial) ainsi que du m. soléaire (voir figure n° 17). Parfois considéré comme quadriceps, soit en raison d'une différenciation du m. soléaire en deux muscles (chef tibial et chef fibulaire), soit en incluant le m. plantaire considéré comme muscle inconstant. A ce propos TESTUD et LATARJET (1928 - p.1162) décrivent sa présence à plus de 90% chez les Européens, les Noirs et les Chinois contre 8% seulement chez les Japonais. Ce dernier pourcentage nous paraît bizarre mais nous n'avons pas trouvé dans notre littérature de quoi transformer le "8" en "80".

Les m. jumeaux croisent le genou après s'être insérer sur la partie postérieure des condyles fémoraux par un fort tendon, des fibres aponévrotiques et des fibres charnues. Des observations de m. gastrocnémien surnuméraire (Gastrocnemius Tertius) ou d'absence se retrouvent dans la littérature. Le m. soléaire naît d'une lame fibreuse épaisse sur la partie

postérieure du tibia, par des fibres charnues et aponévrotiques sur la fibula, par des fibres charnues venant de l'arcade fibreuse du m. soléaire. Un m. soléaire accessoire est parfois décrit (LOZACH - 1982) entraînant une gêne importante et nécessitant l'exérèse chirurgicale.

Le corps des mm. gastrocnémiens est très haut situé et les fibres musculaires ne descendent pas plus bas que le milieu de la jambe. Le chef médian du m. gastrocnémien descend plus bas que le chef latéral (BRIZON et CASTAING - 1977). TESTUD (1928) note que les mm. gastrocnémiens primitivement séparés se réunissent seulement chez les singes avec une union très basse. Le corps charnu du m. soléaire inclut une forte lame intra-musculaire qui devient lame terminale (lame principale et accessoire). Les corps musculaires du m. triceps sural sont en outre fortement pennés.

Le triceps sural se termine par le tendon d'Achille, plus fort tendon de l'organisme avec 5-6 cm de long, 12-15 mm de large et 5-6 mm d'épaisseur. Ses fibres superficielles se continuent jusqu'à l'aponévrose plantaire. Le m. plantaire se termine parfois sur ce tendon. Le m. triceps sural est un fléchisseur plantaire avec une composante de varisation en chaîne cinétique ouverte (C.C.O.), c'est à dire avec le pied libre. Il travaille dans ce cas selon en mode concentrique.

Lorsque le pied est fixé au sol, ou plutôt lorsque l'insertion supérieure se déplace plus que l'insertion inférieure, l'action du m. triceps sural est alors plus difficile à appréhender. Entre la marche, la course, le saut etc... les auteurs sont loin d'être du même avis quant à son action. Notre recherche bibliographique sur la fonction tricipitale tente de faire le point sur le rôle attribué à ce muscle.

2-5-2 Les muscles de la loge antérieure

- M. Tibial Antérieur (tibialis anterior) 1
- M. Long Extenseur des Orteils (extensor digitorum longus) 2
- M. Long Extenseur de l'Hallux (extensor hallucis longus) 3

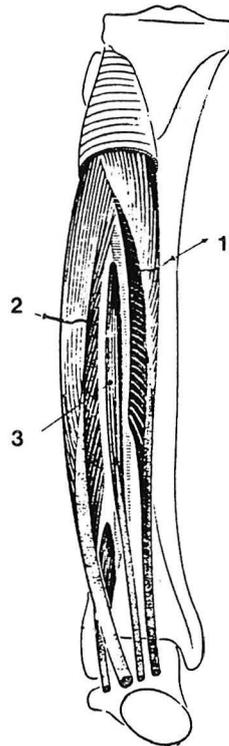


Fig.19-

Loge antérieure de la jambe.

(d'après BRIZON et Al. - 1977)

Le m. tibial antérieur prend naissance sur la face externe du tibia, le ligament interosseux, l'aponévrose jambière et la cloison fibreuse. Son tendon passe sous le ligament annulaire du tarse et se termine sur la face interne du cunéiforme médial et sur la base du premier metatarsien.

TESTUD et LATARJET (1928) signalent une division du m. tibial antérieur en deux faisceaux, ce qui serait une "disposition simienne des plus intéressantes". Pour eux le m. tibial antérieur de l'homme est la réunion, chez le singe, du m. tibial antérieur et du m. long extenseur de l'hallux. L'un allant sur le cunéiforme, l'autre sur le métatarsien.

L'action du m. tibial antérieur est quelque peu différente selon les auteurs. DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) le classe parmi les fléchisseurs adducteurs du pied et lui confère une action de mobilisation des articulations du bord interne de l'avant-pied avec effacement de l'arche

interne et de mobilisation de l'art. tarso-métatarsienne et surtout de l'art. talo-naviculaire. L'adduction qui en résulte est faible. Les articulations mobilisées sont successivement l'art. calcanééo-astragaliennne puis l'art. talo-crurale.

Cette action isolée du m. tibial antérieur n'est pas reprise par KAPANDJI (1968) qui le donne comme l'antagoniste du m. long péronier. En synergie avec le m. long extenseur des orteils il provoque une flexion directe et avec le m. tibial postérieur une adduction-supination SANS flexion.

Chaque muscle possède peu ou prou une action de stabilisation. C'est cette théorie qu'adopte CASTAING (1970) en reprenant l'idée de stabilisation. Le m. tibial antérieur empêche, avec les m. long extenseur des orteils et long extenseur de l'hallux l'échappée du talus. Il possède en outre une composante de rétropulsion sur le pied. Il est donc stabilisateur interne de la talo-crurale et doit être impliqué dans les techniques de rééducation proprioceptives. Les auteurs pré-cités notent par ailleurs que la puissance des supinateurs est plus grande que celle des pronateurs (2,82 kgm contre 1,16 kgm) et que le pied est libre en supination.

Enfin les auteurs actuels impliquent le m. tibial antérieur dans les différentes phases de la marche. BLANC (1981) dans son analyse de l'"activité du muscle tibialis anterior pendant la phase portante de la marche", note qu'il est actif dans la phase portante jusqu'à 12-14% du cycle de marche et ce en continuité avec la phase oscillante. Son activité cesse juste avant le rabattement de la première tête métatarsienne. Un prolongement d'activité pourrait produire un défaut d'appui antéro-interne si la stabilité du pied n'était pas suffisante.

Cette énumération des différentes fonctions du m. tibial antérieur ne tient pas compte des notions de chaîne cinétique ouverte ou chaîne cinétique fermée telles que nous les avons précisées. Si nous nous en référons à ces notions nous pouvons dire que, en chaîne cinétique ouverte, c'est à dire le pied libre, ce muscle est FLECHISSEUR ET ADDUCTEUR avec tantôt une action de flexion directe et tantôt une action d'adduction-supination. En chaîne cinétique fermée il agit dans la marche comme un FREIN à l'abattement du pied et comme STABILISATEUR de la partie interne de l'art. talo-crurale.

Les m. long extenseur des orteils et de l'hallux s'insèrent sur la tubérosité interne du tibia, sur la face interne de la fibula et sur le ligament interosseux. Leurs tendons passent sous le ligament frondiforme. Ils se terminent de la même façon sur les phalanges des orteils.

L'action des muscles longs sur le pied se résume dans le schéma suivant :

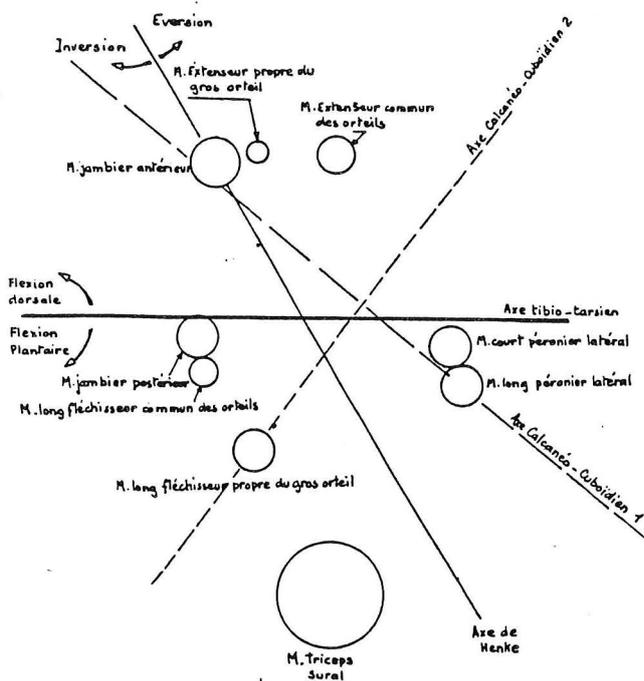


Fig. 20 -  
Répartition et action des muscles par rapport aux différents axes du pied.

Les m. extenseurs, outre leur rôle au niveau des orteils, aident ou suppléent le m. tibial antérieur. La pathologie la plus connue permettant cette affirmation est la paralysie du n. sciatique poplité externe (n. tibialis). Une paralysie complète s'accompagne d'une boiterie nommée **steppage**, c'est à dire l'impossibilité de passer le pas correctement puisque la pointe du pied ne peut être maintenue relevée et racle le sol. La paralysie du seul m. tibial antérieur évite le steppage mais laisse une boiterie à type de 'claquage'. Les m. extenseurs peuvent maintenir le pied relevé mais ne sont pas assez puissants pour freiner l'abatement de

celui-ci d'où le claquement de l'avant-pied qui s'abat au sol. Ce bruit est surtout perceptible avec des chaussures ou sur un sol approprié.

Dans les pieds creux débutants il y a une accentuation de l'arche interne avec un appui électif sur le premier metatarsien et un gros orteil en hyper-extension. Le transfert du m. extenseur propre du gros orteil, très puissant, sur le col de ce metatarsien rétablit l'équilibre, ce qui redonne toute son importance au premier rayon du pied.

Le m. péronier antérieur est un auxiliaire puissant du m. long extenseur des orteils et se termine sur la base du cinquième metatarsien. Classé comme inconstant, TESTUD (1928) le donne à 95% chez les Japonais et un minimum de 86% chez les Noirs. Il note qu'"il ne manque jamais chez les singes".

Les m. extenseurs sont synergiques du m. long péronier, du m. court adducteur de l'hallux et du m. abducteur du petit orteil dans le geste d'ouverture de l'avant pied (DE DONKER - 1981).

DENIS (1974) note un vice d'insertion pratiquement constant dans le pied plat.

### 2-5-3 Les muscles de la loge externe

- M. Long Péronier (long fibulaire) (peroneus longus)
- M. Court Péronier (court fibulaire) (peroneus brevis)

Ces deux muscles s'insèrent sur la fibula et les cloisons adjacentes. Le m. long péronier passe derrière la malléole fibulaire, sous le tubercule des péroniers du calcaneus, se coude au bord externe du cuboïde et se termine sur le tubercule externe de la base du premier metatarsien en envoyant des expansions au cunéiforme médial, au deuxième metatarsien et au premier interosseux dorsal. Le court péronier se réfléchit sur le sommet de la malléole péronière, passe au dessus du tubercule des péroniers et se termine sur la base du cinquième metatarsien.

Le m. long péronier est extenseur du pied sur la jambe, abducteur et rotateur externe du pied (éversion) et il soutient la voûte plantaire.

"C'est son rôle physiologique essentiel" (BRIZON et CASTAING - 1977). Il maintient la barre métatarsienne lors de l'appui et évite la fuite du premier métatarsien. Son déficit conduit à un PIED PLAT.

Le m. court péronier est donné essentiellement comme abducteur et rotateur du pied.

Ces deux muscles ont une disposition spiralée moins nette que celle des fléchisseurs. Ils sont considérés avec ceux-ci comme les rênes du pied en raison de leurs actions stabilisatrices dans la station debout et dans la marche.

#### 2-5-4 Les muscles Intrinsèques

Au nombre de 20 ils sont peu connus et ont été surtout étudiés par POL LECOEUR (1977)

Nous distinguons, seul à la face dorsale, le m. court extenseur des orteils (extensor digitorum brevis), qui est un véritable extenseur des art. métatarso-phalangiennes et donc des orteils puisque le m. long extenseur des orteils ne peut les relever puissamment qu'à l'aide d'une contraction de son antagoniste à la cheville, le triceps sural.

À la face plantaire se retrouvent trois plans:

- le plan profond avec:
  - . les mm. interosseux dorsaux (interossei dorsales) qui écartent les orteils, aidés en cela par le m. adducteur de l'hallux et l'abducteur du petit orteil.
  - . les mm. interosseux plantaires (interossei plantares) qui rapprochent les orteils avec le m. abducteur de l'hallux.
  - . la loge plantaire externe avec le m. opposant, le m. fléchisseur et le m. abducteur du petit orteil.
  - . la loge plantaire interne comprend les muscles sésamoïdiens avec le chef médial du court fléchisseur de l'hallux (Hallucis Brevis Flexoris Caput Mediale), le m. adducteur de l'hallux, le m. abducteur de l'hallux et le chef latéral du court fléchisseur de l'hallux (Hallucis Brevis Flexoris Caput Laterale).

- le plan moyen dans lequel se trouve un muscle long, le long fléchisseur de l'hallux dont l'action oblique sur les orteils est compensée par un intrinsèque, le m. carré plantaire.
- le plan superficiel est constitué d'un seul muscle contenu dans la loge plantaire moyenne, le court fléchisseur des orteils dont les tendons sont perforés par le m. long fléchisseur des orteils.

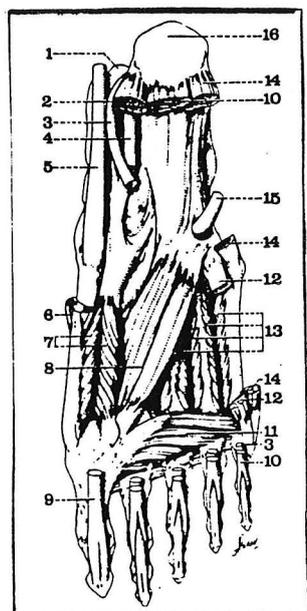


Fig. 21 - Schéma des intrinsèques du pied (d'après BOUCHET - 1978)

- 1- Sustentaculum tali
- 2- Abductor hallucis
- 6- "
- 3- Flexor digitorum longus
- 4- Flexor hallucis
- 5- Tibialis posterior
- 7- Flexor hallucis brevis
- 8- Abductor hallucis
- 11- "
- 9- Flexor hallucis longus
- 10- Flexor brevis plantaris
- 12- Flexor brevis digiti quinti
- 13- Interossei
- 14- Abductor digiti quinti
- 15- Peroneus longus
- 16- Calcaneus

HICKS (1953-54) assure que les orteils en griffes sont dus au déficit des m. interosseux et de m. lombricaux parce qu'ils n'assurent plus l'équilibre avec les muscles longs. Pour lui les muscles intrinsèques les plus importants sont le m. abducteur de l'hallux, le m. court fléchisseur des orteils, le m. abducteur du petit orteil.

BASMAJIAN (1954) ne note aucune action des intrinsèques en station bipodale immobile.

Pour KAPANDJI (1972) les m. sésamoïdiens sont des fléchisseurs puissants de l'hallux, ont un rôle important de stabilisation de celui-ci et une action dans le dernier temps du pas. Quant aux autres muscles il considère qu'ils soutiennent l'arche en-dessous de laquelle ils passent.

DE DONKER (1981) propose que l'action des muscles sésamoïdiens soit de fixer l'hallux au sol et de le centrer. Ils tirent le calcaneus vers le bas et l'avant réalisant ainsi une fermeture de la ferme. Leur puissance équilibre celle du calcaneus au niveau de la grande apophyse. Quant aux muscles externes du pied ils servent à fixer le bord externe du pied semblable en cela aux quatrième et cinquième rayons de la main qui stabilisent un objet tenu puissamment par les premier, deuxième et troisième doigts.

#### 2-5-4-1 Conclusion sur les intrinsèques du pied.

Leurs actions sur le pied libre sont relativement bien connues. Il n'en est pas de même sur le pied en charge. Si BASMAJIAN trouve un silence électromyographique en station bipodale en charge, ce silence est rompu pour un poids plus important. Il semblerait donc qu'à la marche et sous certaines conditions d'accélération ou de freinage, les intrinsèques ne soient pas silencieux. Il doit en être pour eux comme pour l'ensemble des muscles du corps. Leurs actions participent certainement à l'ajustement des relations entre les différents os et articulations du pied tout en délivrant de la puissance lorsque cela est nécessaire. Il n'y a aucune raison à priori pour que le corps humain n'applique pas avec ces muscles les lois du maximum de travail avec le minimum de dépense énergétique.

Nous pouvons par contre supposer, toujours à priori, que leurs actions répétées puissent avoir, à la longue, une action sur la morphologie osseuse du pied et par conséquent sur sa signification extérieure, l'empreinte plantaire.

"La force d'une chaîne n'est jamais supérieure à celle de son maillon le plus faible."

P. QUANDIEU

# EXPERIMENTATIONS

Les rappels anatomiques et cinésiologiques sont nécessaires pour avoir avec le lecteur une identité de terme et de point de vue sur les divers éléments du pied et de la jambe.

Pour aborder les expérimentations il nous paraît nécessaire de montrer qu'elle a été notre démarche nous faisant choisir tel type d'expérimentation plutôt que tel autre. Le choix que nous avons effectué est le fruit de nos lectures, de nos essais et erreurs, de l'expérience de nos collègues, de nos travaux antérieurs tout au long de nos années de biomécanique, de cinésiologie, d'observations cliniques et depuis peu d'anthropologie.

Pour fixer correctement nos idées et permettre de poser des questions, auxquelles nous répondrons dans les conclusions des expérimentations ou dans la discussion, nous choisissons de scinder la fonction du pied et de la jambe en plusieurs entités bien que la plupart du temps elles soient en relation de cause à effet.

**GRANDES FONCTIONS**

### 3- LES GRANDES FONCTIONS DU PIED

Nous avons emprunté à DE DONCKER, et à la mode actuelle, le classement des fonctions du pied en équilibration, amortissement et progression. Certains auteurs préfèrent "propulsion" à "progression". Progression signifie 'faire des progrès', le progrès étant le mouvement qui porte en avant. Propulsion signifie 'communication d'une vitesse à un engin mobile par transformation d'énergie cinétique en une énergie appropriée' (Dictionnaire Logos, Ed. Bordas). Nous choisirons ce terme en lui adjoignant son caractère automatique ce qui nous conduit à Auto-propulsion comme nous essayerons de le démontrer par la suite.

#### 3-1 Système amortisseur

Il y a quatre systèmes amortisseur :

##### 3-1-1 La peau plantaire et les parties molles sous calcanéennes.

La peau est plissée, formée d'une couche cornée épaisse qui se renouvelle en vingt jours. Elle est kératinisée et comporte des glandes sudoripares pour la lubrification. Un excès comme un défaut d'humidité sont préjudiciables (mycose, craquellement). Ces parties molles sont richement vascularisées (semelles veineuses de Lejars) au point que l'on considère la plante du pied comme un coeur périphérique. Par ailleurs un riche réseau lymphatique complète ces réseaux vasculaires. La présence de ces formations "hydrauliques" est en retour la source de nombreux problèmes (oedème, algodystrophie etc...). En corollaire les formations nerveuses sont importantes pour assurer l'équilibre hydrodynamique mais aussi pour renseigner par l'intermédiaire du pied sur la nature du sol et jouer ainsi sur la régulation automatique centrale de l'équilibre, de la marche et des activités plus complexe comme le saut et la course. Un matelas de tractus fibreux enserrant les lobules graisseux vient compléter ce système amortisseur.

PALES (1960) signale que l'aponévrose plantaire des Blancs est pratiquement au contact du plan cutané alors que chez le "Coloré" il y a interposition d'une véritable semelle intermédiaire épaisse et élastique.

### 3-1-2 Les ligaments

SVANTESSON (1966) présume que les ligaments plantaires se détendent peu à peu. Nous retrouvons là une notion de visco-élasticité fréquente, pour ne pas dire constante, dans le corps humain. La colonne vertébrale par exemple ne se déforme pas instantanément sous la charge ou la traction mais le fait selon une loi apparentée à celle des solides de Hooke, c'est à dire une déformation fonction du temps (QUANDIEU - 1980). Avec ses vingt-sept articulations, le pied n'en est pas dépourvu.

### 3-1-3 La voûte plantaire.

Elle peut être considérée comme amortisseur dans la mesure où elle aurait une déformation à la marche et à l'appui. Celle-ci serait due aux ligaments (voir ci-dessus) et celle-là à la forme. Ce pourrait être notre première question mais nous la détaillerons dans le "fonctionnement de la ferme".

### 3-1-4 Les extenseurs

Ce sont des amortisseurs indirects mais efficaces. Le tibialis anterior est le plus notoire puisque, après la pose du talon, il freine l'abattement du pied dans la première phase de la marche.

## 3-2 Systèmes d'équilibration et d'auto-propulsion.

### 3-2-1 Généralités.

C'est sur le pied "statique", c'est à dire en position debout immobile que le plus grand nombre d'études a été réalisé. Cependant l'équilibration joue d'autant plus dans la marche, la course, le saut etc... Il suffit pour s'en convaincre de regarder l'apprentissage de la marche chez des enfants ayant acquis une position érigée bipodale à peu près stable.

C'est un peu un non-sens que de qualifier le pied de statique bien que ce terme soit employé en opposition avec la dynamique que représente la marche par exemple. SMITH (1954) estime que la station debout "immobile" est en réalité une succession de courtes périodes d'immobilité alternant avec de

courtes périodes de mobilité. Ces mouvements sont bien sûr de faible amplitude et leur présence ne doit pas nous étonner si nous regardons l'empilement osseux, véritable défi aux lois de l'équilibre. Les travaux de BARON, dont les derniers sont en 1982, ont affiné cette notion d'équilibre et décortiqué le système proprioceptif d'équilibration littéralement des pieds à la tête mettant en relation les yeux, les muscles du cou et les afférences venues du pied.

Pour des besoins de compréhension nous séparerons le couple de torsion, la voûte plantaire, les empreintes et la répartition des appuis.

### 3-2-2 Le couple de torsion.

#### 3-2-2-1 Introduction

Nous avons entrevu en conclusion sur les articulations la difficulté que représente l'étude de la biomécanique du pied. Il est pourtant nécessaire d'en avoir une idée car de l'homme à l'animal chaque adaptation mécanique entraîne une morphologie différente. Et si nous voulons entrevoir une quelconque relation entre la morphologie et la fonction, il demeure essentiel d'appréhender correctement les principes physiques qui sous-tendent l'architecture du pied. La simple observation montre une différence entre la position en décharge avec varus de de l'arrière-pied et légère supination de l'avant-pied, et la position en charge qui diminue le varus et met l'avant-pied à plat. Ces deux mouvements en sens opposé font penser à un Couple de Torsion et c'est ce couple que nous allons décrire en nous appuyant largement sur les travaux bibliographiques et expérimentaux de BARATE (1984).

#### 3-2-2-2 Description

Les art. sous-talienne et calcanéocuboïdienne sont considérées comme des doubles trochoïdes inversées. D'après CARRET et Al. (1981) ce sont des arthrodies en cinématique mais en anatomie l'art. sous-talienne est une double trochoïde inversée avec une trochoïde pour la partie postérieure et une énarthrose pour la partie antérieure.

Citons à titre documentaire l'assimilation de l'ensemble des articulations du tarse postérieur à un TROCHOGINGLYMUS (PLATZER - 1980 cité par BARATE). La définition de ce terme nous est demeurée inconnue mais correspond étymologiquement à une art. trochoïde associée à une trochléenne (ginglymus).

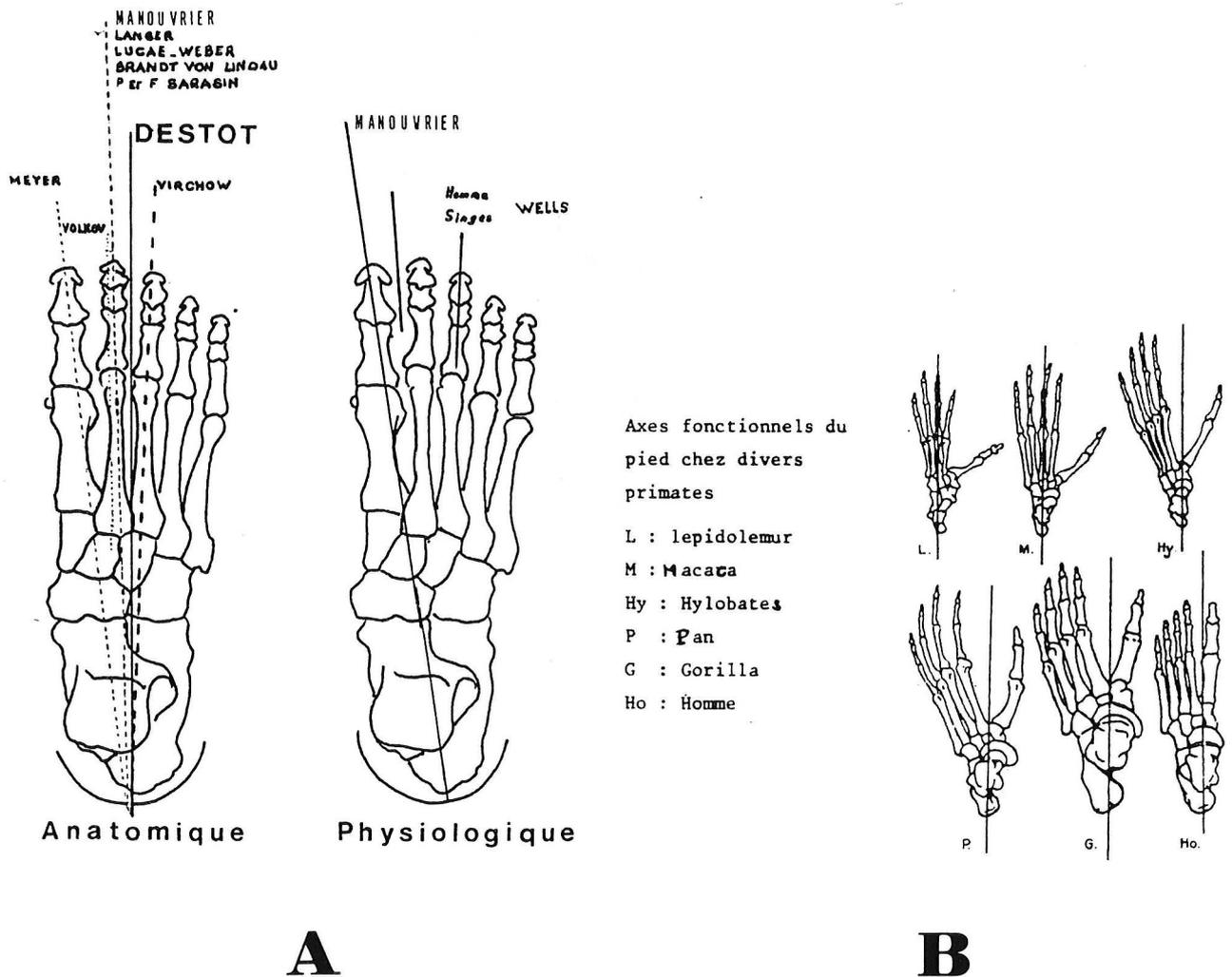


Fig. 22 - Les différents axes du pied.

A) d'après PALES (1960)

B) d'après MORTON (cité par MICHON - 1985)

INMANN en 1976 étudie les surfaces articulaires de l'art. sous-talienne et détermine d'après leur seule morphologie l'existence d'un mouvement de vissage. Ce couple au niveau du pied s'effectue selon des axes qui ont été étudiés morphologiquement et mécaniquement. De cette étude il déduit que le passage de la verticalité à l'horizontalité (de la jambe au pied) s'effectue autour d'une charnière inclinée à  $45^\circ$ .

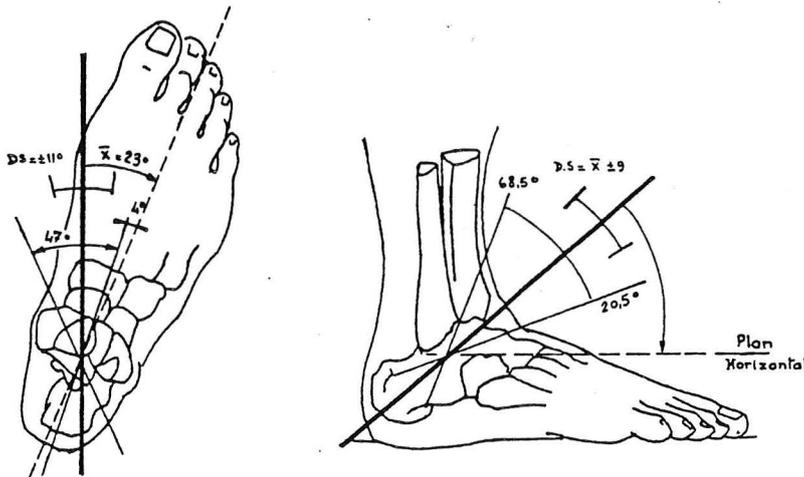


Fig. 23 - Schéma de l'axe de Henke

HICKS ramène tous les mouvements du pied à des rotations axiales. Il ne retrouve pas le vissage décrit par INMANN et remarque que les axes de l'art. transversale du tarse et de l'art. talo-calcaneó-naviculaire passent tous par la tête du talus avec constamment un mouvement de pronation et de supination permettant l'équilibre latéral. PALES et Al. (1960) résument comme nous pouvons le voir sur la figure n° 22 les axes anatomiques et physiologiques du pied.

Les variations des axes anatomiques vont du premier au troisième orteil. C'est l'axe de DESTOT que ces auteurs ont conservé pour leurs mensurations de longueur du pied. L'axe physiologique, toujours sur la figure n° 22, passe par le premier orteil ou entre le premier et le deuxième orteil chez les hommes. Il marque un déplacement spécifique vers l'intérieur par rapport aux axes des pieds des primates. Chez le singe il passe par le troisième orteil. Même si l'axe du pied des Pongidés passe par les premier ou deuxième métatarsiens, cette disposition reste fondamentalement différente du fait de la divergence et de l'opposabilité de l'hallux.

Cet axe est aussi appelé "axe de la marche". Nous devons rester assez réservé sur cette dénomination et ne considérer que la marche à vitesse normale, en terrain plat et sans chaussure. L'escalade ou le sprint, pour être extrême, ne possède pas forcément le même axe que la marche.

Cet axe, maintenant classique, a été décrit en premier par HENKE qui lui a donné son nom. La position de cet "axe de HENKE" est à peu près connue mais sujette à de nombreuses variations individuelles. Obliques dans le plan sagittal et antéro-postérieur dans le plan horizontal, il passe par la tubérosité externe du calcaneus, traverse le sinus du tarse (sinus tarsei) puis ressort par la partie supéro-interne du col du talus. Les mesures de INMAN (1976) nous donne sur la figure n° 23 une idée de sa valeur et des variations individuelles.

### 3-2-2-3 Action

3-2-2-3-1 La relation entre l'axe de HENKE et le Couple de Torsion du pied.

Le couple de torsion permet les mouvements de pronation, supination, abduction, adduction, flexion et extension. Leur décomposition géométrique montre que leur résultante est une rotation autour de l'axe de HENKE avec des mouvements de pronation et de supination autour de la composante longitudinale, des mouvements d'abduction et d'adduction autour de la composante verticale, des mouvements de flexion extension autour de la composante transversale. L'axe de HENKE réalise donc, grace à ses trois composantes, des mouvements d'EVERSION (pronation + abduction + flexion) et d'INVERSION (supination + adduction + extension). INMAN montre que plus l'angle de l'axe de HENKE augmente (supérieur à 45°), plus la pronation et la supination prédominent. Inversement abduction et adduction dominant pour des valeurs inférieures à 45°. Par ailleurs plus l'axe est latéral, plus la composante transversale et la flexion et l'extension prévalent.

### 3-2-2-3-2 Le couple de Torsion et la Torsion tibiale.

Classiquement la rotation tibiale interne ou externe produit un mouvement résultant autour de l'axe de Henke. Il s'en suit que le pied augmente sa

concavité interne avec la rotation externe et inversement avec la rotation interne. C'est d'ailleurs un des principes des mouvements utilisés dans la rééducation hypothétique des pieds plats.

L'axe de Henke permet donc un prolongement de l'axe de rotation tibiale par l'intermédiaire de l'art. talo-calcaneó-naviculaire (HICKS - 1954).

DE DONCKER (1979) propose que seule la partie postérieure de l'axe de Henke soit utilisée par l'art. sous-talienne postérieure et que la moitié antérieure soit utilisée comme précédemment.

Les mouvements de rotation du tibia sont transmis au pied par tout ou partie de l'axe de Henke mais forcément par l'art. sous-talienne.

La Torsion Tibiale constituée (congénitale ou acquise pendant la croissance) devrait, en principe, produire le même phénomène au niveau du pied.

Lorsqu'il s'agit d'une torsion interne nous devrions retrouver une concavité interne plus basse que la normale et par conséquent un PIED PLAT DE CAUSE SUPERIEURE. Exceptées les causes fémorales nous pouvons imaginer une chaîne de mouvements qui comporte : anteversion du bassin, rotation interne du tibia et pronation du pied. Cette succession de positions des différents éléments a déjà été suggérée via l'observation mais jamais démontrée scientifiquement. Si l'anteversion du bassin se trouve dans les limites physiologiques ce serait alors la preuve de l'existence d'un morphotype physiologique avec ensellure lombaire importante et pieds plutôt plats.

#### 3-2-2-4 Conclusion

Les mouvements permis par l'axe de Henke adaptent l'architecture du pied aux différentes situations.

Le couple de torsion a sûrement un grand rôle à jouer dans la mesure ou il est mis à contribution à la moindre mobilisation du pied. En particulier pour :

- l'architecture et les déformations de la voûte plantaire
- les palettes du pied et la répartition des charges

- le mécanisme de treuil
- les rotations tibiales
- la statique et la marche

Si nous rajoutons le jeu ligamentaire et musculaire complexe des articulations du pied qui contribue à l'affinement des réactions d'équilibration nous pouvons alors nous demander si le couple de torsion du pied est un élément essentiel de l'équilibration et de ses conséquences statiques et dynamiques.

### 3-2-3 La transmission des pressions

Elle est effectuée par le talus qui distribue les forces en arrière vers le calcanéus et en avant vers le métatarsien. Ce "couple talo-calcaneen", comme l'a appelé GUILLOT (1984), permet, selon lui, d'accumuler, de répartir et d'amortir les forces qui lui sont transmises, en particulier lors de la marche.

D'après BOUCHET et CUIILLERET (1978) une partie des forces se dirigent vers la tête du talus en direction du naviculaire et du premier métatarsien, une autre partie se dirige vers les deux derniers métatarsiens via le cuboïde et enfin un système postérieur divisé en deux arcs interne et externe pour le calcanéus.

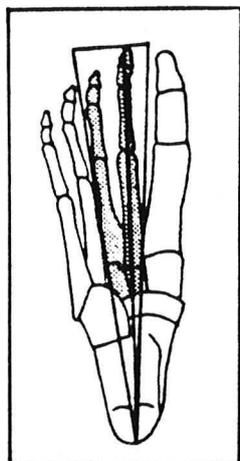


Fig. 24 -1

Rôle des palettes du pied.

Une médiane d'appui

Deux latérales de stabilisation

Principe du trimaran

(d'après De Doncker - 1979)

Puisque c'est le talus qui transmet les pressions, que, en station debout bipodale immobile, la verticale issue du centre de gravité tombe juste en avant de l'art. tibio-tarsienne, et qu'il y a plus de longueur de pied en avant de cette même verticale, il ne peut donc y avoir plus de pression sur le pied en avant qu'en arrière.

-----

### 3-2-4 La répartition des pressions

#### 3-2-4-1 Les moyens d'étude

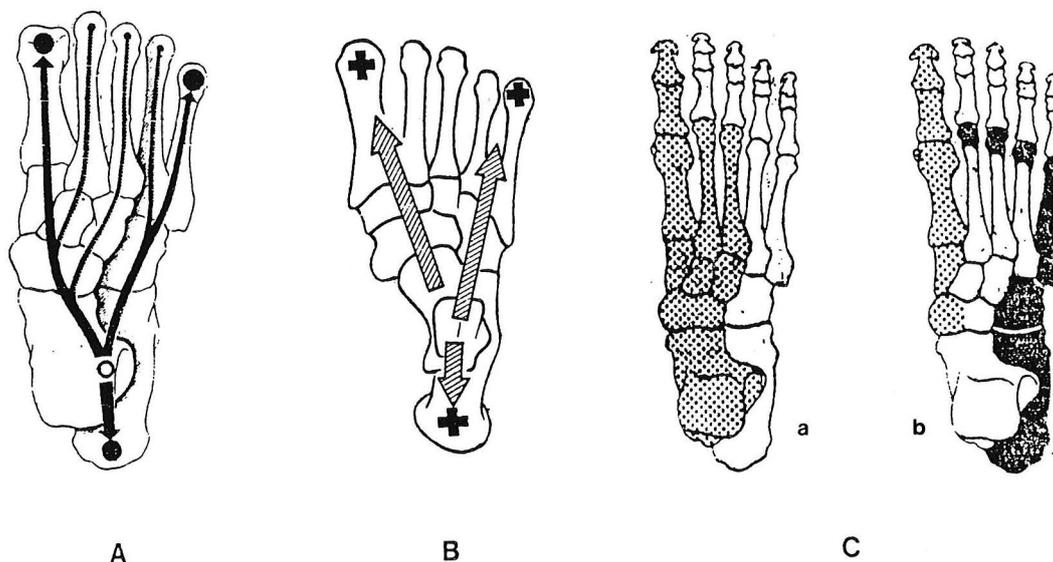


Fig. 24 - 2 - La répartition des pressions  
A) d'après Lelièvre (1971)  
B) d'après Kapandji (1978)  
C) Les palettes du pied (d'après PALES - 1960)  
a) dans la station debout  
b) dans la marche digitigrade

En 1954 ELFTMAN étudie la distribution des pressions par la bi-réfringence. SCHWARTZ (1964) utilise un traducteur de forces qu'il applique sur six parties différentes de la surface plantaire pour noter la séquence de distribution des forces sous le pied.

GRUNDY (1975) utilise une glace grillagée pour filmer le contact pied-sol et avoir une idée à chaque instant de la surface d'appui.

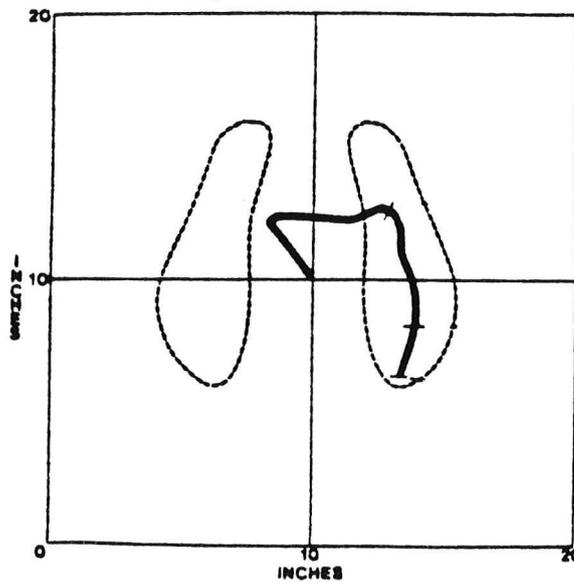
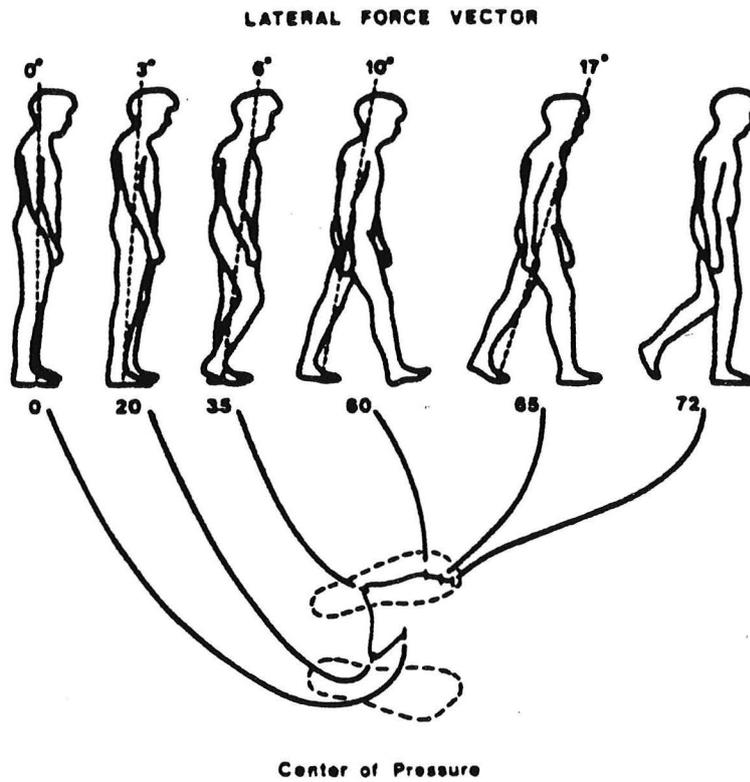


Fig. 24 - 3 - Vitesse et position des centres instantanés de pression (C.I.P.) (d'après Draganich - 1980). Voir aussi la figure n° 44.

SCRANTON (1976) se sert de cristaux sensibles à la déformation et changeant de couleur pour étudier la dynamique de distribution des pressions sous le pied.

BETTS (1978) utilise une glace très éclairée avec un système permettant à une caméra en couleur de mesurer sept niveaux de pressions correspondant à des intensités lumineuses différentes.

DRAGANITCH (1980) à l'aide d'une plateforme munie de 7.168 capteurs donne pour chacun les coordonnées planaires. Aidé d'un ordinateur il détermine en  $\text{Newton/cm}^2$  la surface d'appui et la vitesse de déplacement, en  $\text{cm/sec}$ , du centre de gravité.

Ces quelques exemples montrent que les études des pressions sous le pied sont depuis longtemps un point important d'étude. Il faut en retirer malgré tout plusieurs directions de recherche qui sont : la forme, la surface, l'intensité et la vitesse de l'appui; mais aussi la répartition des appuis sur chaque pied ainsi que l'étude des centres instantanés de pression.

La transmission des pressions se retrouve au niveau des appuis du pied au sol. Si l'empreinte plantaire montre avec certitude les parties du pied qui appuient au sol, il reste à déterminer qu'elle est la répartition de ces pressions.

#### 3-2-4-2 L'appui antérieur

Il se fait sur la barre métatarsienne. Les deuxième et troisième métatarsiens sont fixes alors que le premier, le quatrième et le cinquième sont mobiles (SEITZ - 1910 cité par KAPANDJI). Cet appui sur les premier et cinquième métatarsiens se conforme aux axes du talus et du calcaneus. DE DONCKER (1981) n'est pas d'accord puisque pour lui l'appui passe par le deuxième et le troisième. Preuve en est que nous ne pouvons décoller, en appui, que le premier, le quatrième et le cinquième. BASMAJIAN diversifie l'appui en le répartissant en six parts égales dont deux pour le premier rayon. JONES met l'axe du pied sur le deuxième métatarsien car il supporterait deux fois et demi la charge des autres métatarsiens. Cet appui sur le deuxième est conforté par HENDRIX (in BARATE - 1980) qui montre que l'ensemble cunéiformes-cuboïde correspond à une barre de torsion confirmant

ainsi l'hypothèse de la palette axiale comme d'appui antérieur principal du pied.

LEDUC (1980 et 1981) fait un peu plus avancer le problème. Une étude sur 150 sujets classés en trois groupes égaux de 8, 13 et 18 ans lui donne six possibilités d'appuis sur l'avant-pied :

- le milieu de la palette
- la palette externe
- la palette interne
- la palette interne et l'externe (pied convexe)
- une répartition uniforme
- une répartition irrégulière

Cela nous satisfait un peu mieux car il n'y a pas de raison que les morphotypes différents que nous retrouvons à tous les niveaux du corps ne se traduisent pas par une variété d'appui au niveau du pied.

LEDUC précise un peu son étude en montrant que sur 25 femmes de 18 à 23 ans, à qui il fait porter des talons de 2, 3 et 5 cm, les pressions restent localisées sur le milieu de la palette comme dans le pied normal et ce n'est qu'après 5cm que la distribution est assymétrique.

-----  
Cette affirmation est particulièrement importante pour la suite de notre étude car nous aurons la possibilité de la confronter avec nos résultats electromyographiques.  
-----

Retenons en plus que moins de 3% des cas ont un appui sur la palette externe ET interne mais que 58% des cas ont une répartition proportionnelle entre le milieu et les côtés.

DANS 58% DES CAS L'ARCHE DU PIED NORMAL EST CONVEXE.

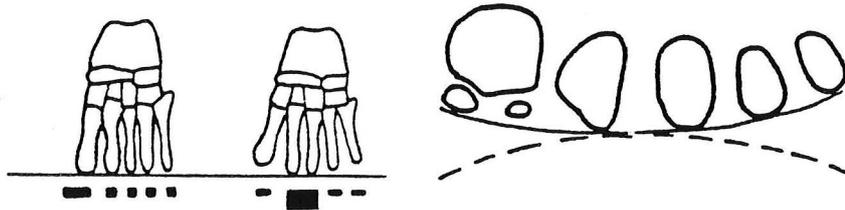


Fig. 25 - Répartition des appuis antérieurs (d'après Leduc 1980)

### 3-2-4-3 L'appui postérieur

Il se fait sur le tubercule postérieur du calcaneus au niveau des tubérosités internes ou externes. Entre ces deux tubérosités et le sol se situe les fibres superficielles du tendon d'Achille qui se prolongent sur l'aponévrose plantaire, et la semelle plantaire avec une épaisse couche cornée variable selon les individus comme nous avons pu le voir en morphologie.

C'est ce prolongement des fibres du tendon qui a fait dire que le calcaneus pouvait-être considéré comme un sésamoïde inclu dans un muscle qui serait formé du triceps sural et du court fléchisseur des orteils.

-----  
Le calcaneus a-t-il un rôle de rotule ou de sésamoïde ?  
-----

### 3-2-4-4 Les rapports entre l'appui antérieur et l'appui postérieur

La répartition d'appui entre l'avant et l'arrière du pied n'est pas mieux lotie. Quatre références vont nous le montrer.

LELIEVRE (1971) : le calcaneus reçoit 2/3 des forces venues du haut.

KAPANDJI (1978) : 3/5 des forces sur l'arrière pour 2/5 sur l'avant sur un pied normal non-chaussé.

DE DONCKER (1981) : l'avant-pied reçoit 45% et l'arrière-pied 55%

LEDUC (1981) : à l'aide du "Foot-print" il donne une répartition antéro-postérieure de 47,8% sur l'avant-pied, de 10,8% sur le médio-pied et de 41,4% sur le talon.

Trois auteurs sur quatre donnent un appui préférentiel sur l'arrière-pied par rapport à l'avant pied.

-----  
C'est cette répartition préférentielle sur l'arrière pied qui a fait rajouter un talon haut de 1cm sous le talon pour que les pressions se répartissent également d'avant en arrière. (Figure n° 26 - C et D)  
-----

De toutes façons l'adjonction d'un talon postérieur augmente les contraintes antérieures.

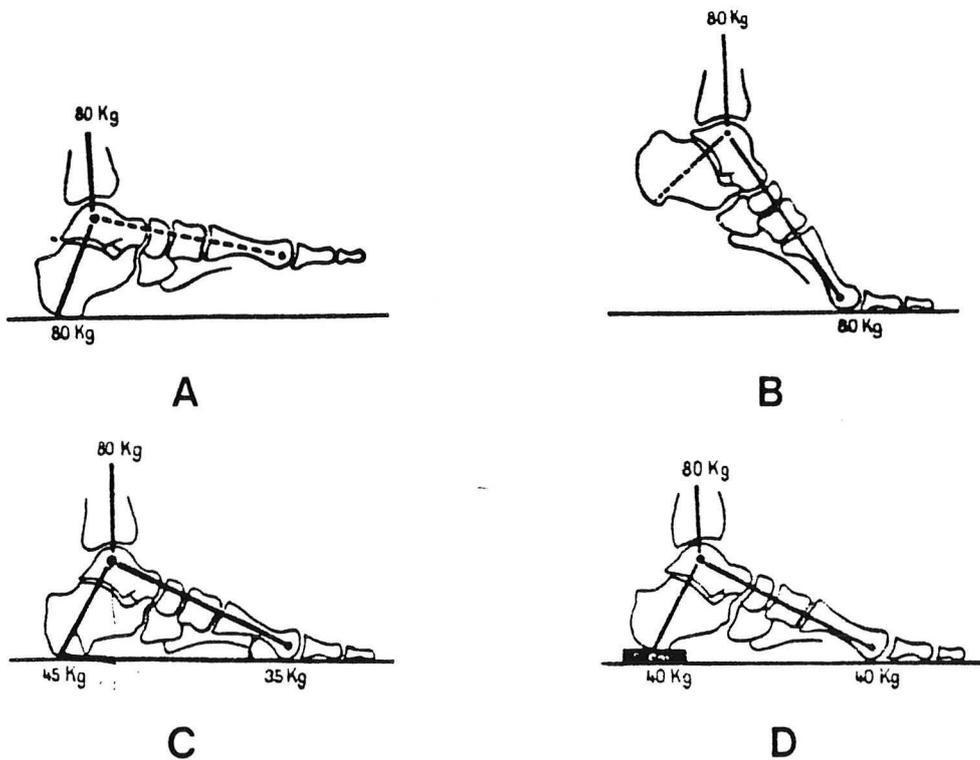


Fig. 26 - Répartition théorique des pressions (d'après Lelièvre - 1971)

Nous retiendrons de cette donnée, tout en reprenant ce que nous avons montré dans la transmission des pressions, à savoir qu'il y a physiologiquement plus de force, distribuée part le talus, en arrière sur le calcanéus qu'en avant sur les métatarsiens.

### 3-2-4-5 La verticale issue du centre de gravité.

Il faut pour conclure sur le sujet se demander où tombe la verticale issue du centre de gravité.

En position unipodale le choix est plus restreint et compte tenu des variations morphologiques nous la situons juste en avant de la talo cruralis.

En position debout bipodale BARON (1981) montre qu'elle est dans le quadrant arrière droit du pied droit. Le poids du corps n'est donc pas également réparti dans la station debout bipodale immobile et, comme nous l'avons dit il n'y a pas d'immobilité au sens strict du terme. Ce mouvement permanent favorise le balancement de droite et de gauche nécessaire à l'initiation de la marche.

JOUBLIN (1980) note une répartition croisée des pressions entre l'avant et l'arrière-pied droit et gauche. Il note aussi un appui plus important globalement sur le pied droit et un rôle prépondérant de l'hallux dans l'équilibration.

L'importance de la charge transmise au membre postérieur a sans doute une influence sur le développement du tarse et plus particulièrement de sa partie postérieure. Le gorille des montagnes (Gorilla gorilla Beringei) qui vit en Afrique Centrale n'est, comme tout les gorilles ni arboricole, ni suspendu. De grande taille, il pratique une démarche quadrupède (knuckle-walking) particulière, l'essentiel de l'appui s'effectue sur l'arrière train. Les membres antérieurs assurent l'équilibre à la manière de deux béquilles. Ce gorille possède outre un hallux plus long et moins divergent que celui du gorille de plaine (Gorilla gorilla), l'amorce d'une voûte plantaire longitudinale et un début de talon.

### 3-2-5 Conclusion sur les pressions plantaires

La transmission se fait par le talus avec, en principe, une charge physiologiquement plus grande en arrière qu'en avant. Dans 58% des cas les pressions sont également réparties sur l'avant-pied. La verticale issue du centre de gravité se projette au niveau du cadran arrière droit. Ces notions montrent la complexité d'étude de la répartition des pressions mais bien plus la difficulté de normaliser ces pressions. Nous en sommes conduit à considérer que les pressions se répartissent, et donc sont transmises, en fonction des différents morphotypes.

### 3-2-6 La Voûte Plantaire Longitudinale.

La voûte plantaire de l'homme, ébauchée chez le fœtus et peu marquée chez le nouveau-né, se développe avec la marche. Elle apparaît surtout comme une adaptation à la marche.

En 1960 PALES disait : "Le pied a des voûtes plantaires longitudinales et transversales. Les premières vont de dedans en dehors. Les secondes prennent fin avant d'atteindre les têtes métatarsiennes qui reposent toutes sur le sol." L'appui des têtes métatarsiennes n'autorise donc pas la présence, in vivo et en charge, d'une voûte métatarsienne antérieure transversale. Nous nous en tiendrons donc à la voûte longitudinale. D'autre part la notion de pieds plats ou creux est indissociable de la voûte et de sa traduction au niveau de l'empreinte. C'est pourquoi nous envisagerons la forme du pied dans ces deux cas ainsi que dans un chapitre particulier.

#### 3-2-6-1 Description

Entre l'appui antérieur et l'appui postérieur se situe la "voûte plantaire". Sa dénomination est variable, sur le plan étymologique, selon que nous la considérons en morphologie, en architecture ou en biomécanique. Poutre composite pour HICKS (1953), assiette creuse renversée et ébréchée sur un bord pour DESTOT (cité par DE DONCKER), demi-assiette creuse pour LELIEVRE (1971), voile gonflée ou coupole pour KAPANDJI (1978), plaque torse pour SCHOLDER (1979), ferme de charpentier en opposition avec le terme de voûte pour SCHNEPP (1978) et DE DONCKER (1981). Ces différents termes ne

sont pas forcément en contradiction mais au contraire apportent chacun un élément de solution dans la représentation exacte de cette particularité de la semelle plantaire humaine.

Anatomiquement nous distinguons une arche interne et une arche externe.

L'arche interne ou arche dynamique est constituée du talus, du naviculaire, du premier cunéiforme et du premier métatarsien.

L'arche externe ou arche statique est formée du calcaneus, du cuboïde et du cinquième métatarsien.

La verticalisation du premier rayon et l'extension de l'hallux sont présentes dans les pieds creux débutants. Le pied se cambre et se déforme; mais est-ce cause ou conséquence ? Les deux solutions peuvent être envisagées mais toujours est-il que cela montre l'importance du premier rayon dans la voûte plantaire.

#### 3-2-6-2 Stabilisation.

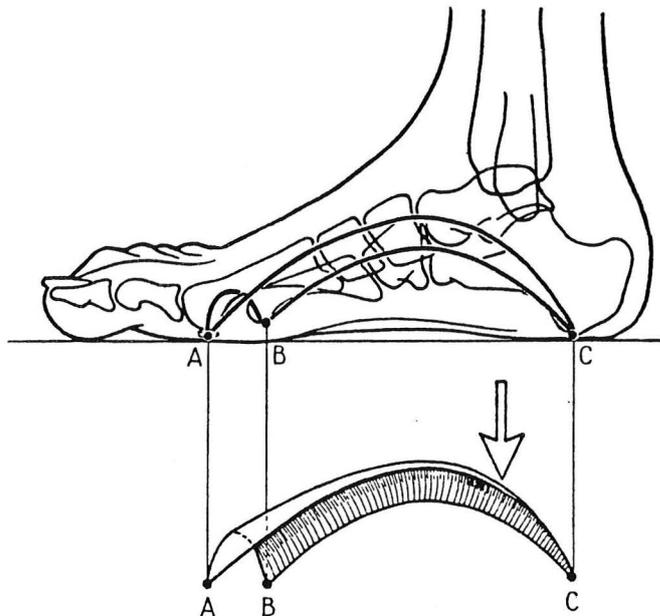


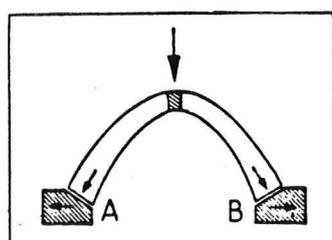
Fig. 27 - Schéma de la voûte longitudinale en forme de coupole (d'après Kapandji - 1978)

Cette "voûte" est stabilisée par le cuboïde et les trois cunéiformes, par des ligaments, par des muscles comme le court fléchisseur des orteils, l'abducteur de l'hallux, l'abducteur du petit orteil mais aussi par les aponévroses plantaires (profonde, moyenne et superficielle).

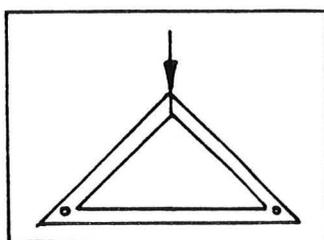
Pour KAPANDJI les deux arches interne et externe répondent architecturalement à une voûte dont la clé serait le naviculaire pour l'interne et la grande apophyse du calcaneus pour l'externe.

Pour DESTOT le cuboïde est la clé de voûte aussi bien dans le sens antero-postérieur que transversal : "Le sommet de la voûte interne sur le vivant répond à l'union du naviculaire et du premier cunéiforme. La saillie sur le dos du pied serait le premier signe de virilité, les cordonniers l'appellent le noeud d'amour. Elle indique la hauteur de la voûte."

Le cuboïde serait donc la clé de voûte or ceci est infirmé par la résection des tissus mous plantaires qui fait s'effondrer l'arche. Il n'y a donc pas de forces cohésives, résultantes du poids, et le cuboïde n'est pas la clé de la voûte plantaire interne.



VOÛTE



FERME

Fig. 28 -  
Schémas comparatif d'une  
voûte et d'une ferme.

LAPIDUS (1963) montre que la voûture du pied peut se résumer en terme de FERME du pied. C'est à dire un ensemble de poutres comportant deux arbalétriers réunis à leurs bases par un entrait.

Dans ce cas le sommet de la ferme se trouve au centre de la poulie astragaliennne.

Nous retenons sur le plan mécanique que la contrainte exercée sur les éléments est inversement proportionnelle à la hauteur et que la longueur de l'entrait est aussi inversement proportionnelle à la contrainte exercée sur chacune de ses extrémités.

Immédiatement une question se pose :

Si la hauteur de la ferme augmente sous l'effet de la charge comment se fait-il que les obèses n'est pas de pied creux ou que la hauteur de la voûte ne soit pas proportionnelle au poids ?

Ce raisonnement de ferme du pied est à mettre en relation avec le "mécanisme de treuil" de HICKS (1951) qui veut comme le montre la figure n° 29 que la dorsi-flexion passive de l'hallux enrôle l'aponévrose plantaire autour de l'axe des art. métatarso-phalangiennes ce qui conduit à un raccourcissement de l'entrait d'où une augmentation de la hauteur de la ferme du pied. Ce mécanisme a été repris par BONTEMPS, GENOT, PLAS et VIEL en 1980 qui constate la même action avec la dorsi-flexion active de l'hallux. Ce qui n'amène rien de plus sur le plan mécanique puisque c'est toujours un enrôlement de l'aponévrose plantaire autour de l'art. métatarso-phalangienne.

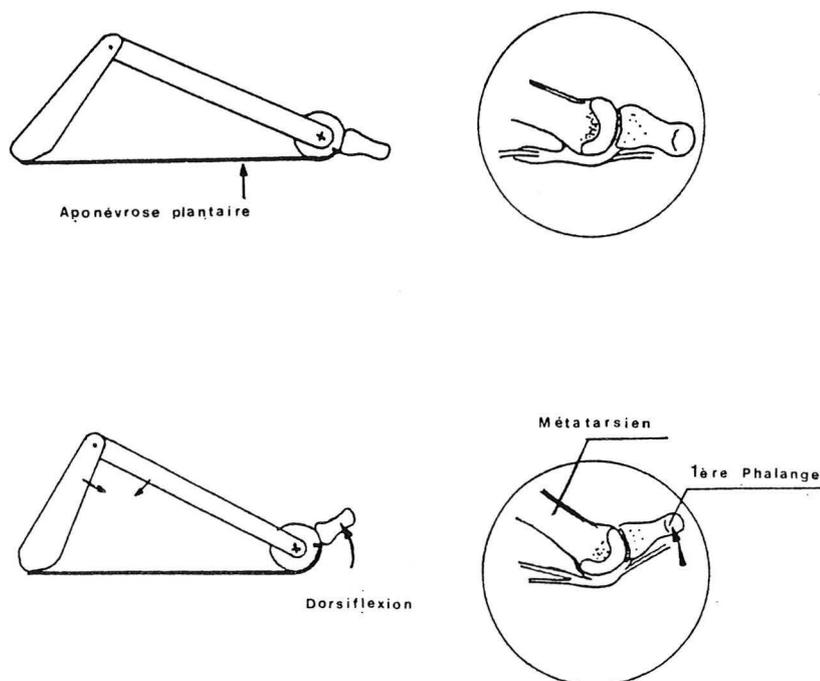


Fig. 29 - Le mécanisme de treuil de HICKS.

Cette augmentation de la ferme est à mettre en relation, d'après ELFTMAN (1960), avec les mouvements du talus qui transmettent aux art. médio-tarsiennes une force suffisante pour augmenter la concavité du pied. Ces mouvements du talus sont dus à une rotation du segment jambier. De plus, d'après MANN (1964), la tête du talus est forcée dans la concavité du naviculaire d'où une augmentation de stabilité de l'arche médiane.

LEDOS en 1956, repris par DE DONCKER (1981), donne de la stabilisation de la ferme du pied l'image d'une barre de torsion entre un arbalétrier postérieur et un arbalétrier antérieur. Cette barre "encaisse" les déformations. En supination de l'avant-pied la barre se bloque et inversement en pronation. Le pied est donc moins stable en pronation qu'en supination. C'est encore l'hypothèse actuelle de stabilisation de la ferme du pied.

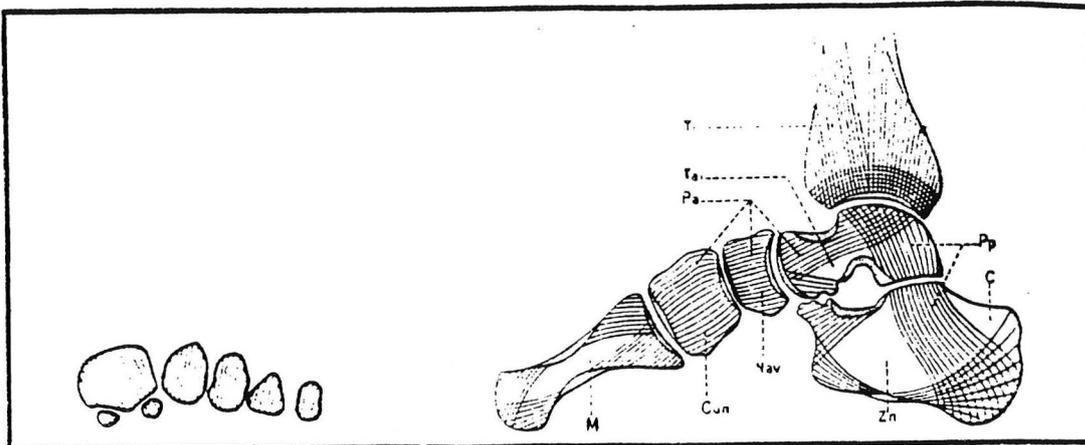


Fig. 30 - Direction des travées osseuses dans les os du pied humain (d'après Lelièvre - 1971)

La mécanique de cette ferme se traduit dans l'orientation des travées osseuses (Figure n° 30) et par des modifications caractéristiques du calcaneus et du talus.

### 3-2-6-3 Fonctionnement de la ferme

L'utilité de la ferme est encore sujette à études et controverses. Sert-elle d'amortisseur, de lame de ressort, à rien ?

L'os n'étant pas élastique par rapport aux tissus mous, si ces arches possèdent une résilience (résistance d'un métal au choc) permettant de fonctionner en absorption de choc cela ne peut être que leur fait. Or GRATZ, cité par BARATE (1984), montre que pour 100 kg de tension par  $\text{cm}^2$  l'élongation ne dépasse pas 2%, ce qui équivaut à une élongation de 0,21 cm pour un fascia de 15 cm chez un individu de 60 kg. Cette valeur très faible correspond à de l'acier mou d'où une certaine difficulté à absorber un choc.

Le fonctionnement de la ferme ne peut donc se faire en absorption de choc si nous nous en référons à la longueur du pied. Ce rôle d'amortisseur est généralement dévolu au genou (ZARRUG - 1981), la cheville et la hanche servant de générateur d'énergie.

Pourtant, comme nous l'avons vu précédemment, des auteurs attribuent aux ligaments du pied des fonctions d'amortissement (SVANTESSON - 1966, BERTHE - 1980, TANNEAU - 1983).

Ceci est dû au fait que la ferme du pied n'est vue et étudiée que dans le plan sagittal et en représentation plane. Si cela est satisfaisant pour étudier des mécanismes simples comme le treuil de Hicks ou les variations d'appui arrivant sur le sommet de la ferme; il n'en est pas de même pour l'amortissement du pied ou son élasticité. Dans ce cas il faut nécessairement avoir recours à un autre mécanisme, celui du couple de torsion du pied, qui permet à l'amortissement de se faire en rotation.

-----

Cette hypothèse que nous pourrions peut-être vérifier par la suite permettrait un amortissement plus important avec un débattement moins grand de la hauteur de la ferme. En effet si la ferme devait amortir à elle seule, DANS UN SEUL PLAN, les forces venues d'en haut, il lui faudrait un débattement très important. Or les articulations du pied ne sont pas conformées pour avoir ce grand débattement. Par contre elles le sont pour amortir en torsion. C'est donc une résultante de ces deux mécanismes qui devrait modifier la forme du pied pour l'adapter aux pressions venues du haut et donner leurs traductions au niveau de l'empreinte plantaire.

-----

### 3-2-6-4 Les diverses incidences de la ferme plantaire.

-----  
Est-elle une nécessité imposée par la marche ou est-ce une morphologie imposée par les contraintes musculaires ?  
-----

Le m. court péronier latéral verticalise énormément le premier métatarsien. Il y a donc une action des muscles sur la forme du pied et ceci nous incite à nous demander si le pied plat qui disparaît à la marche est une réalité ?

Les travaux de LELIEVRE (1971) ont montré que plus de 90% des pieds plats de l'enfant disparaissent à l'âge adulte et que 50 à 60% des pieds plats sont des pieds gras.

Des distinctions sont faites dans les pieds plats, un peu comme s'il en existait des physiologiques et des pathologiques. DOLTO (1980) distingue un pied valgus franc appelé "par erreur pied plat" et qui est en réalité un pied creux. HARRIS (1948) considère que le pied plat par brièveté du tendon d'Achille est différent du pied plat hypotonique. DE DONKER (1970) signale un pied plat hyperlaxe étalé, un pied hypervalgus plat ou creux, un pied plat valgus.

Encore à l'heure actuelle cette notion de pieds plats ou creux paraît mal appréhendée.

FERRET (1986) définit les sportifs professionnels pratiquant le football comme porteurs de pied creux du premier degré et d'avant pied large. C'est un exemple frappant de cette mauvaise relation entre la norme du pied Européen et les critères permettant de déterminer sa pathologie. Ces sportifs ont sûrement des pieds surmenés, trop musclés, mais la forme de leurs empreintes statiques en pieds creux correspond aux canons des Européens.

Ce pied plat valgus statique nous intéresse à plusieurs titres.

Premièrement parce qu'il représente un "effondrement" de cette caractéristique du pied humain qu'est la convexité plantaire, deuxièmement parce que cette "déformation" est bien supportée et troisièmement parce que les causes des pieds plats sont loin d'être correctement définies.

BERARDI (1964), MEARY (1969), DE DONCKER (1970) et enfin DENIS (1974) ont à peu près tous les mêmes raisonnements concernant le pied plat.

Le primum movens est une hyperlaxité des ligaments et des aponévroses plantaires, plus une hypotonie secondaire des muscles intrinsèques.

Ils distinguent le pied plat primitif de l'adulte et le pied plat de l'adulte faisant suite à un pied plat de l'enfance.

Comme facteurs causals ou favorisants nous retiendrons:

- la brièveté du tendon d'Achille
- la surcharge pondérale
- l'insuffisance veineuse

#### 3-2-6-4-1 Brièveté du tendon d'Achille

HARRIS en 1948 a constaté en premier la fréquence de la brièveté du tendon d'Achille dans les pieds plats. Ceci amène une réflexion puisqu'il ne parle pas de rétraction du muscle mais de son tendon. Il paraît anormal qu'un faible raccourcissement du tendon ne soit pas compensé par un allongement du corps musculaire si celui-ci est normal. Les techniques actuelles d'allongement des membres (ILIZAROV) sont autrement rapides par rapport à la croissance et pourtant les résultats sont satisfaisants. Rappelons que la spasticité et l'hypertonie ne sont pas le fait du tendon. Il doit donc exister d'autres facteurs concomitants à cette brièveté du tendon d'Achille.

Notons qu'il est signalé des cas de pied plats par allongement du tendon d'Achille (BERARD - 1985).

#### 3-2-6-4-2 Surcharge pondérale

La surcharge pondérale entraîne un effondrement de la ferme. C'est un affaissement classique d'une structure sous une charge excessive. Il est en opposition comme nous l'avons déjà dit avec le principe même de la ferme.

### 3-2-6-4-3 Insuffisance veineuse

Le facteur externe le plus intéressant est représenté par l'insuffisance veineuse. DENIS (1974) y fait allusion plusieurs fois dans un même article:

- "...Il existe des pieds plats qui deviennent douloureux du fait des troubles veineux".

- "si besoin est on traitera l'insuffisance veineuse et la surcharge pondérale."

Nous reparlerons de cette insuffisance veineuse dans le chapitre "Expérimentation" car c'est un des facteurs que nous avons relié avec le port des talons hauts chez la femme.

### 3-2-6-4-4 Pied plat et marche

Pour BERARD (1985) le pied-plat de l'enfant par GENU-VALGUM est une IMPRESSION de pied plat à la marche car l'attaque se fait sur le bord interne du pied pour éviter l'entrechoquement des genoux. Par la suite si le genu-valgum disparaît, le pied plat aussi. Il distingue deux catégories de pied plat, le banal pour lequel il ne fait rien et "l'Achille court", sans problème neurologique, qui restera plat par horizontalisation du calcaneus. Cette horizontalisation n'est peut-être pas la cause du valgus car celui-ci peut être dû à un léger défaut de flexion dorsale du pied empêchant un passage du pas correct. L'enfant triche alors en se mettant en valgus pour pouvoir passer son pas.

### 3-2-6-4-5 Pied plat et douleur

Le PIED PLAT, le pied sans voûte interne, est opéré lorsqu'il est douloureux. Il est généralement dû à des synostoses (calcaneus-naviculaire calcaneus-cuboïde...). C'est un défaut du couple de torsion du pied.

Le pied plat essentiel ne souffre jamais et ceci fait qu'il est un PHENOMENE DE SOCIETE.

Il n'y a pas si longtemps que, dans les familles françaises, la réforme pour pied plat était une catastrophe. Dans certaines tribus de race Noire le pied plat est une cause de non-mariage. Sur un autre plan nous pouvons nous demander pourquoi les mères s'attachent-t-elles aux pieds plats de leurs enfants alors qu'ils ne souffrent pas et ne se plaignent pas ? Peut-être parce qu'ils usent plus leurs chaussures avec la forme du pied-plat mais cela est loin de satisfaire.

Les prescriptions de semelles pour pieds plats sont souvent faites pour tranquiliser les parents. Pour peu que l'enfant passe d'une mère abusive à un(e) conjoint(e) autoritaire elle (il) se voit nanti(e) d'une semelle pour le restant de ses jours alors que la nécessité ne s'en faisait pas sentir.

Les pays anglo-saxons ont les mêmes problèmes, compte tenu de variation tel que le problème de l'appareillage aux U.S.A. Il y a sûrement une histoire de mode qui a dû commencer au moment des chaussures pour pieds polyomyélitiques et qui s'est perpétrée amenant la notion de chaussure confortable avec voûte interne, renfort etc... Nos grands-parents qui n'avaient pas de chaussures aussi confortables qu'à l'heure actuelle n'ont pas pour autant des pieds épouvantables. Peut-être ont-ils des pieds creux, dont 80% auraient une origine neurologiques, mais peut-être ont-ils aussi des pieds plus physiologiques !

En conclusion il y a un problème de société important, véritable mythe, lié à un problème financier des orthopédistes et des chausseurs et l'absence de voûte interne ne semble donc pas poser de gros problèmes.

#### 3-2-6-4-6 La torsion du membre inférieur et le pied plat.

La torsion tibiale interne donne une marche normale avec un pied plat. La présence d'une semelle conduit à une marche en rotation externe sans qu'il y ait de différence entre les garçons et les filles sur le plan de l'habitude. Il y a pourtant sûrement une composante génétique car il existe des familles avec des torsions tibiales et des régions de prédilections.

La théorie voulant que la torsion tibiale compense l'anteverision du col fémoral pour que la marche puisse se faire avec pieds parallèles, ne semble

pas très exacte puisque le col fémoral continue à diminuer son antéversion au cours de la croissance alors que l'enfant a déjà développé une torsion tibiale externe importante avec un tibia varum. Les enfants opérés pour une antéversion exagérée du col fémoral développent quand même une torsion tibiale externe. Enfin si la torsion tibiale et l'antéversion du col fémoral était liées on retrouverait des morphotypes extrêmement stéréotypés, or ils ne le sont pas (BERARD -1985).

### 3-2-6-5 Anatomie comparée de la ferme plantaire

La ferme du pied humain est une disposition particulière à l'espèce humaine qui donne leur efficacité aux caractères anatomiques pré-cités.

#### 3-2-6-5-1 Apparition de la courbure plantaire longitudinale

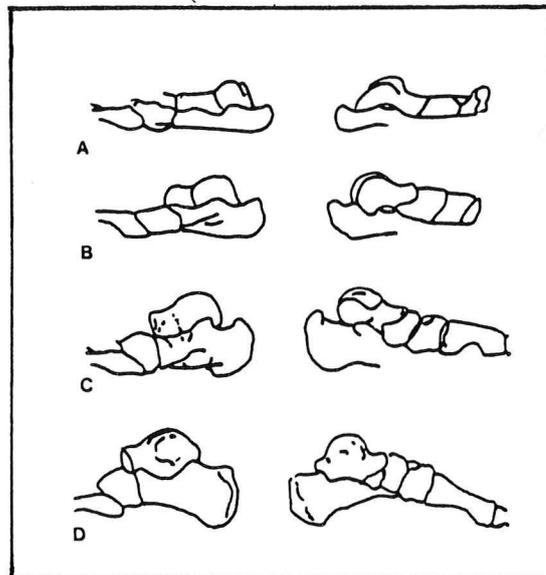


Fig. 31 - Squelette du tarse du pied droit. Vue externe à gauche, interne à droite. A) Lemur, B) Cercopithecoïde C) Gorille, D) Homme moderne (d'après VOLKOV 1904)

L'incurvation transversale de la ferme plantaire n'est pas propre à l'homme. Le pied de l'Homme repose sur un triangle allant du tuber calcanei à la ligne métatarso-phalangienne ce qui est différent des Primates dont le pied repose soit sur la région métatarsienne posée à plat, soit sur le bord

externe (Pongidés) (LESSERTISSEUR - 1970). Chez les cercopithécoïdes et les hominoïdes elle s'étend au tarse et au métatarse, orientée en dedans. Le pied est normalement en demi-pronation (comme la main). L'appui se fait surtout sur le bord latéral. La démarche plantigrade s'accompagne souvent d'une élévation de la partie postérieure. Avec l'hallux divergent, ce pied n'offre pas un appui stable sur un plan horizontal et semble plus adapté à la prise d'une branche dans le sens de la longueur. Ces articulations, plus mobiles que chez l'homme, lui accordent une certaine flexibilité, caractéristique du pied préhensible.

A l'inverse, le pied humain se présente comme un organe plus compact, plus rigide. Son orientation en pronation confirme sa fonction de sustentation. La jambe prend une direction verticale et n'est plus oblique en haut et en dehors (plan frontal) comme chez les singes.

L'appui plantigrade est presque complet. Le premier métatarsien est abaissé. Seul le bord interne est soulevé par une incurvation longitudinale qui s'ajoute à la voussure transversale pour donner à la plante du pied son aspect architecturale particulier. Le degré de cette courbure originale présente de nombreuses variations individuelles et raciales qui n'ont pas de signification évolutive ou fonctionnelle. Comme nous le verrons dans les empreintes plantaires une faible incurvation, fréquente chez les Mélanodermes (OLIVIER -1965) et s'apparentant au pied plat d'après les canons Européens, n'est pas incompatible avec d'excellentes performances dans la course. Il est vrai que dans ce cas les angles fémoraux sont primordiaux.

D'après (BARONE - 1972), l'existence de cette double coupole plantaire qui caractérise le pied humain, pourrait bien être corrélative de la fonction particulière de l'hallux et de son importance. Les muscles plantaires les plus puissants sont ceux qui aboutissent au hallux ou à son cunéiforme : m. long péronier latéral, m. tibial postérieur, m. long fléchisseur propre du I, m. tibial antérieur. Les deux premiers de ces muscles, "dont l'action conjuguée contribue à soutenir l'arche interne du pied pendant la marche, sont réduits ou absents chez la plupart des Mammifères." (WILLIS -1935).

Pour l'école italienne (BERARDI - 1964), l'évolution ontologique de la voûture du pied fait que homoneanderthalensis avait une ferme très haute. D'après l'angle de torsion de la tête du talus la voûture du pied est semblable à celle des Européens actuels HEIM (1982).

Ces deux constatations peuvent être des phénomènes isolés car si nous nous en référons aux angles de torsion actuels de la tête du talus les variations vont du pied plat au pied creux.

### 3-2-7 Les empreintes



Fig. 32 -

Empreinte plantaire du pied droit d'une femme française de 30 ans.

(voir Expérimentations)

Elles sont de formes particulières et ne représentent pas la forme du pied vue par en-dessous. Ce sont les appuis qui déterminent la forme de la voûte plantaire.

Chaque fois qu'il est question de voûte ou de pathologie du pied les auteurs se réfèrent à la forme des empreintes plantaires. Celle-ci est

censée donner, indirectement, une représentation de la configuration osseuse du pied. Pour cela de nombreuses interpolations et/ou déductions doivent être faites en partant de la forme externe du pied et de la clinique. Inévitablement nous retrouvons la classification en pieds plats, pieds creux et pieds normaux qui est la base de l'examen plantaire et la matière première de nombreux ouvrages.

Nous nous en tiendrons pour l'instant au pied podoscopique.

BRAUN (1981) sur une étude de 600 assises plantaires d'adultes jeunes a démontré la banalité du pied creux avec 58,2% des hommes pour 70,8% des femmes. En éliminant le pied precavus (incipiens) il reste à 52% chez les femmes pour 44,4% chez les hommes. Il va même plus loin en montrant que le pied creux du deuxième degré est répandue à "un quart de la population blanche des deux sexes". La population masculine noire, à taille et poids égaux, seraient plutôt porteuse de pieds normaux (46,8%) ou plats du premier degré (37,5%).

Ces chiffres ne nous surprennent pas puisque sur une population de 110 Françaises (voir Expérimentation) nous avons retrouvés 9,17 % de pieds creux du second degré (rupture de l'isthme), 26,6% de pieds creux du premier degré mais AUCUN PIED PLAT ou pied dont l'empreinte médiane déborde du côté interne. Cela tient peut-être à notre prise d'empreinte plantaire.

PALES, CHIPPAUX et PINEAU (1960) considèrent les empreintes de pieds creux, normaux, limites, plats et valgus par rapport à l'axe physiologique du pied. La norme serait l'isthme légèrement en dedans de l'axe médian. Français et Vietnamiens sont respectivement à 80% et 81,4% normaux alors que les Noirs (Néo-Calédoniens) sont plutôt en pieds plats (52,2%).

Ils font cependant remarquer que l'épaisseur de la couche cornée joue un grand rôle dans la différence entre les empreintes. Les "Colorés" ont une semelle particulièrement épaisse et surtout un important tissu graisseux, que les Blancs ne possèdent pas, entre l'aponévrose plantaire et la peau. Dans ce type d'empreinte les Mélanodermes ont un pied plat anatomo-physiologique (les Malgaches sont Afro-Asiatiques sous ce rapport et les Vietnamiens se comportent comme les Blancs).



Fig. 33 - Différentes empreintes plantaires (d'après Pales 1960)

En 1965 HAY et LEAKY ont trouvés dans le "tuf aux empreintes" de Laetoli les traces de trois marcheurs d'il y a environ 3,5 millions d'années. Le talon arrondi, la forme de la voûte et de l'hallux pointant en avant, sont des caractéristiques du pied humain. Cette découverte montre que la posture verticale est apparue très tôt dans le cours de l'évolution de l'homme. MEIN (1986) rapporte que ces empreintes ont été étudiées par le F.B.I. comme si elles étaient actuelles. Ils en déduisirent que ces pieds seraient ceux d'une femme enceinte, c'est à dire avec un appui plus important sur l'avant. De là à considérer que la station érigée n'était pas complètement achevée il y a un pas que nous nous garderons bien de franchir.

Mc HENRY parlant de l'Australopithecus Africanus en 1975 indique qu'il a un squelette semblable à celui de l'homme moderne. Pour lui l'adduction de

l'hallux, un cinquième metatarsien large et une voussure plantaire sont des caractéristiques de l'hominisation.

Par ailleurs la forme du pied elle-même nous semble être le facteur le plus spectaculaire. Si nous nous faisons bien à l'idée d'un affaissement différent de l'arche interne en partant d'une base similaire, il n'en va pas de même de l'empreinte variable en raison d'une morphologie différente.

### 3-2-8 Conclusion sur la ferme et l'empreinte du pied

Après ces notions sur les empreintes de pied nous restons réservé lorsqu'elles constituent le seul élément d'appréciation (c'est le cas pour l'empreinte Néandertalienne de la grotte de la Sorcière à Toirano (PALES - 1960) où la forme pourrait être classée comme plate par rapport au Français mais reste normale par rapport au Néo-Calédonien). Par contre, intégrées avec d'autres mesures ou avec la clinique, ces notions constituent une approche sérieuse, qualitative et quantitative, de la représentation statique de l'appui plantaire.

La présence d'un pied plat physiologique dans les populations Noires et celle d'un pied creux également physiologique dans les populations Blanches ne permet pas de faire de différence entre les hommes et les femmes si ce n'est pour la tendance à la déviation latérale de l'hallux.

C'est donc la ferme du pied, quelle que soit sa hauteur, qui serait une des caractéristiques de la station érigée et le pied plat n'en serait donc pas une conséquence.

Nous suivons VOLKOV lorsqu'il écrivait en 1910 : "C'est la cambrure qui non seulement représente le caractère le plus distinctif du pied humain, mais c'est elle aussi qui constitue la différence la plus essentielle entre les pieds des différentes races".

Pour terminer rappelons nous que l'empreinte n'est que la représentation du pied EN APPUI et qu'il y a donc autant de différences entre la vue du pied et son empreinte qu'entre la vue du nez et son aplatissement contre une vitre.

### 3-2-9 La marche.

#### 3-2-9-1 Description

Elle intéresse l'ensemble du corps mais nous nous attacherons plus particulièrement au pied et à l'action des muscles postérieurs afin de pouvoir déterminer les possibilités de variations.

Nous avons déjà noté la relation du triceps sural avec la marche (voir chapitre 4). Nous nous intéresserons seulement aux particularités.

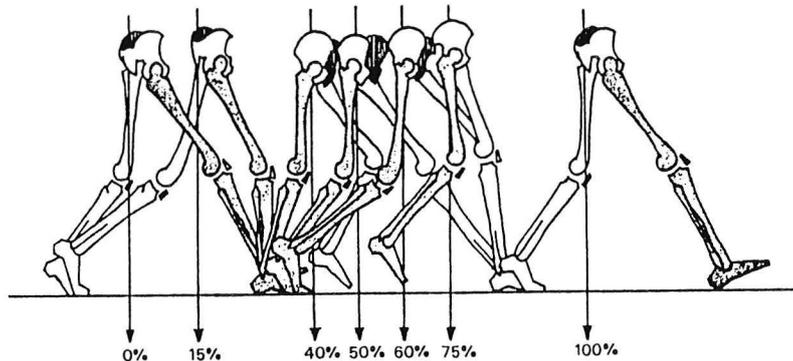


Fig. 34 - Découpage en pourcentage des cycles de la marche.

(d'après PLAS 1983)

La marche a été décomposée pour les besoins d'études et d'enseignements. DUCROQUET (1965) dans son magistral ouvrage "La marche et ses boîtiers" classe la marche en pas postérieur, pas antérieur avec des subdivisions de l'ordre du demi-pas. Actuellement, afin de mieux sérier le problème les divisions sont plus nombreuses et se basent sur l'électromyographie avec les travaux du Californien INMANN (1953) qui ont été repris, réactualisés et augmentés par PLAS, VIEL et BLANC dont le dernier ouvrage date de 1983. C'est sur cet ouvrage que nous nous basons pour appréhender la marche normale (Fig. 34 et 35). Les séquences utilisées sont des pourcentages. L'attaque du pas correspond à 0% du cycle et le 100% à une nouvelle attaque

du pas. La phase portante va de 0 à 60% et la phase oscillante du même membre inférieur de 60 à 100%. MANN (1979) estime l'appui dans la course à 30% du cycle. DOLTO (1980) estime la vitesse moyenne de la marche à 5 km/h.

Seule la phase portante sur le membre inférieur nous intéresse dans la mesure où elle est génératrice d'empreintes et où sa liaison avec la jambe est la plus importante. Cette phase dure 1,25 seconde pour PLAS (1983) et CHATELANAT (1982). Nous considérerons, comme ces auteurs, tout le temps le membre inférieur droit dans sa phase d'appui.

A 0% le calcaneus est en léger varus, l'avant-pied en légère supination. L'art. talo-crurale est en position zéro, maintenue par le m. tibial antérieur. Le poids du corps va se porter sur ce membre (déplacement du centre de gravité). C'est la réception. Puis le pied s'abat au sol avec parallèlement une légère flexion du genou. C'est la phase d'amortissement proprement dite. Vient ensuite la phase d'avancée du tibia au dessus du pied.

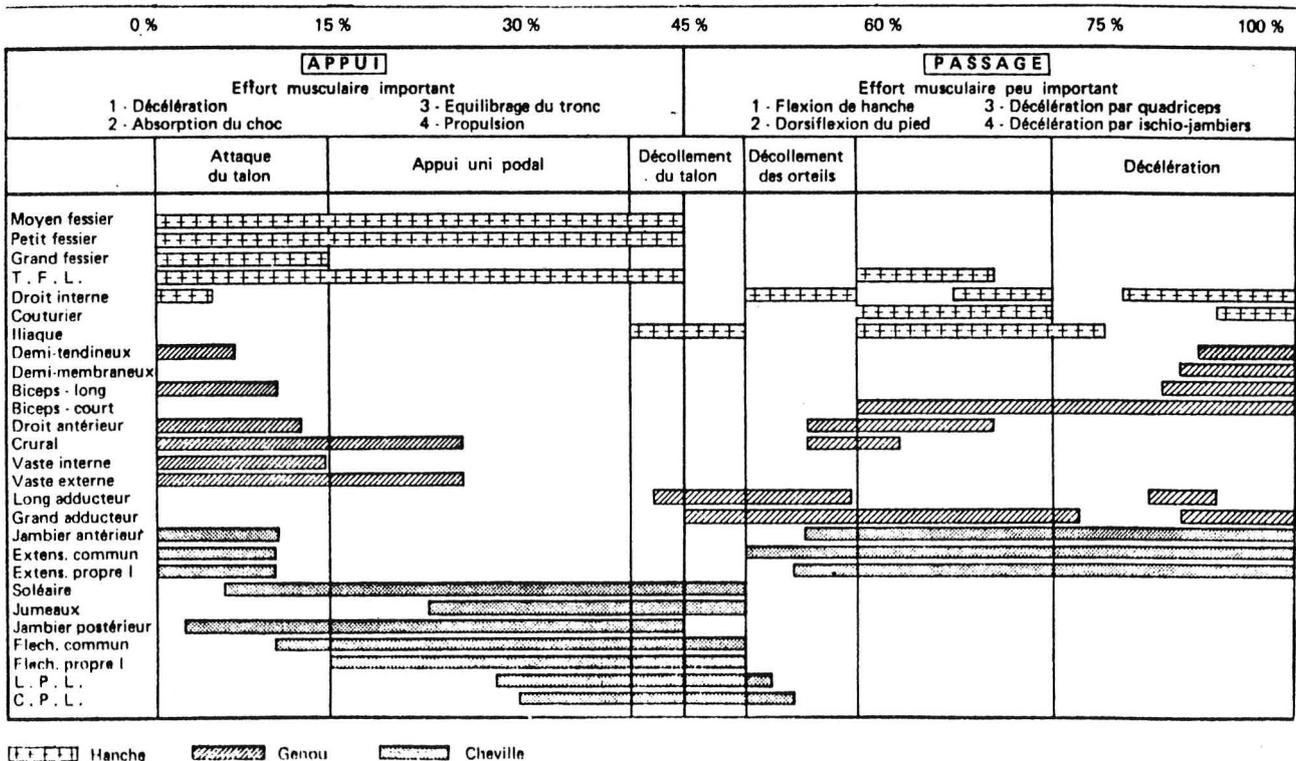


Fig. 35 - Les actions musculaires en fonction des cycles de la marche.  
(d'après PLAS 1983)

C'est le tibia qui effectue une flexion dorsale en avançant au-dessus du pied. Il est freiné dans sa course par le triceps sural. Le poids du corps est tout entier sur ce membre. Les muscles péroniers, tibial antérieur et les fléchisseurs des orteils stabilisent le pied un peu à l'image des rênes d'un cheval. Vient ensuite la phase de propulsion qui correspond au décolllement du talon suivi du décolllement des orteils. Nous n'irons pas plus en avant dans la description de la marche mais voyons les différentes opinions.

3-2-9-2 Etude de la marche par l'électromyographie et par les variations du Centre de Gravité.

L'étude du triceps sural sera envisagée au chapitre 4. Les études les plus nombreuses se font en électromyographie (de surface et profonde). Nous retrouvons SHEFFIELD (1956), GRAY (1968), AYOUB (1970), OKAMOTO (1972), DELHEZ (1974), JACOBI (1974), KAWAMURA (1975), BISSCHOP (1978), DUMOULIN (1979), BRASK (1984), BLANC (1985).

D'autres formes d'étude ont vu le jour depuis MAREY. En 1872 CARLET fait un "essai expérimental sur la locomotion humaine" et note une précocité de l'appui talonnier, un passage progressif à l'appui des zones plantaires, externes, antero-externes puis de l'hallux. SHELDON (1950) considère que la seule différence entre la station debout et la marche est une force plus grande, ce qui n'est pas sans nous étonner. En 1952, MORTON débute les études élaborées de la marche avec comme référence le centre de gravité. CAVAGNA (1963) donne la notion de travail externe au niveau de chaque articulation nécessaire à la marche. L'étude de la marche balbutie encore. SCHIK (1966) fait le point sur les synergismes dans la locomotion.

Ce n'est que dans les dix dernières années que de réels progrès ont été faits dans la connaissance de la marche aussi bien dans le domaine expérimental que dans la compilation des données ou l'appareillage nécessaire à son étude.

### 3-2-9-3 La marche chez l'enfant

Chez l'enfant, la marche est plus complexe car il y a une phase d'apprentissage puis une phase de stabilisation débouchant sur une marche mature. Pour SUTHERLAND (1980), la maturité d'une marche s'estime d'après cinq facteurs déterminés sur une population de 186 enfants de 1 à 7 ans. Ces facteurs sont :

- La durée de l'appui unipodal
- La vitesse de la marche
- La cadence
- La longueur du pas
- Le rapport entre le bassin et la cheville

La maturation progressive de la marche se fait par une diminution de la cadence parallèlement à l'augmentation de la vitesse et de la longueur du pas. Cette variation est en liaison avec l'accroissement de longueur des membres inférieurs. Une marche adulte est obtenue vers trois ans sur ces précédents critères.

### 3-2-9-4 L'initiation de la marche et sa commande.

C'est encore la source de nombreux points d'interrogation.

YAMASHITA (1976) montre que le Centre de Gravité se déplace d'un membre sur l'autre AVANT le premier pas. De même que MANN (1979) qui propose que l'initiation de la marche se fasse après des balancements successifs d'un pied sur l'autre. Ce qui correspond au centre de gravité de YAMASHITA.

DUYSENS (1980) dit que les propriocepteurs du triceps sural reconnaissent la mise en jeu des extenseurs et inhibent de façon centrale la flexion plantaire. La marche doit correspondre, pour être normale, à une initiation de la phase lancée et à un non recrutement des extenseurs.

Elle prend ici toute son ampleur avec une participation corticale et sous-corticale pour un bon déroulement des différentes phases du pas.

### 3-2-9-5 La fréquence du pas.

Une originalité et une déception sont amenées par GRIEVE (1966): sur 50 hommes et femmes de 1 à 35 ans, dès 5 ans la fréquence du pas sur la racine carré de la taille est un facteur constant. La déception vient de ce que cette constante n'est pas chiffrée. Une dernière affirmation demande un peu plus d'explication : "LE PORT DE LA CHAUSSURE NE CHANGE PAS LA FREQUENCE DE LA MARCHE". La fréquence est le nombre de pas dans une unité de temps (la minute par exemple). Or avec des chaussures à talons très hauts (plus de 8 cms) et des chaussures conventionnelles il paraît difficile de conserver la même fréquence de pas. La seule observation d'une population citadine en donne la preuve. Le pas se raccourcit avec des talons hauts pour une question de sécurité et de limitation de la flexion plantaire. A fortiori nous pouvons dire que au plus le talon augmente et au plus la fréquence du pas augmente.

### 3-2-9-6 Méthodes d'étude autres que l'électromyographie

Dans ces vingt dernières années, de nombreuses méthodes pour étudier la marche ont vu le jour.

GRUNDY, en 1975, étudie les centres de pression sous le pied. RABISCHONG (1973) invente l'électropodographie. Cette méthode est reprise par JOUBLIN (1980) qui utilise des récepteurs de pression calibrés pour appui plantaire. DUDAY (1985) poursuit cette méthode et se sert des capteurs et d'un enregistrement "multipoint" des appuis plantaires. Il numérise ainsi les pressions des surfaces d'appui et les durées des appuis. LEDUC, en 1978, s'appuie sur la photoélastopodométrie dans une étude des appuis dans l'élévation sur la pointe du pied. Il continue en 1981 ses mesures de pression et d'empreintes plantaires à l'aide du "Foot-print" et d'images tridimensionnelles.

WINTER, en 1976, amorce la notion d'énergie en décrivant les composantes énergétiques de la marche dans le plan saggital grâce à des mesures cinématiques et anthropométriques. Dans le même ordre d'idée, en 1980, GORDON fait remarquer que le transfert d'énergie d'un segment à l'autre, à travers les articulations du membre inférieur (hormis la cheville il est

vrai), est aussi important que l'amortissement ou la production d'énergie par les muscles.

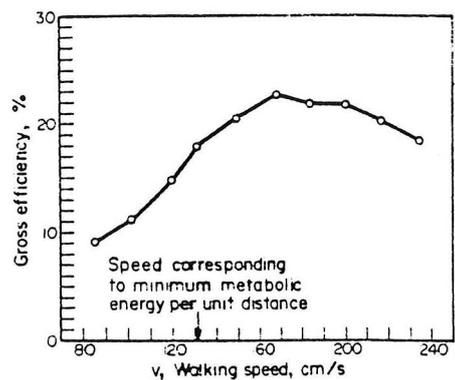
### 3-2-9-7 La vitesse de marche.

L'ordinateur amène et amènera une contribution essentielle à l'étude de la marche. CHENG (1974) le couple avec la télévision pour lier les différentes séquences de la marche et confirme les suppositions de l'électromyographie à propos des mouvements de grandes amplitudes. En 1975, CAPPOZZO s'est servi de lui pour déduire une approche générale de l'étude de la marche.

Par la suite, en 1979, l'utilisation d'un ordinateur et d'un programme particulier écrit en FORTRAN IV ont permis de rentrer les données des déplacements absolus et relatifs des différentes articulations ainsi que des facteurs tels que la vitesse, la longueur du pas etc... De cette façon, ZARRUGH ouvre la voie des relations complexes entre les mesures angulaires de la cheville et les autres facteurs de la marche. Sur sa lancée en 1981, il démontre avec deux expérimentations successives que la marche à vitesse libre est plus efficace que la marche à vitesse imposée. Cette affirmation s'appuie sur le rapport (en pourcentage) entre le travail fourni (TF) et la consommation métabolique interne (CM) (Tab. 2). Quelques chiffres permettent de se faire une idée.

TF/CM !	m/s !	Tab. n° 2
9%	0,84 !	le travail,
23%	1,70 !	la consommation et
18%	2,35 !	la vitesse.

<----- ZARRUGH (1981) ----->



Variation of gross efficiency with speed in free walking.

Ces chiffres donnent donc une vitesse optimum de 6,12 km/h contre les 5 km/h donnés généralement.

Sa deuxième expérience essaie d'évaluer la puissance nécessaire pour marcher en estimant le travail au niveau de chaque articulation. Cette puissance est

le produit de la vitesse et du moment (relatif à chaque articulation). Si toutes les forces, y compris la réaction du sol, sont connues, le moment au niveau de chaque articulation peut alors être déterminé. Les conclusions de ZARRUGH sont que la composante verticale de réaction du sol est la plus grande et a le plus grand effet sur la dynamique du membre inférieur. D'autre part, l'amplitude de la réaction du sol augmente avec la cadence, et la puissance générée pour la marche se retrouve surtout au niveau de la cheville et de la hanche (le genou servant surtout d'amortisseur).

### 3-2-9-8 Notions récentes sur la marche

VIEL (1985) décompose la marche en amortissement, équilibre, propulsion et pivotement. Ce qui diffère quelque peu de sa précédente étude en 1981 où il signalait RECEPTION, AMORTISSEMENT, PIVOTEMENT et PROPULSION.

La notion de pivotement est nouvelle et va sûrement demander un appareillage spécial pour apprécier les contraintes au niveau de cette rotation et des précisions pour intégrer ce mouvement dans les rotations du membre inférieur et de la ceinture pelvienne.

### 3-2-9-9 Conclusion sur la marche

Nous n'avons qu'effleuré les diverses méthodes utilisées dans l'étude de cette diadococinèse d'appui du membre inférieur qu'est la marche. Ceci nous a permis d'appréhender la complexité actuelle des études et de retenir pour notre travail :

- la seule différence entre la station debout et la marche est une force plus grande.

- chez l'enfant il y a une phase d'apprentissage puis une phase de stabilisation débouchant sur une marche mature qui se fait par une diminution de la cadence parallèlement à l'augmentation de la vitesse et de la longueur du pas. Cette maturité est obtenue vers trois ans et s'estime d'après la durée de l'appui unipodal, la vitesse de la marche, la cadence, la longueur du pas, le rapport entre le bassin et la cheville.

- la marche débute par une initiation de la phase lancée, un non-recrutement des extenseurs et un déplacement du centre de gravité d'un membre inférieur sur l'autre.

- le transfert d'énergie d'un segment à l'autre est aussi important que l'amortissement ou la production d'énergie. La puissance générée se retrouve à la cheville et à la hanche.

- la composante verticale de réaction du sol est la plus grande, a le plus grand effet sur la dynamique du membre inférieur et augmente avec la cadence.

- le port de la chaussure sans talon ne change pas la fréquence de la marche mais plus le talon augmente et plus la fréquence du pas augmente.

- la marche à vitesse libre, estimée à 6,12 km/h, est plus efficace que la marche à vitesse imposée.

- actuellement la marche se décompose en amortissement, équilibre, propulsion et pivotement.

Ces différentes notions rendent bien compte et de la difficulté d'étude et de la complexité que représente cette diadococinèse d'appui des membres inférieurs qu'est la marche. Une fois passé le stade des grandes notions : amplitudes moyennes des articulations, muscles principaux, énergie moyenne etc..., il faut se rendre à l'évidence et voir la marche dans son contexte réel.

Marcher, pour l'individu, ne représente plus seulement le fait d'avancer un pied devant l'autre mais bel et bien un mécanisme vital faisant intervenir une grande partie des fonctions qui sont le propre de l'homme.

## QUESTIONS

---

Ces grandes fonctions comme nous l'avons vu posent de nombreux problèmes généraux ou de détail. Il ne nous est pas possible de répondre à tous, si tant est que nous puissions répondre à un seul, mais quelques points attirent plus particulièrement notre attention par la liaison qu'ils ont entre eux. Nous avons répertorié ces points sous forme de question (page suivante).

Ces questions sont fortement en relation car n'oublions pas que notre sujet cherche une relation entre la jambe et le pied. Ainsi, à titre d'exemple, le calcaneus, faisant varier ses paramètres, peut influencer sur le volume tricipital mais aussi sur la longueur et la largeur du pied et par conséquence sur la voûte plantaire. Si cette dernière est en relation avec le couple de torsion du pied, celui-ci sera donc modifié par le calcaneus. Pour peu que le couple soit influant dans la marche et dans l'équilibration c'est donc tout un édifice qui se trouve transformé par la variations de certains points du calcaneus. L'apport d'un élément externe comme la chaussure à talon haut devrait donc modifier peu ou prou la marche, l'empreinte plantaire, la transmission des pressions et la physiologie tricipitale.

QUESTION N° 1

-----

LE COUPLE DE TORSION DU PIED EST-IL UN ELEMENT ESSENTIEL DE L'EQUILIBRATION ET DE SES CONSEQUENCES STATIQUES ET DYNAMIQUES ?

QUESTION N° 2

-----

LE CALCANEUS A-T-IL UN ROLE DE ROTULE OU DE SESAMOIDE ?

QUESTION N° 3

-----

LA VARIATION DES PARAMETRES DU CALCANEUS A-T-ELLE UNE INFLUENCE SUR LA JAMBE (TRICEPS) ET SUR LE PIED (VOUTE, LONGUEUR, LARGEUR...) ?

QUESTION N° 4

-----

LA VOUTE PLANTAIRE SERT-ELLE D'AMORTISSEUR DANS LA MARCHÉ ?

QUESTION N° 5

-----

QU'ELLE PEUT ETRE LA TRADUCTION DE L'INSUFFISANCE VEINEUSE AU NIVEAU DU PIED ?

QUESTION N° 6

-----

LA VOUTE PLANTAIRE EST-ELLE INDISPENSABLE ?

QUESTION N° 7

-----

QU'ELLE EST LA FONCTION EXACTE DU TRICEPS SURAL ?

"L'identification d'un processus ne peut être faite que sur la base d'un modèle doué d'une structure suffisamment souple pour permettre son amélioration progressive à la lumière de la confrontation de son comportement avec celui du processus à identifier."

NASLIN (Ingénieur général)

**EXPERIMENTATIONS**  
**ET**  
**RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE**

4- EXPERIMENTATIONS ET RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Nous allons essayer de trouver les réponses aux questions que nous nous sommes posés à l'aide de cinq travaux. Il s'agit de :

- \* Etude bibliographique de la fonction du m. triceps sural.
  
- \* Mensurations anthropomorphologiques et radiographiques des segments jambe et pied.
  
- \* Etude cinématographique de la variation des angles de la cheville et du pied à la phase d'appui et lors de différentes marches.
  
- \* Mesures électromyographiques du m. triceps sural de la jambe.
  
- \* Etude bibliographique sur l'origine de l'adaptation du pied à la station érigée et à la marche.

#### 4-1 Etude bibliographique de la fonction du m. triceps sural.

Depuis plus d'un siècle les auteurs se relaient à son sujet afin de préciser son rôle. Les renseignements sont d'ordre clinique, fonctionnel, expérimental (électromyographie, cinéma, etc...) et trouvent leurs applications dans l'équilibration, la marche, la compréhension de la pathologie et parfois du traitement, mais aussi dans la connaissance de l'Homme.

Afin de sérier le problème nous avons cherché chronologiquement et par thème l'évolution des idées des différents auteurs, puis nous avons résumé leurs idées et enfin nous évoquons nos conceptions sur le rôle du m. triceps sural.

Nous verrons successivement le rôle du m. triceps sural en cinésiologie, dans l'équilibration, dans la marche et enfin sur un plan expérimental.

##### 4-1-1 La cinésiologie du pied liée au m. triceps sural.

Il y a presque 120 ans et pour être plus précis en 1867, DUCHENNE DE BOULOGNE disait : "l'extension du calcaneus est exécutée également par le cuboïde et le 4<sup>em</sup> et le 5<sup>em</sup> métatarsiens, et avec autant de force que si ces os étaient formés d'une seule pièce." Parlant du m. triceps sural il insiste sur son impossibilité à mobiliser indirectement l'arche externe et, à propos de l'articulation subtalaris, il la rend responsable de la supination de l'avant pied, second temps de la flexion plantaire. Une telle précision ne peut nous laisser qu'admiratif compte tenu des possibilités d'expérimentation de l'époque. A l'heure actuelle ces notions demeurent toujours valables pour des fonctions en chaîne cinétique ouverte.

TESTUD et LATARJET (1928): "Les jumeaux, agissant sur le talon, élèvent cette saillie osseuse et étendent ainsi le pied sur la jambe. Secondairement les mm. gastrocnemi, après avoir placé le pied dans l'extension, fléchissent la jambe sur la cuisse...". L'insertion supérieure commence à interpeller les auteurs.

ARIENTI (1948) signale une action séparée des différents chefs mais sans préciser laquelle.

Dix ans plus tard, en 1958, O'CONNELS passe nettement devant les idées d'ARIENTI en étant le premier à voir une action d'éversion dans la partie latérale du m. soléaire alors que la partie médiale serait active dans l'inversion. Cette notion est intéressante car tout en relevant des actions différentes sur des portions d'un même muscle il ne considère pas pour autant le m. triceps sural comme un m. quadriceps. Or deux mm. gastrocnemi plus un m. soléaire médian et un m. soléaire latéral cela fait quatre muscles, au moins sur le plan arithmétique. Le m. triceps sural ne serait donc plus seulement varisant du calcaneus et cependant la pathologie des rétractions montre nettement un pied en varus équin. Si cette assertion se vérifie elle ne pourra donc être valable que lors de mouvements brefs, pied libre ou pendant la marche.

Un siècle après DUCHENNE, en 1972, BRIZON et CASTAING ne reprennent pas les idées d'ARIENTI et déclarent que le m. triceps sural étend le pied sur la jambe et provoque accessoirement une flexion de la jambe sur la cuisse, une adduction et rotation interne du pied.

C'est CAMPBELL en 1973 qui est le premier à considérer le m. triceps sural comme un QUADRICEPS en individualisant deux chefs au SOLEUS. L'un, le chef médiale, puissant FLECHISSEUR du pied et peu stabilisateur, l'autre, le chef latéral, peu fléchisseur et essentiellement STABILISATEUR et en notant que les quatre chefs sont capables de se contracter indépendamment.

A partir de ce moment les idées évoluent rapidement et dans tous les sens. Tout d'abord ARSENAULT (1974) qui signale que le travail des muscles de la cheville n'augmente pas la puissance du m. quadriceps. Il faut comparer cette remarque avec GRAVEL (1982) pour qui "les efforts de la cheville n'entraînent pas une augmentation des performances des muscles du genou." et avec BLANC (1984) qui, contrairement à GRAVEL et ARSENAULT et avec une expérimentation semblable, note que la flexion dorsale du pied entraîne "le plus souvent" une contraction évoquée (réponse) au niveau du m. quadriceps. L'essai de systématisation des réponses du m. quadriceps à un stimulus donné des muscles de la cheville ne paraît pas concluant. S'il ne s'agit pas à

proprement parler du travail du m. triceps sural cette notion nous intéresse toutefois car d'autres auteurs vont la reprendre et en particulier KAPANDJI (1978) qui liera le travail du m. triceps sural à celui du m. quadriceps femoral (quadriceps femoris) lors de la marche. Notons cependant qu'il y a quand même une possibilité d'action indirecte du m. triceps sural lors de la flexion dorsale du pied par l'étirement qu'il subit, facteur de contrôle probable de la mise en jeu du m. quadriceps (voir chapitre suivant).

Par la suite l'action du m. triceps sural sera lié avec un autre facteur intéressant : la course du muscle. C'est CASTAING en 1977 qui résume cette action : "Les muscles qui composent le m. triceps sural sont synergiques mais pas nécessairement synchrones". Suivent trois cas sur l'action du muscle mm. gastrocnemi dans la flexion plantaire: "Si le genou est fléchi, mm. gastrocnemi trop court...Si le genou est étendu, mm. gastrocnemi complément du m. soléaire dans la flexion plantaire...Si le genou est en demi-flexion, mm. gastrocnemi fléchisseurs à partir d'une flexion dorsale du pied."

Un an plus tard, KAPANDJI reprend les idées des auteurs précédents et ajoute : "A noter que les jumeaux ne sont pas pour autant fléchisseurs du genou.." En 1979 BRAULT, aidé de son électrocardiographie (E.M.G.), remarque à propos du m. triceps sural que dans la flexion du pied en décharge, genoux fléchis, les mm. gastrocnemi travaillent plus ou moins alors que le m. soléaire est très actif.

Au niveau du pied en décharge nous pouvons considérer le m. triceps sural comme un QUADRICEPS, individualisant ses chefs musculaires en fonction des différents mouvements. Il serait responsable, bien sûr, de la FLEXION PLANTAIRE mais avec une variation importante selon le degré de flexion du genou et surtout un degré de STABILISATION variable. En effet il paraît logique de concevoir que le m. triceps sural agisse selon la loi du moindre effort et stabilise ou fléchisse selon les besoins et non pas systématiquement. Par ailleurs sa relation avec le genou par l'intermédiaire des mm. gastrocnemi paraît normale dans la mesure où ceux-ci sont bi-articulaires et sont, en somme, les garants de l'harmonie et du maximum d'efficacité entre la cheville et le genou.

#### 4-1-2 Les propriétés intrinsèques du m. triceps sural et son rôle dans l'équilibration et la proprioception.

Il nous a été très difficile de retrouver des notions importantes datant de plus de cinquante ans. Peut-être parce qu'elles sont recueillies dans quelques revues très spécialisées difficiles à joindre. Malgré tout dans ce domaine l'évolution des idées s'est faite aussi très rapidement dans les vingt cinq dernières années.

##### 4-1-2-1 Relation entre le m. triceps sural et le m. tibial antérieur dans l'équilibration

En 1950 FLOYD trouve que les mm. gastrocnemi sont en relation avec le m. tibial antérieur dans l'équilibration et en particulier dans le plan sagittal. Très peu de temps après SMITH (1954) s'oppose à eux en ne retrouvant une activité posturale que du seul m. soléaire. Nous voyons dans ces divergences apparentes un premier essai de clarification.

En effet lorsque nous nous penchons en avant il y a, juste avant la perte de l'équilibre, une contraction du m. tibial antérieur ainsi que des m. long fléchisseurs des orteils. Cette contraction est utilisée en rééducation pour réveiller ou rééduquer un m. tibial antérieur déficient. Si l'électromyographie ne s'effectue pas à la limite de la chute en avant il est possible que l'on ne recueille pas d'activité au niveau du m. tibial antérieur mais seulement au niveau du m. triceps sural.

Nous nous attendons à un duel jambier antérieur-triceps sural mais BASMAJIAN (1954) démontre que tous les muscles du mollets ainsi que les m. intrinsèques du pied n'ont pas d'activité dans la station debout normale, c'est à dire sans charge additionnelle. Il faut au moins 200 kg pour déclencher leur activité. Nous voilà revenu au point zéro avec un certain étonnement car il est difficile de concevoir un équilibre parfait sur un nombre de pièces osseuses aussi grand sans aucune action musculaire. Faisant écho à notre étonnement PORTNOY en 1956, GRANIT en 1958, HOUTZ en 1961 réaffirment que les mm. gastrocnemi et le m. tibial antérieur ont une action prépondérante dans l'équilibration.

CARLSOO (1962) ne dément pas ces affirmations mais précise que seul les mm. gastrocnemi sont actifs dans la station debout normale. Ce qui l'oppose à SMITH (1954) qui ne voyait qu'une action du m. soléaire. Nous n'avons pas retrouvé de solution à ce problème bien qu'il soit enseigné, sur la vue de leurs propriétés musculaires (nombre de fibres lentes, disposition pennée, présence de tissus élastiques), que les mm. gastrocnemi participent à l'équilibration.

#### 4-1-2-2 Les propriétés intrinsèques du m. triceps sural

Dans la discussion sur l'équilibration nous avons aperçu quelques notions relatives aux propriétés intrinsèques du m. triceps sural. L'expérimentateur peut se demander s'il n'existe pas des relations entre les propriétés intrinsèques du m. triceps sural et son rôle physiologique. La structure des fibres rouges, leur nature, la proportion de fibre non striée et bien d'autres facteurs ont été étudiés. Ces nombreux travaux parmi lesquels certains nous échappent puisqu'il s'agit de recherche fondamentale en histologie, biochimie, chimie et autre, n'ont pas toujours trouvé d'application directe dans la physiologie du m. triceps sural. Nous avons cependant retenu quelques articles et thèses qui nous ont paru faire le point sur les principales notions et, qui plus est, illustrent la complexité des travaux faits et à faire.

#### 4-1-2-3 Etirement du m. triceps sural

Ces travaux commencent en 1952 avec ASMUNSSËN qui étudie le travail positif et le travail négatif appelés maintenant concentrique et excentrique. Au niveau du m. triceps sural la relation entre le nombre de fibre en travail positif et celui en travail négatif est de 6 pour 1 et la consommation d'oxygène de 125 pour 1. Dès cette date il note que L'ETIREMENT ("Streching") RENVERSE LE PROCESSUS CHIMIQUE DES MUSCLES ACTIFS. Nous retrouvons LEVY en 1963 qui estime que les fuseaux neuro-musculaires sont plus nombreux dans le m. soléaire, ce qui lui conférerait une importante réaction à l'étirement. HERMAN le contredit en 1967 avec des mm. gastrocnemi plus sensibles à l'étirement que le m. soléaire. HUET DE LA TOUR reste dans cette notion d'étirement quand en 1979 il montre qu'il y a une réduction des sarcomères sur un muscle raccourci en permanence par une injection de

toxine tétanisante. Notion déjà connue avec un plâtre en équin du pied qui donne une augmentation des sarcomères et une réduction en talus. La notion de course se retrouve ici. De l'expérimentation à la clinique il n'y a parfois qu'un pas qui est franchi aisément. Pour HALAR (1977) qui compare des m. triceps sural d'hémiplégiques et de sujets normaux la DIFFERENCE D'ETIREMENT EST AU NIVEAU DU MUSCLE ET NON PAS DU TENDON. Pour TRUSCELLI (1979) la différence des résultats obtenus sur des elongations du tendon d'Achille chez des enfants infirmes moteurs cérébraux vient du déséquilibre entre les m. fléchisseurs et les m. extenseurs. Le maintien, par la spasticité du m. triceps sural, dans un degré de flexion plantaire variable est une cause de réduction proportionnelle des sarcomères donc de différence à l'étirement.

#### 4-1-2-4 Energie et travail du m. triceps sural

A nouveau ASMUNSSSEN en 1976 qui publie sur les composants mécano-élastiques (mechano-elastic components) montrant ainsi l'évolution de sa pensée. Le stockage de l'énergie élastique est très variable selon la température. Les COMPOSANTS ELASTIQUES SERIES seraient logés entre les filaments d'actine et de myosine. Lorsque nous regardons la pensée d'ASMUNSSSEN en 1952 nous remarquons que la notion d'étirement a été remplacée par le STOCKAGE D'ENERGIE ELASTIQUE avec comme corollaire la restitution de cette énergie mais sans préciser comment.

L'action du m. triceps sural au niveau du couple de torsion a été notée de façon sans appel par MURRAY (1976). Après résection unilatérale du m. triceps sural il donne un couple de torsion de l'art. talo-crurale du côté opéré de 327 kg/cm soit 38% de moins que le côté sain (871 kg/cm). Ainsi le TRICEPS EST TRES ACTIF DANS LE COUPLE DE TORSION DU PIED.

WINTER (1976-77) fait une relation entre l'énergie nécessaire à la marche, le m. triceps sural et les articulations metatarso-phalangienne. Pour lui ces articulations et le m. triceps sural sont intimement liés, ce qui conforte l'idée d'une chaîne énergétique partant des orteils avec comme relais le calcaneus.

Une notion fondamentale pour la suite de notre travail est amenée par FALKEL en 1978. Sur 120 hommes et femmes de 6 à 28 ans l'examen de la FORCE DES

FLECHISSEURS PLANTAIRES montre une RELATION AVEC L'AGE ET LE POIDS ET NON PAS AVEC LA TAILLE ET LE SEXE. Ceci est à rapporter avec l'expérimentation d'AXEL sur 30 athlètes masculins, droitiers, testés en statique et en dynamique avec le genou à 0° et à 90° de flexion. LA FORCE DES FLECHISSEURS PLANTAIRES EST EN RELATION AVEC LA CIRCONFERENCE DU MOLLET et il n'y a pas de corrélation avec la structure du m. triceps sural et le degré de flexion plantaire. Il recommande par ailleurs de renommer les fibres rouges de types I et les fibres à adaptation lente sous le même vocable de "ATPase lowar pH 9,4" afin de mieux rendre compte de la physiologie de ces fibres.

#### 4-1-2-5 Proprioception et m. triceps sural

L'action des propriocepteurs est résumée par DUYSSENS (1980). Les propriocepteurs du m. triceps sural reconnaissent la mise en jeu des m. extenseurs et INHIBENT DE FACON CENTRALE LA FLEXION PLANTAIRE. Viennent ensuite des considérations sur la marche normale que nous étudierons plus loin.

Toujours dans le même ordre d'idées BOSCO (1982) note que les sauts verticaux répétés entraînent de la part des muscles du mollet une action de PREVENTION. Il y a une pré-activité musculaire mais avec des variations individuelles importantes.

La vitesse de travail (donc de raccourcissement) d'un muscle est une notion importante en sport mais aussi dans la proprioception ou plus simplement dans la protection des articulations contre les mouvements extrêmes. Le froid a tendance à ralentir les fonctions d'un muscle. Au niveau du m. triceps sural cela a été montré par BING (1962) qui remarque une diminution du réflexe achilléen après glaçage. De même une baisse de 50% de la vitesse de raccourcissement des muscles postérieurs est constatée par PETROFSKY en 1981 après abaissement de la température du mollet de 38° à 28°.

GORDON (1984) utilisent à plein les ressources de l'ordinateur et suggèrent que, d'après l'EMG des muscles agonistes et antagonistes du bras, les antagonistes COMPENSENT LA NON-LINEARITE DES PROPRIETES MUSCULAIRES. Ceci permet une gradation linéaire de la force qui caractérise la performance de

cette tâche. Cette expérimentation faite au niveau du membre supérieur sur les m. biceps brachial (biceps brachiai) et m. triceps brachial (triceps brachiai) nous semble pouvoir s'appliquer à la jambe et au pied.

Enfin un travail de fond de VANDEWALLE en 1984 montre que la secousse musculaire des mm. gastrocnemi avec le genou à 180° est plus ample et plus brève qu'avec le genou à 90°.

#### 4-1-2-6 Conclusion sur l'équilibration, la proprioception et les propriétés intrinsèques du m. triceps sural.

L'équilibration et les propriétés intrinsèques du m. triceps sural sont sûrement intimement liées mais les variations individuelles plus la complexité des recherches font que les progrès sont lents. Néanmoins il paraît certain que peu ou prou le m. triceps sural ait maille à partir avec l'équilibration et peut-être plus par l'intermédiaire du seul m. soléaire. Sa relation avec les muscles des autres loges de la jambe ainsi qu'avec les intrinsèques du pied paraît logique si nous acceptons que la proprioception et l'harmonie du mouvement soient liées à des phénomènes de rétroactions, de souvenir des cinèses, d'âge, de poids, de température etc...

#### 4-1-3 Le m. triceps sural dans les cinèses en charges du membre inférieur.

En 1919 DUCROQUET donne une action d'impulsion du m. triceps sural lors du double appui postérieur d'élan. Cette notion du m. triceps sural qui tire le calcaneus vers le haut était déjà citée par DUCHENNE à propos de la marche mais sans que le moment de cette action soit précisé. Il faudra attendre 1966 avant que soit émise l'idée d'une action complémentaire ou différente de l'impulsion. Jusque là les auteurs se relaient pour affirmer cette impulsion.

TESTUD et LATARJET 1928 font la différence entre le pied libre et le pied en appui. Dans ce deuxième cas, "les jumeaux, en élevant le talon, élèvent en même temps le membre inférieur tout entier...". Ils donnent une primauté au

m. soléaire qui "étend le pied sur la jambe et agit puissamment dans la marche et le saut", sans pour autant oublier les mm. gastrocnemi: "avec le soléaire les muscles essentiels de la marche sont les jumeaux." Le m. triceps sural prend son importance dans la marche et une première ébauche de différenciation des actions se fait jour.

HIRSCHBERG (1952), BASMAJIAN (1954) démontrent que les muscles du mollet sont les plus actifs au milieu de la phase d'appui unilatérale. BASMAJIAN oppose cette idée à celle qu'il a avancée la même année sur l'équilibration, à savoir que les muscles du mollet et du pied ne sont pas actifs dans la station debout normale. La même année toujours, EBERHART redevient très simple et fait agir le m. triceps sural contre la pesanteur pour soulever le poids du corps. L'impulsion motrice dans la marche est donnée par le mollet.

Nous nous retrouvons avec une entité aux cinèses grossières. C'est à dire un muscle qui tire en puissance le talon vers le haut (Figure n° 36), soulevant de cette façon la totalité du poids du corps alors que dès 1928 TESTUD avait ouvert la voie sur le travail en finesse.

#### 4-1-3-1 Stabilisation et dynamique du pied.

A partir de 1954 les notions vont évoluer avec deux grands axes : la stabilisation et la dynamique du pied. Nous pouvons nous étonner de cette précocité puisque, nous l'avons vu, ce n'est qu'en 1970 avec O'CONNEL que le m. triceps sural fut considéré comme stabilisateur sur un pied en décharge. En 1954 BASMAJIAN ne voyait aucune action du m. triceps sural dans la position debout normale et seulement une action au milieu de la phase d'appui.

HOUTZ en 1959 et 1961 pose les premiers jalons des idées actuelles et s'opposent carrément au "Triceps-Impulseur". Ils comparent la marche et l'élévation sur la pointe des pieds et en déduit que celle-ci conduit à une activité plus intense du m. triceps sural. Par conséquent le m. triceps sural est stabilisateur du pied dans la marche et non pas impulseur.

Retenons pour la suite de nos travaux ces deux idées:

- EN EQUILIBRE SUR LA POINTE DES PIEDS LE TRICEPS EST TRES ACTIF.
- DANS LA MARCHÉ IL N'EST PAS IMPULSEUR MAIS STABILISATEUR.

Pour RADCLIFFE non seulement le m. triceps sural mais tous les m. fléchisseurs sont stabilisateur du pied lors de la marche. Nous sommes à ce moment en 1962 et trois ans plus tard DUCROQUET (1965) montre qu'il y a une impulsion du m. triceps sural pendant le double appui postérieur d'élan tout comme un demi-siècle plus tôt en 1919. HOUTZ et RADCLIFFE n'ont pas fait école en France.

En 1966 SUTHERLAND revient à la charge. Pour lui les m. fléchisseurs plantaires sont responsables de l'EXTENSION du genou lors du premier appui unilatéral, c'est à dire lorsque le tibia avance son extrémité supérieure au-dessus du pied provoquant une flexion dorsale de l'art. talo-crurale. Le triceps n'est pas propulseur et l'allongement du pas n'est pas possible sans les fléchisseurs. Les données de HOUTZ et RADCLIFFE sont réactualisées et augmentées de la nécessité des m. fléchisseurs dans l'accélération du pas.

Nous insistons sur ce terme de TRICEPS NON-IMPULSEUR car il va être primordial dans la relation entre la jambe et le pied.

De 1970 à 1974 nous revenons aux idées classiques avec BRIZON et CASTAING (1970): "Le Triceps Sural est LE MUSCLE ESSENTIEL DE LA MARCHÉ ET DU SAUT." Imitant TESTUD et LATARJET ils écrivent : "Lorsque le pied repose sur le sol il élève le talon et, par la suite, la jambe et le corps tout entier". BASMAJIAN (1974) pense que le m. triceps sural a plus un rôle d'ascension du corps que de propulsion lors de la marche. Ces données ne semblent pas s'appuyer sur des expérimentations mais plutôt sur une vision personnelle des faits.

PLAS (1972 et 1983) reprend les travaux d'INNMAN et introduit en France la notion de découpage de la marche en pourcentage et se base sur l'électromyographie et le déplacement du centre de gravité. Pour lui le m. triceps sural est stabilisateur du genou de 15 à 40 % du cycle de marche. Il

travaille en contraction excentrique pour freiner l'avancée du tibia sur le pied. Le m. soléaire est le muscle le plus actif alors que les mm. gastrocnemi ne sont actifs que lorsque le genou est en extension. De plus il cite pour la première fois une action d'HYSTERESIS du m. triceps sural.

BRANDELL en 1977 reprend l'action des muscles postérieurs du mollet liée à l'action du m. quadriceps pendant la marche. Il note une suite harmonieuse dans les contractions et l'équivalent d'un RELAIS ENERGETIQUE. Ce terme de relais énergétique nous semble, lui aussi, essentiel dès qu'il s'agit d'étudier la dynamique d'un membre.

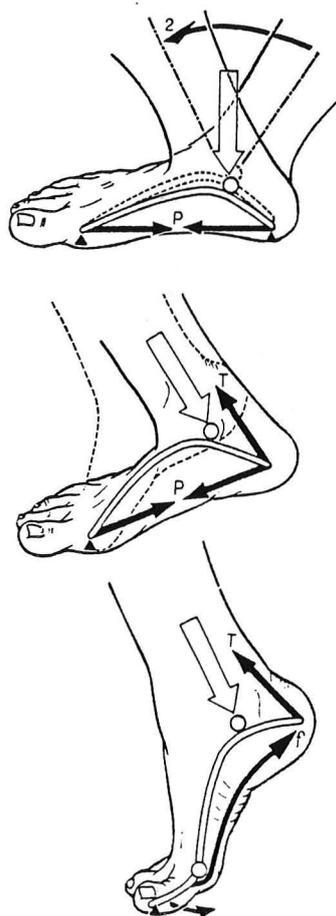


Fig. 36 - Représentation de l'action du m. triceps sural dans la marche.  
(in extenso d'après Kapandji 1978)

KAPANDJI fait une énorme compilation de données sur la mécanique et la cinésiologie en y adjoignant ses idées personnelles. En 1978 il confirme l'étirement des mm. gastrocnemi en fonction du degré de flexion du genou mais à seul fin de noter une relation avec le m. quadriceps : "...lorsque le genou est étendu les mm. gastrocnemi, étirés passivement, peuvent donner leur puissance maximale; cette disposition permet de transférer sur la cheville une partie de l'efficacité du m. quadriceps. Par contre lorsque le genou est fléchi, les mm. gastrocnemi complètement détendus...perdent toute efficacité, seul le m. soléaire intervient, mais sa puissance serait insuffisante pour assumer la marche, la course ou le saut, si ces activités n'impliquaient nécessairement l'extension du genou..." Ces notions rendent un peu mieux compte de la complexité du travail du m. triceps sural mais KAPANDJI n'a pu se défaire des idées anciennes comme nous le voyons dans la phrase suivante tirée du même ouvrage : "Le m. triceps sural donne sa puissance maximum lorsque, partant de la position cheville fléchie-genou étendu, il se contracte pour étendre la cheville et donner l'impulsion motrice lors du dernier temps du pas".

C'est clair. Pour marcher il faut que le m. triceps sural soit étiré de façon optimum pour que, partant de cette position et à l'aide d'une contraction il réalise l'impulsion nécessaire à la marche.

La même année, en 1978 donc, MURRAY montre que l'exérèse totale du m. triceps sural chez une femme de 30 ans n'empêche pas une marche normale mais interdit d'accélérer l'allure. Il ne précise pas si le début et l'arrêt de la marche sont normaux.

La clinique prouve que L'IMPULSION N'EST PAS NECESSAIRE DANS LA MARCHE NORMALE ce qui est en nette contradiction avec les données de KAPANDJI.

Dans les cinq années qui suivent nous n'avons plus retrouvé chez les chercheurs patentés la notion d'impulsion du m. triceps sural dans la marche. Le m. triceps sural en temps qu'impulseur semble définitivement écarté.

Les auteurs suivants confirment ce fait. A partir d'un énorme travail de compilation et de mise à jour ils nous présentent les données suivantes que nous avons résumées :

PIERA (1979) :

- le m. soléaire ET le long fléchisseur des orteils se contractent pour stabiliser le genou et freiner l'avancée du segment m. jambier ("CONTRACTION ISOTONIQUE-EXCENTRIQUE").

- à 40 % du cycle de marche le m. triceps sural SOLIDARISE le pied avec la jambe permettant ainsi au talon de se décoller puisque le tibia fléchit vers l'avant.

Il n'est plus question de m. triceps sural "qui pousse" mais il n'explique pas le raisonnement mécanique permettant d'arriver à cette conclusion.

BRAULT (1979) signale que : "Tous les muscles cependant, sauf le m. tibial antérieur, ont leur activité électrique relative maximale lors de la flexion plantaire en charge." Son étude du m. triceps sural effectuée sur des mouvements fonctionnels montre que celui-ci est de plus en plus mis en jeu au cours de :

- se lever d'une chaise
- marcher
- se relever du sol
- monter un escalier
- monter une échelle

En charge le m. jumeau est très actif avec une action prépondérante du chef latéral qui serait le double de celle du chef médian.

Dans la marche, le m. triceps sural est actif pendant toute la phase d'appui et le m. jumeau médian a une activité double de celle du latéral bien que le genou ne soit jamais en extension complète.

Le m. soléaire et le m. long péronier sont en relation d'activité.

DUYSENS (1980) dit que les propriocepteurs du m. triceps sural reconnaissent la mise en jeu des m. extenseurs et inhibent de façon centrale la flexion plantaire. La marche normale doit correspondre, pour être normale, à une INITIATION DE LA PHASE LANCEE et à un NON-RECRUTEMENT DES EXTENSEURS. Ici le m. triceps sural possède un rôle d'information envers les groupes musculaires antagonistes.

Dans ces même années deux études E.M.G. viennent apporter quelques suppléments d'information.

Tout d'abord ELLIOTT en 1980 qui filme la COURSE de 10 sujets féminins et note qu'il y a une ACTION STABILISATRICE DES FLECHISSEURS. Même dans une action puissante comme la course le m. triceps sural et les autres m. fléchisseurs gardent une fonction de stabilisation. Ensuite DIETZ en 1981 qui constate que le m. triceps sural de sujets atteints de syndrômes pyramidaux et extra-pyramidaux n'est pas différent de celui des sujets normaux. Ceci montre qu'il n'est pas en lui-même un système équilibrateur mais se contente de répondre, comme les autres muscles, aux ordres venus des systèmes équilibrateurs. En 1983 BASSEY étudie le comportement des hommes et des femmes lors de la marche et rapporte que la force isométrique maximale du m. triceps sural est la même.

Les travaux de HOF (1981-1983) et de ZAJAC (1984) nous paraissent faire le point sur les notions les plus importantes à retenir dans une étude du m. triceps sural dans la marche.

Tout d'abord ZAJAC qui note que le saut vertical maximal chez l'homme nécessite un tendon et des muscles SOUPLES, RAPIDES ET FORTS et que la force des muscles postérieurs du mollet est plus grande à partir d'une dorsiflexion qu'à partir d'une flexion plantaire. Mais surtout il constate qu'UN SAUT STRICTEMENT VERTICAL AVEC LA SEULE CHEVILLE EST IMPOSSIBLE. C'est une autre façon d'appréhender le m. triceps sural non-impulseur.

Pour HOF le travail contractile du m. triceps sural est stocké en grande partie dans les composants élastiques. Cette énergie est libérée d'un seul coup faisant assimiler le muscle à UNE SOURCE D'ENERGIE.

Ils résument le contrôle des muscles postérieurs dans la marche en trois points:

- régler la vitesse de la marche
- stabiliser la cheville et le genou
- libérer l'énergie emmagasinée

Nous nous apercevons que ces trois idées qui sont en sommes la synthèse des notions récentes, ne sont pas compatibles avec le m. triceps sural comme

impulseur au sens propre du terme. Sa présence dans la marche est utile mais non-indispensable, par contre il est nécessaire dans le saut et la course mais pas dans un schéma aussi simple que la traction sur le calcaneus. Partant de ces études nous essayerons de présenter une hypothèse de fonctionnement du m. triceps sural.

#### 4-1-3-2 Triceps, marche et pathologie.

Les notions qui vont suivre sont le résumé d'un entretien que nous a accordé sur le sujet J. BERARD en 1985.

Les spinas bifidas qui ont une paralysie du m. triceps sural et des m. intrinsèques du pied, tout en conservant un m. court péronier et un m. tibial postérieur normaux, ont une marche avec un passage du pas sub-normal. Ces deux muscles se comportent comme des fléchisseurs plantaires en même temps qu'ils assurent l'équilibre latéral du pied. Par contre l'élévation sur la pointe des pieds est impossible. Le calcaneus est alors légèrement verticalisé. Le transfert des deux muscles précités sur le calcaneus n'améliore pas la marche et ne permet pas l'élévation sur la pointe des pieds.

Les TRICEPS COURTS congénitaux, comme on en voit chez certains infirmes Moteurs cérébraux, avec un arrière-pied complètement en valgus, conserve le bénéfice d'une intervention d'allongement pendant 5 ans environ. Tous les pieds plats qui persistent dans le temps ont un m. triceps sural court.

Souvent les I.M.C. (Infirmes Moteurs Cérébraux) qui marchent sur la pointe des pieds par rétraction du m. triceps sural et sur lesquels il est pratiqué un allongement du tendon d'Achille, finissent à la longue en triple flexion avec une insuffisance du m. triceps sural, une distension du m. quadriceps et une rotule haute. Ceci conduit parfois à un appareillage. L'allongement des mm. gastrocnemi (intervention de STREYER) ne provoque jamais ces problèmes sans que l'on sache exactement pourquoi. C'est un fait d'observation. Ces interventions doivent être faites de façon itérative sinon on retrouve ces enfants 3 ou 4 ans après dans le même état initial.

Les pieds plats sont provoqués par rétraction du m. triceps sural qui horizontalise le calcaneus et le déplace en varus. A l'inverse il existe quelque cas d'"Achille long" conduisant à des pieds plats.

#### 4-1-5 Conclusion sur le m. triceps sural

Cette revue de littérature montre qu'en 120 ans les notions de DUCHENNE DE BOULOGNE ont pendant longtemps prévalu malgré les possibilités sans cesse croissantes offertes à l'expérimentateur. Seule les cinq dernières années nous ont fait progresser dans la compréhension de la physiologie du m. triceps sural.

Si nous résumons l'action du m. triceps sural de 1887 à 1985 nous notons :

- une action de fléchisseur et inverseur du pied en décharge.
- une impossibilité à mobiliser indirectement l'arche externe.
- il est en réalité un quadriceps.
- les muscles qui le composent sont synergiques mais pas nécessairement synchrones.
- tous les muscles du mollet ainsi que les intrinsèques du pied n'ont pas d'activité dans la station debout normale.
- en équilibre sur la pointe des pieds il est très actif.
- l'étirement (le stretching) est au niveau du muscle et non pas du tendon. Il renverse le processus chimique des muscles actifs.
- la force des m. fléchisseurs est en relation avec la circonférence du mollet, l'âge, le poids et non pas avec la taille et le sexe.
- les m. fléchisseurs et m. extenseurs compensent la non-linéarité des propriétés musculaires et harmonisent le mouvement.
- son travail contractile est stocké en grande partie dans les composants élastiques le faisant assimiler à une source d'énergie.
- il est très actif dans le couple de torsion du pied.

- le m. soléaire et le m. long péronier sont en relation d'activité.

Dans la marche :

- il n'est ni impulseur, ni propulseur mais stabilisateur.
- la marche est possible sans lui mais pas l'allongement du pas.
- il agit avec un phénomène d'hysteresis.
- il doit être souple, rapide et fort.
- il règle la vitesse de la marche.
- il stabilise la cheville et le genou.
- il est inhibé de façon centrale par les m. extenseurs.

Dans les activités fonctionnelles :

- il est de plus en plus mis en jeux au cours de: se lever d'une chaise, marcher, se relever du sol, monter un escalier, monter une échelle.
- il a une pré-activité musculaire lors de sauts répétés.

Nous nous étions posé quelques questions à propos du m. triceps sural :

Question n° 7 : Qu'elle est la fonction exacte du m. triceps sural.

La réponse à la question n° 7 peut se formuler télégraphiquement de la façon suivante :

-----  
REPONSE N° 7  
-----

régulateur de la marche  
étirement au niveau du muscle  
actif dans le couple de torsion  
très actif sur la pointe des pieds  
stabilisateur de la cheville et du genou  
source d'énergie au niveau des composants élastiques  
relation avec la circonférence du mollet, l'âge et le poids  
-----

Question n° 1 : Le couple de torsion du pied est-il un élément essentiel de l'équilibration et de ses conséquences statiques et dynamiques ?

-----  
REPONSE N° 1  
-----

Le m. triceps sural est actif dans le couple de torsion du pied.  
-----

Avec ces notions, la diadococinèse des membres inférieurs prend sa place réelle dans la mécanique humaine avec ajustement des muscles, précision des actions, inter-relation des agonistes-antagonistes bi-articulaires, boucle réflexe et influence centrale.

Le m. triceps sural n'est plus un banal fléchisseur mais un muscle complexe, adapté et adaptable. Nous possédons en sommes le m. triceps sural correspondant à notre individualité.

#### 4-2 Mensurations anthropomorphologiques et radiographiques des segments jambe et pied.

Le m. triceps sural ainsi que les autres muscles de la jambe étant en relation avec le pied nous avons essayé d'établir des relations entre les mensurations de ces deux segments.

Le m. triceps sural est le principal responsable du galbe du mollet bien que l'ensemble des muscles ainsi que les os et l'épiderme entre dans la mensuration du tour du mollet. Hormis les cas pathologiques, tous les muscles sont de la même tonicité. A un gros mollet correspond donc obligatoirement un gros m. triceps sural même si les autres muscles sont fortement développés. Il paraît improbable d'avoir une loge antérieure de sujet moyen et une loge postérieure d'athlète de haut niveau. Les relations agonistes-antagonistes font que la puissance musculaire s'équilibre automatiquement.

L'épiderme pose un problème plus ardu car à volume musculaire égal peut correspondre une épaisseur cutanée très différente. Aussi avons nous inclus dans nos mensurations l'épaisseur du pli cutané.

Par ailleurs il est nécessaire de rappeler que cette expérimentation est faite sur des FEMMES ce qui complique quelque peu les comparaisons puisque le plus grand nombre de relations a été effectué chez l'homme et en particulier dans le cadre du service militaire.

##### 4-2-1 Population

Nous voulions que notre population soit au départ de 150 femmes, comptant ramener ce nombre à 118 ce qui aurait correspondu au nombre d'années séparant notre plus ancienne bibliographie (1867) de 1985. Pour des raisons de validité de certaines mensurations nous n'avons pu retenir que 110 femmes françaises de 18 à 40 ans, soit une défection de presque 28%. Hormis la fourchette d'âge et l'absence de pathologie du membre inférieur, aucun autre critère n'a été retenu pour la sélection de cette population. Par

contre comme nous pourrions le remarquer plus loin l'expérimentateur joue par la force des choses un rôle de sélectionneur non négligeable.

#### 4-2-2 Matériel

Il est extrêmement courant.

- un appareil de radiographie
- le nécessaire pour prendre des empreintes plantaires (badigeon rouge et feuille de papier blanc).
- règle, rapporteur, crayon pour les tracés et les mesures d'angles
- un pied à coulisse pour la mensuration du pli cutané. Cet appareil mesure un pli de peau, cet à dire deux fois l'épaisseur de l'épiderme. Sa précision est au 1/10<sup>ème</sup> de mm.

#### 4-2-3 Méthode

Pour chaque sujet il est pris une radiographie du pied droit en charge et en appui unipodal, ainsi qu'un calque de la plante du pied en charge.

##### 4-2-3-1 Radiographie

Les études des différents auteurs sur les radiographies du pied (COLIEL - 1956, SCHMITT - 1970, ANNONIER - 1974, CARRET - 1980) nous ont permis de préciser la technique radiographique à utiliser pour prendre nos mesures.

L'appareil est réglé pour que la plaque à impressionner soit à UN mètre du plan film. Le pied du sujet est posé sur une planche munie de clous qui permettront un repérage de l'horizontalité. Les réglages sont effectués, puis au signal le sujet se met en appui unipodal sur le pied droit. Dès qu'il s'est stabilisé la radiographie est prise. Un manque d'équilibre en appui unipodal est pratiquement la seule condition d'annulation de l'expérimentation.

##### 4-2-3-2 Anthropométrie

Il nous faut mesurer le tour du mollet, la taille, le poids, la longueur du membre inférieur, le pli cutané.

Le tour du mollet est mesuré en position debout bipodale, pieds nus, jambes écartées d'une longueur de pied environ. Nous repérons une distance de 10 cm en dessous de la pointe de la rotule. A ce niveau nous mesurons à l'aide d'un centimètre de couturière le tour du mollet.

La longueur du membre inférieur est mesurée debout depuis l'épine iliaque antéro-supérieure jusqu'à la pointe de la malléole interne. Cette mensuration très inexacte quand à la longueur du membre puisqu'elle inclut une partie du bassin et exclut le pied, à quand même été retenue pour deux raisons : premièrement, elle constitue un test clinique de longueur du membre qui est couramment utilisé; deuxièmement elle constitue le seul moyen fiable de mensuration puisque la longueur tête fémorale-sol est imprenable à cause de la difficulté de repérage externe précis de la tête fémorale. Il en est de même pour la longueur grand trochanter-sol car l'extrémité supérieure du grand trochanter est souvent recouverte d'une masse adipeuse importante et que les muscles qui s'insèrent sur lui forment un cache empêchant un repérage exact.

La stature est prise pieds nus et joints avec une toise classique.

Le poids est pris avec un pèse-personne du commerce dont l'erreur de lecture est fixée à 200 grammes.

La stature et le poids amènent quelques précisions. Si le moment de la journée n'a pas d'importance sur les mensurations in-vivo, il n'en est pas de même in-vitro. Le poids est lié à la prise de nourriture et de boisson. Quant à la stature, elle diminue entre le matin et le soir en raison de l'amortissement et de la perte en eau au niveau de chaque disque intervertébral. Pour éviter ces erreurs il fallait un dénominateur commun que nous avons fixé entre 15h et 16h avec un repas normal entre 12h et 13h.

Le pli cutané n'a été mesuré que sur 40 sujets. Nous avons choisi un point arbitraire à 15 cm en dessous de la tête de la fibula. Partant de ce point l'appareil est écarté horizontalement de 4cm, soit 2cm de chaque côté du point. Le pli de peau est formé à partir de cette distance. Dans les services médicaux d'endocrinologie, la mesure du pli cutané se fait au niveau de la paroi abdominale ou du deltoïde. Accessoirement dans les

laboratoires de cosmétologie le pli est pris au niveau de la cuisse. Nous n'avons donc pas pu trouver dans la littérature des études antérieures sur le pli cutané au niveau du mollet.

#### 4-2-3-3 Mensurations radiologiques.

Il nous faut mesurer la longueur du calcaneus, son angle et sa hauteur par rapport à l'horizontale. La longueur totale du calcaneus a été définie par KAUFMANN (1941) et est représentée sur la figure 37.

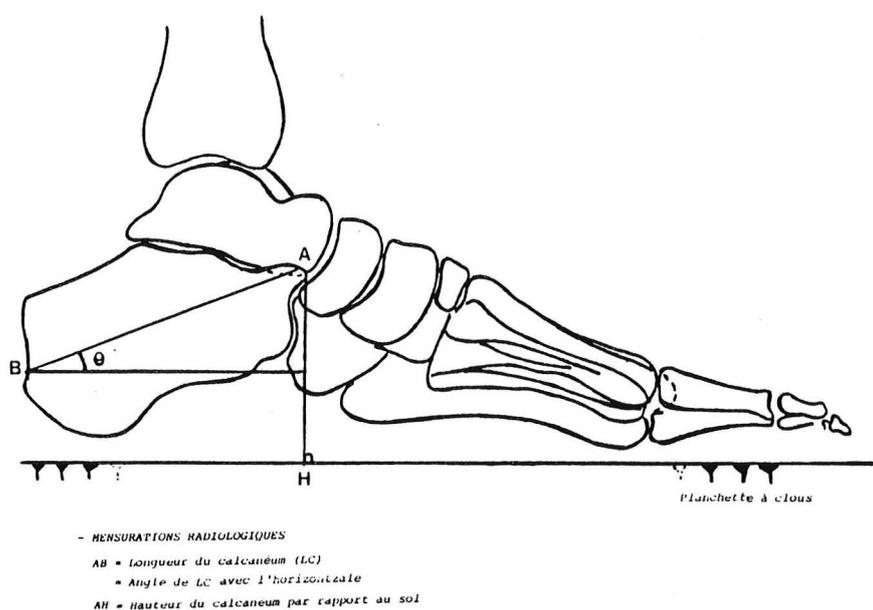


Fig. 37- La longueur du calcaneus (AB) et son angle par rapport à l'horizontale (angle téta).

L'angle du calcaneus par rapport à l'horizontale (téta) est déterminé selon la figure 37.

#### 4-2-3-4 Mensurations différées.

Il s'agit de la longueur et de la largeur du pied hors tout, mesurées à partir du calque de l'empreinte plantaire.

#### 4-2-3-5 Renseignements oraux

Il s'agit de l'âge, la profession, la pratique d'un sport et le port ou non de talon haut. L'âge est important car il fait partie des critères de

sélections de nos sujets féminins. Pour les sujets ayant eu une mensuration de pli cutané il est demandé des renseignements cliniques sur l'état veineux des membres inférieurs.

#### 4-2-3-6 Causes d'annulation

Sur les 150 femmes sélectionnées, 40 ont été refusées malgré un choix de départ excluant toute pathologie du membre inférieur. Il s'agit de :

- l'impossibilité de se tenir en équilibre unipodal stable
- l'impossibilité de mettre le pied à plat (tension du m. triceps sural)
- du repas de midi non pris (15 sujets)
- d'une pathologie du pied non avouée. Généralement un hallux valgus important, douloureux parfois, mais qui est tellement intégré dans la vie de la personne qu'elle ne considère plus cela comme une pathologie.
- d'une maladie endocrinienne qui ne fait pas partie du critère de sélection mais peut influencer sur le résultat par la surcharge pondérale qu'elle entraîne.

Mentionnons aussi que la demande initiale s'est faite sur plus de 200 femmes et que seulement 150 ont acceptées, les autres refusant catégoriquement leur participation pour des raisons diverses. Nous n'aurions pas mentionné cette anecdote si le refus n'avait été motivé, dans la plupart des cas, par le fait "de prêter son pied". Ceci est sûrement en liaison avec les raisons vues en introduction (BRUGE - 1986).

#### 4-2-3-7 Appréciation de la surcharge pondérale.

Le classique  $(\text{Taille} - 100)$  pour estimer le poids est pondéré par  $((\text{Taille} - 150)/X)$ .  $X = 2$  pour les femmes et  $X = 4$  pour les hommes. Notre formule sera donc :

$$\text{Taille en cm} - 100 - (\text{Taille en cm} - 150)/2$$

Elle a été relevée dans l'ouvrage de sciences naturelles de J. ESCALIER "Biologie humaine géologie" de la classe de troisième.

Il est précisé : "Ces formules sont toutes criticables, car d'autres facteurs interviennent (âge, masse musculaire, importance du squelette,

morphologie, etc.). On parle d'obésité pour les poids dépassant de 15% ces chiffres."

Cette réserve nous semble très justifier tout du moins pour nos 110 sujets féminins comme nous le verrons par la suite.

#### 4-2-4 Résultats

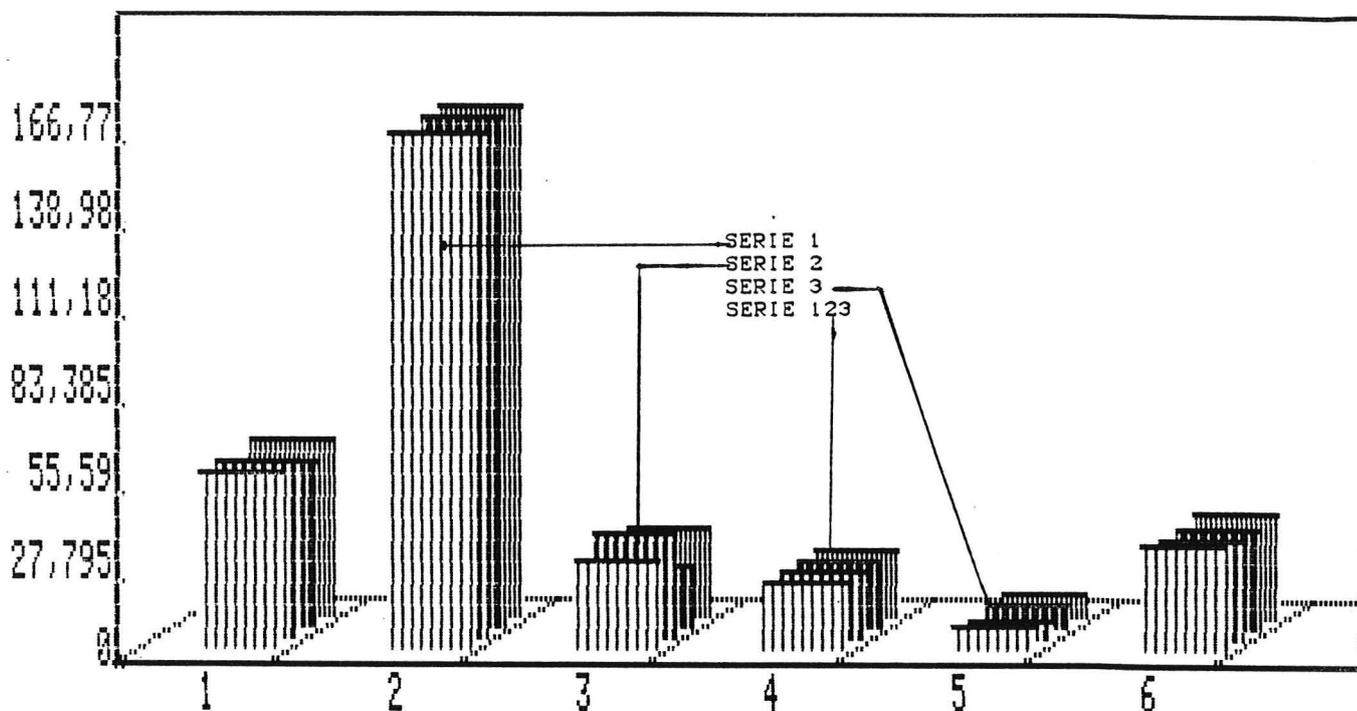
##### 4-2-4-1 Résultats statistiques

Ils sont effectués à l'aide d'un ordinateur et de deux programmes. Le premier est un tableur, Multiplan, dans lequel la formule de l'écart-type pour N-1 est préfixé. Nous avons rajouté par calcul l'écart-type avec N.

Les résultats concernant les trois séries non-regroupées donnent:

!	PO	ST	TM	LC	TE	LP	!
!	-----						!
!Moyenne	57,36	164,56	34,78	8,42	19,16	23,28	!
!Ecart (n-1)	7,0374	6,9329	2,3218	0,6096	1,8114	1,2412	!
!Var (n-1)	49,5246	48,0647	5,3908	0,3717	3,2813	1,5405	!
!Maximum	74,00	178,50	39,80	9,70	22,50	25,70	!
!Minimum	43,00	140,00	30,00	7,50	15,30	20,10	!
!Intervalle	31,00	38,50	9,80	2,20	7,20	5,60	!
!	-----						!
!	IP	EM	AG	IPo	IPi		!
!	-----						!
!Moyenne	8,75	84,26	30,65	1,28	0,37		!
!Ecart (n-1)	0,4935	4,4340	8,8799	0,1562	0,0219		!
!Var (n-1)	19,6608	78,8520	0,0244	0,0005	0,2436		!
!Maximum	10,20	94,00	55,00	2,00	0,44		!
!Minimum	7,30	72,00	18,00	0,97	0,33		!
!Intervalle	2,90	22,00	37,00	1,04	0,11		!
!	-----						!

Tab. 3 - 1 - Résultats statistiques des variables mesurées sur 110 sujets féminins.



	POIDS	TAILLE	AGE	LP	IP	TMD
SERIE 1	58,26	166,77	30,08	23,44	8,78	35,82
SERIE 2	57,85	161,88	35,93	22,84	8,62	33,86
SERIE 3	54,1	164,4	21,55	23,81	8,94	34,05
SERIE 123	57,36	164,56	30,65	23,29	8,75	34,78

Tab. 3 - 2 - Histogramme et tableau des trois séries de sujets féminins.

Les thèmes principaux de ces séries sont :

- Série 1 (50 sujets) Longueur du calcaneus
- Série 2 (30 sujets) " " + expérimentateur différent
- Série 3 (30 sujets) Epaisseur du pli cutané
- Série 1+2+3 Regroupement des valeurs précédentes

---

! AG = Age !

! PO = Poids !

! ST = Stature !

! TE = Angle téta !

! IPo(\*) = Index Porera !

! IPI(\*\*) = Index du Pied !

! lP = Largeur du Pied !

! LP = Longueur du Pied !

! TM = Tour du Mollet Droit !

! LC = Longueur du Calcaneum !

! EPC = Epaisseur du pli cutané !

! EM = Longueur du Membre Inférieur Droit !

! !

! (\*) L'Index Porera est la masse multipliée par 100.000 !

! divisée par le cube de la stature soit : !

!  $(\text{poids} * 100000) / (\text{stature})^3$ . !

! !

! (\*\*) L'Index du Pied correspond à la largeur divisée par !

! la longueur en pourcentage soit : !

!  $(\text{largeur} * 100) / \text{Longueur}$ . !

---

LEGENDE

(commune à tous les tableaux)

---

!	Moyenne	Ecart	Var.	Extrêmes	Ampl.!	
!	PO	57,85	7,98	63,60	44-74	30
!	ST	162,14	7,12	50,72	148-174	26
!	EM	81,7	4,67	21,83	72-90	18
!	LP	22,8	1,18	1,25	20,1-24,9	4,8
!	IP	8,62	0,52	0,27	7,3-9,5	2,2
!	TM	33,86	1,76	3,09	30-37	7
!	EPC	1,4	0,44	0,19	0,68-2,64	1,98!

---

Tab. 4 - Résultats statistiques sur 40 sujets féminins.  
(mensuration du pli cutané)

Les résultats du tableau 4 sont inclus dans le tableau 3 - 1.

Un deuxième logiciel, beaucoup plus élaboré, le PCSS, tournant sur un ordinateur Apple nous fournit une vérification des résultats précédents et un niveau de statistique plus élevé.

Les coefficients de corrélation entre chaque paramètre, classés du plus au moins corrélé sont répertoriés dans le tableau 5.

#### 4-2-4-2 Interprétation des résultats

##### 4-2-4-2-1 La longueur du calcaneus.

Il faut mentionner que la longueur du talon (calcaneus) est généralement très étudié. Il en a été déduit que les Noirs ont un plus grand talon que les Européens. Malgré un démenti de VOLKOV en 1904 cette idée reste tenace jusqu'en 1960 où PALES réaffirme, statistique à l'appui, qu'il ne faut pas confondre longueur du talon mesuré sur l'empreinte plantaire et longueur radiologique du calcaneus. La verticalisation du calcaneus étant un facteur important dans la longueur du talon. C'est d'ailleurs cette remarque de PALES qui nous a poussé à noter l'angle du calcaneus avec l'horizontale.

!		Corrélat.	Test T !
!	LC ----> TE	0,0279	0,1930 !
!	LP ----> TE	0,0468	0,3245 !
!	PO ----> TE	0,0714	0,4858 !
!	IP ----> TE	0,0924	0,6431 !
!	IP ----> ST	0,1845	1,9512 !
!	EM ----> IP	0,1877	1,9882 !
!	EM ----> TE	0,2033	1,4385 !
!	IP ----> PO	0,2395	2,5631 !
!	TE ----> TM	0,2586	1,8544 !
!	ST ----> TE	0,2786	2,0099 !
!	IP ----> TM	0,3104	3,3933 !
!	LC ----> IP	0,3581	2,6568 !
!	ST ----> TM	0,3957	4,4780 !
!	EM ----> TM	0,4251	4,4803 !
!	LP ----> PO	0,4349	5,0196 !
!	LP ----> IP	0,4437	5,1451 !
!	EM ----> PO	0,4650	5,4583 !
!	LP ----> ST	0,4769	5,6385 !
!	LP ----> TM	0,5225	6,3689 !
!	PO ----> TM	0,5816	7,4293 !
!	PO ----> ST	0,5851	7,4981 !
!	LC ----> ST	0,6365	5,7175 !
!	EM ----> LP	0,6415	8,6899 !
!	EM ----> LC	0,6629	6,1344 !
!	LC ----> TM	0,6654	6,1751 !
!	LC ----> PO	0,6964	6,7225 !
!	LC ----> LP	0,7046	6,8795 !
!	EM ----> ST	0,7455	11,6248 !

Tab. 5 - Corrélacion des paramètres par ordre décroissant et test de Student.

Moyenne	8,4260
Ecart (n)	0,6069
Var (n)	0,3683
Maximum	9,70
Minimum	7,50
Intervalle	2,20

Tab. 6 - Longueur du Calcaneus (en cm)

L'intervalle est relativement élevé (2,2cm). Le maximum (9,7cm) correspond à une stature de 176cm (maxi = 176cm) et une longueur de pied de 25,7cm (maxi = 25,7). Le maximum de longueur appartient donc à la femme qui est la plus grande et qui a le plus grand pied.

! Homme	Longueur!	Femme	Longueur !
!	en mm !		en mm !
! Epipaléolithique	83,1	! Epipaléolithique	78,3
! Patagon	82,7	! Polynésiens	76,2
! Européens	81,6	! Européens	73,6
! Mésolithiques	79,3	! Griques	72,6
! Mélanésiens	79,0	! Patagon	72,3
! Polynésiens	78,3	! Mésolithiques	71,4
! Nègres	77,6	! Nègres	71,3
! Hottentots	77,5	! Péruviens	71,2
! Griques	76,6	! Mélanésiens	71,0
! Australiens	76,3	! Japonais	71,0
! Fuégiens	75,0	! Esquimaux	70,7
! Péruviens	75,0	! Hottentots	70,3
!		! Boschimans	70,2
!		! Fuégiens	64,0

Tab. 7 - Les différentes longueurs du calcaneus (d'après VOLKOV - 1904).

CHOPINEAUX (1971) classe les sujets du Mésolithique et de l'Épipaléolithique parmi les populations actuelles et donne les résultats par ordre décroissant de stature en mm.

Les calcanéus des femmes françaises sont nettement plus longs que ceux des populations de VOLKOV. Il est vrai que les mesures sont prises sur la radiographie avec un léger décalage dû à l'agrandissement par l'obliquité des rayons, compensé par le décalage avec le plan sagittal. Cependant la différence entre les Européennes de 1904 et celles de 1986 donne  $84,26 - 73,6 = 10,66$  mm ce qui est tout de même très important. Aussi sera-t-il préférable que nous regardions les corrélations de la longueur du calcanéus avec les autres paramètres.

-----		
!		Corrélat. !
!		-----!
!	LC ---> TE	0,0279 !
!	LC ---> IP	0,3581 !
!	LC ---> ST	0,6365 !
!	LC ---> EM	0,6629 !
!	LC ---> TM	0,6654 !
!	LC ---> PO	0,6964 !
!	LC ---> LP	0,7046 !

Tab. 8 - Corrélation de la longueur du calcanéus (LC) avec les autres paramètres.

La longueur du calcanéus est peu corrélée avec la largeur du pied mais de façon importante avec la stature, le tour du mollet et encore plus avec la longueur du pied. Hormis la largeur du pied et l'angle téta la longueur du calcanéus est moyennement corrélée avec tous les autres paramètres sauf la longueur du pied qui possède une corrélation de 0,7046 avec une signification de :  $t = 6,8795$  ( $\alpha > 0,001$ ). Le tour du mollet est moyennement en rapport avec le bras de levier du m. triceps sural ( $r = 0,6654$ ). Ce qui est logique étant donné que le mollet est formé du m. triceps sural mais aussi d'autres muscles ne s'insérant pas sur le calcanéus donc sans rapport avec sa longueur. La relation existe tout de même et elle

est dû en partie au volume important du m. triceps sural par rapport aux autres muscles.

-----  
LONGUEUR CALCANEUM = LONGUEUR PIED \* 36/100  
-----

Cette longueur est en rapport étroit avec le poids ( $r = 0,6964$ ). Ce qui est difficile à expliquer a priori car cela voudrait dire que plus le poids est élevé et plus le calcaneus est grand. La relation de cause à effet pourrait se faire au niveau de la distribution des charges ou bien dans le fait que le m. triceps sural ait besoin d'un plus grand bras de levier pour une charge plus importante.

4-2-4-2-2 La stature et le poids.

Ils ont été extrêmement étudiés en particulier chez le personnel militaire. Des tables de correspondance existent mais il faut bien admettre qu'elles ne satisfont que par rapport à une moyenne et non pour un individu isolé qui a souvent du mal à se reconnaître au travers de telles tables.

Il est intéressant de pouvoir comparer les études d'il y a 30 ans avec les nôtres.

C'est ce que montre les tableaux suivants :

-----

	Femmes		Hommes	
	mini	maxi	mini	maxi
Poids kg	46	68	60	91
Stature cm	152	175	160	185

-----

Tab. 9 - Stature et poids extrêmes  
(d'après HERTZBERG - 1954)  
(tableau complet en addendum)

-----			
! 20 à 40 ans!	Femmes		!
!	! mini	! maxi	! Moyenne !
!-----!	!-----!	!-----!	!-----!
! Poids kg!	43	! 74	! 57,36 !
! Stature cm!	140	! 178,5	! 164,56 !
-----			

Tab. 10 - Stature et poids extrêmes sur  
une population de 110 sujets féminins.  
(FINE - 1985)

Notre moyenne se situe légèrement au-dessus de la moyenne d'HERTZBERG mais les différences les plus importantes semblent se situer au niveau des extrêmes. Ici notre population n'est pas assez importante pour pouvoir juger sur les minimums et les maximum. La moyenne des deux extrêmes de HERTZBERG nous donne 163,5. Ce type de moyenne permet seulement de se donner une idée qui pourrait être que, toutes conditions égales par ailleurs, la stature des Françaises a augmenté d'environ un centimètre en 30 ans.

-----			
!	Corrélat.!		Corrélat.!
!	-----!		-----!
! PO ---> TE	0,0714	! ST ---> TE	0,2786 !
! PO ---> 1P	0,2395	! ST ---> 1P	0,1845 !
! PO ---> LP	0,4349	! ST ---> TM	0,3957 !
! PO ---> EM	0,4650	! ST ---> PO	0,5851 !
! PO ---> TM	0,5816	! ST ---> LP	0,4769 !
! PO ---> ST	0,5851	! ST ---> LC	0,6365 !
! PO ---> LC	0,6964	! ST ---> EM	0,7455 !
-----			

Tab. 11 - Stature et poids par ordre  
croissant de coefficient de corrélation.

Ce tableau montre les corrélations du poids. Comme il fallait s'y attendre le poids est peu corrélé malgré les précautions que nous avons prises. Nous avons déjà trouvé en 1984 que LE POIDS EST EN RAPPORT AVEC LA TAILLE, LA LARGEUR DU PIED ET LE TOUR DU MOLLET. Ici nous retrouvons ces relations mais

plus faibles : PO <-> TM = 0,5816, PO <-> ST = 0,5851 et PO <-> LP = 0,2395. Par contre il faut rajouter : PO <-> LC = 0,6964 qui est la plus importante corrélation de PO avec une signification de :  $t = 0,6225$  ( $\alpha > 0,001$ ).

Le poids est autant en relation avec la taille qu'avec le tour du mollet et la stature.

Celle-ci dépend moins de l'environnement que le poids. ELLE EST EN RAPPORT DIRECT AVEC LES MENSURATIONS DU CALCANEUM (FINE - 1984). Nous retrouvons le même résultat (ST <-> LC = 0,6365) avec une signification de  $t = 5,7175$  ( $\alpha > 0,001$ ).

-----		Le tableau ci-contre montre que, s'il y a une
! PO ---> TM	0,5816 !	relation entre le poids, la stature, la
! ST ---> TM	? 0,3957 !	longueur du calcaneus et le tour du mollet,
! LC ---> TM	0,6654 !	il paraît difficile d'établir une relation
! PO ---> LC	0,6964 !	chiffrée semblable à celle qui existe
! ST ---> LC	0,6365 !	entre le poids et la taille en raison du
! PO ---> ST	0,5851 !	peu de corrélation entre la stature
-----		et le tour du mollet (marqué d'un '?').

Tab. 12 - Relation entre PO, LC, TM et ST

Le tableau ci-dessous donne, à titre indicatif, les résultats de l'indice Porera qui met en relation le poids et la stature. Nous n'avons pas trouvé dans la littérature de résultats permettant une comparaison.

-----		Tab. 13 - Indice Porera =
Moyenne	1,28	masse multipliée par 100.000,
Ecart (n)	0,15	divisée par le cube de la stature.
Maximum	2,00	(poids * 100.000)/(stature) <sup>3</sup>
Minimum	0,97	
Intervalle	1,04	
-----		

4-2-4-2-3 La longueur et la largeur du pied.

Ces deux mesures sont très intéressantes par leurs résultats en eux-mêmes mais aussi par l'indice du pied et la mensuration classique qui veut que la longueur du pied soit les 15/100èmes de la stature.

Moyenne	23,29	Moyenne	8,75
Ecart (n)	1,24	Ecart (n)	0,49
Var(n)	1,53	Var(n)	0,24
Maximum	25,7	Maximum	10,2
Minimum	20,1	Minimum	7,3

Tab. 14 -  
Longueur du pied

Tab. 15 -  
Largeur du pied

Il convient de rapporter ici le tableau des mensurations de DE FELICES (1958).

! Pied	! Secrétaires	! Conscrits	!
! -----	! -----	! -----	!
! Largeur	! 9,5 +/- 0,5	! 10,5 +/- 0,6	!
! cm	! (133)	! (760)	!
! -----	! -----	! -----	!
! Longueur	! 24,2 +/- 1,0	! 26,6 +/- 1,2	!
! cm	! (133)	! (760)	!
! -----	! -----	! -----	!

Tab. 16 - D'après DE FELICES (1958)

(xx) = nombre de sujets

Dans notre expérimentation la longueur est de 23,29 + - 1,24 cm et la largeur de 8,75 + - 0,49 cm. Ce qui montre que les limites supérieures de notre expérimentation et les limites inférieures de DE FELICES se confondent. Globalement nos résultats sont un peu en-dessous avec un nombre de sujets semblable. La largeur, le port et le type de la chaussure ne sont

peut-être pas étrangers aux différences observées. Quant à la longueur la variation tient sûrement pour une bonne part dans l'échantillonnage.

!	Corrélat.	Test T !	!	Corrélat.	Test T !
!	----- !		!	----- !	
!IP ---> TE	0,0924	0,6431	! LP ---> TE	0,0468	0,3245!
!IP ---> ST	0,1845	1,9512	! LP ---> PO	0,4349	5,0196!
!IP ---> EM	0,1877	1,9882	! LP ---> IP	0,4437	5,1451!
!IP ---> PO	0,2395	2,5631	! LP ---> ST	0,4769	5,6385!
!IP ---> TM	0,3104	3,3933	! LP ---> TM	0,5225	6,3689!
!IP ---> LP	0,3581	2,6568	! LP ---> EM	0,6415	8,6899!
!IP ---> LC	0,4437	5,1451	! LP ---> LC	0,7046	6,8795!
!-----!	!-----!		!-----!	!-----!	

Tab. 17 - Longueur et largeur du pied par ordre croissant de coefficient de corrélation.

La largeur n'est corrélée qu'avec la longueur du pied et la longueur du calcaneus. La longueur du pied est fortement corrélée avec la longueur du membre inférieur et la longueur du calcaneus avec pour ce dernier une signification de  $t = 6,8795$  ( $\alpha > 0,001$ ). Le rapport LC/LP est égal à  $8,42/23,28 = 0,36$  et curieusement la largeur correspond à environ 0,37 fois la longueur comme le montre les résultats de l'indice du pied dans le tableau suivant.

-----	
Moyenne	0,37
Ecart (n)	0,02
Maximum	0,44
Minimum	0,33
Intervalle	0,11
-----	

Tab. 18 -  
Indice du pied  
(largeur \* 100 divisée par longueur)

Ceci nous permet d'établir la relation suivante :

$$\text{LARGEUR PIED} = \text{LONGUEUR PIED} * 37/100$$

La longueur du calcaneus est égale au centième près à la largeur du pied.

PALES (1960) rapporte que la longueur du pied correspond aux 15 centièmes de la stature mais dans une population masculine exclusivement. Nos résultats donnent 14,15 centièmes pour une population féminine. Quant à la largeur par rapport à la stature elle donne 5,32 centièmes. Les différents résultats avec les extrêmes sont résumés dans le tableau n°19.

	! LP/ST !	! IP/ST !	! IP/LP !
!Maxi !	0,1440 !	0,0571 !	0,3969 !
!Moy !	0,1415 !	0,0532 !	0,3758 !
!Mini !	0,1436 !	0,0521 !	0,3632 !

Tab. 19 - Rapports entre la longueur du pied (LP), sa largeur (IP) et la stature (ST)

Nous obtenons les deux relations suivantes en arrondissant à l'entier le plus proche :

$$\text{LARGEUR} = 1/20 * \text{STATURE}$$

$$\text{LONGUEUR} = 14/100 * \text{STATURE}$$

La largeur du pied est fortement corrélée avec presque tous les autres paramètres. La longueur du pied l'est dans de très faibles proportions avec

le tour du mollet, la longueur du membre inférieur et surtout très peu avec la longueur du calcaneus comme nous l'avons vu précédemment.

La plus grande longueur du pied passe par le deuxième ou le premier orteil. Sur notre échantillon nous avons différencié les pieds avec le gros orteil plus long que le deuxième ( $1 > 2$ ), le deuxième plus grand que le premier ( $2 > 1$ ) et la stricte égalité ( $1 = 2$ ). Des sous-groupes sont constitués avec, pour  $1 > 2$  si la différence est en dessous de 0,25cm nous notons  $1 \geq 2$  et pour  $2 > 1$  avec les mêmes critères  $2 \geq 1$ .

Les résultats sont les suivants sur 110 sujets féminins :

$1 > 2$  ---> 46 pieds, dont 29 avec  $1 \geq 2$ , soit 41,81% et 26,36%.  
 $2 > 1$  ---> 41 pieds, dont 17 avec  $2 \geq 1$ , soit 37,27% et 15,45%.  
 $1 = 2$  ---> 23 pieds. soit 20,9%.

Si nous considérons que  $1 \geq 2$ ,  $1 \leq 2$  et  $1 = 2$  sont semblables nous obtenons :

$1 > 2$  ---> 17 pieds soit 15,45%  
 $2 > 1$  ---> 24 pieds soit 21,81%  
 $1 = 2$  ---> 69 pieds soit 62,72%

Ce qui ne correspond pas au tableau de Lelièvre (Tab. n°1) dont les mensurations féminines sont :

$1 > 2$  ---> 46,1%  
 $2 > 1$  ---> 11,9%  
 $1 = 2$  ---> 22,6%

(le total de 80,6% est obtenue en raison des nombreuses subdivisions)

#### 4-2-4-2-4 Le tour du mollet.

C'est un des facteurs des plus importants pour notre étude avec la longueur du calcaneus. La plus forte corrélation est, comme nous l'avons déjà vu, avec la longueur du calcaneus pour une signification de  $t = 6,1751$  ( $\alpha > 0,001$ ). A un degré moindre avec le poids et la longueur du pied.



!		Corrélat.!
!		-----!
! TM --->	TE	0,2586 !
! TM --->	IP	0,3104 !
! TM --->	ST	0,3957 !
! TM --->	EM	0,4251 !
! TM --->	LP	0,5225 !
! TM --->	PO	0,5816 !
! TM --->	LC	0,6654 !

Tab. 20 - Tour du mollet par ordre  
croissant de coefficient  
de corrélation.

Les coefficients montrent qu'à un grand pied ne correspond pas forcément un gros mollet mais qu'un grand pied, plus un grand calcanéus, plus un poids élevé implique forcément un mollet de forte proportion.

Remarquons que la corrélation avec la longueur du calcanéus n'est pas excessive ce qui étonne quelque peu puisque, à priori, le volume du mollet devrait être directement en liaison avec le volume tricipital si le pied se comportait comme un bras de levier.

#### 4-2-4-2-5 La longueur du membre inférieur.

Elle reprend les corrélations vus précédemment. Remarquons seulement que la longueur du membre inférieur est fortement en rapport avec la stature et la longueur du pied, ce qui paraît normal, mais aussi avec la longueur du calcanéus qui n'influe pas particulièrement sur la longueur du membre inférieur. Le fait qu'elle n'est que peu de corrélation avec le tour du mollet permet de refouler quelque peu les critères considérant les longues jambes avec des mollets fins.

!		Corrélat.	Test T !
!		-----	!
!	EM ---> 1P	0,1877	1,9882 !
!	EM ---> TE	0,2033	1,4385 !
!	EM ---> TM	0,4251	4,4803 !
!	EM ---> PO	0,4650	5,4583 !
!	EM ---> LP	0,6415	8,6899 !
!	EM ---> LC	0,6629	6,1344 !
!	EM ---> ST	0,7455	11,6248 !

Tab. 21 - Longueur du membre inférieur par ordre croissant de coefficient de corrélation.

4-2-4-2-6 L'angle du calcaneus avec l'horizontale

!		Corrélat. !
!		-----!
!	TE ---> LC	0,0279 !
!	TE ---> LP	0,0468 !
!	TE ---> PO	0,0714 !
!	TE ---> 1P	0,0924 !
!	TE ---> EM	0,2033 !
!	TE ---> TM	0,2586 !
!	TE ---> ST	0,2786 !

Tab. 22 - Angle Téta par ordre croissant de coefficient de corrélation.

C'est lui qui possède les plus faibles corrélations. Il est en rapport avec des mesures intrinsèques du pied telle que la hauteur de la ferme. Il n'intervient pas dans le tour du mollet car quelle que soit la position du calcaneus le m. triceps sural est toujours perpendiculaire au bras de levier.

4-2-4-2-7 L'épaisseur du pli cutané.

Rappelons les résultats que nous avons établis dans le tableau 21 :

	!Moyenne !	Ecart !	Var. !	Extrêmes !	Ampl.!
EPC !	1,4 !	0,44 !	0,19 !	0,68-2,64 !	1,98 !

Tab. 23 - Epaisseur du pli cutané (EPC)

La norme pondérale est estimée par :  $NP = (TAILLE-100 - (TAILLE-150)/2) = PO$

L'obésité est admise pour :  $PO = NP + (NP*15\%)$

Dans cette étude  $PO = 57,85$  kilos et  $ST = 162,14$ cm pour la moyenne. La surcharge serait donc estimée pour un poids compris entre 56,6 et 65,1 kilos et l'obésité pour un poids supérieur à 65,1 kilos.

8 femmes sur 40 ont un EPC > 1,7.

Parmi celles-ci :

- 4 ont une surcharge pondérale nette avec infiltration cellulitique. - 2 ont une surcharge pondérale moins franche (3 à 5 kilos) avec une morphologie gynoïde typique et pour l'une d'elle une très mauvaise circulation périphérique.

- 2 n'ont pas de surcharge pondérale mais une mauvaise circulation veineuse des membres inférieurs.

8 femmes sur 40 ont un EPC compris entre 1,4 et 1,7.

Nous retrouvons :

- 5 types gynoïdes fortement marqués.
- 2 en période pré ou post ménopausique

24 femmes sur 40 ont un EPC < 1 et 4 ont un morphotype androïde.

-----  
Réponse n° 5  
-----

30% des femmes ont un pli cutané que nous pourrions qualifier de normal.  
-----

L'importance du drainage veineux et lymphatique est marquée et nous la rapportons aux résultats de DENIS (1974) qui note la mauvaise circulation périphérique comme un facteur favorisant du...pied plat!

Rappelons aussi GAUTHIER (1986) qui évite de prescrire des semelles pour pieds plats en raison des crampes ischémiques.

#### 4-2-5 Résumé.

Le tableau suivant résume les relations que nous avons établies entre la largeur, la longueur du pied et la stature.

-----  
! LARG. P = 5/100 \* STATURE !  
! !  
! LONG. P = 14/100 \* STATURE !  
! !  
! LARG. P = 37/100 \* LONG. P !  
! !  
! LONG. C = 36/100 \* LONG. P !  
-----

Tab. 24 - Résumé des relations.

C = calcaneus

P = pied

BARATE (1983) rapporte que l'indice Porera et l'indice du pied sont corrélé à 0,44. Ce qui confirme notre relation entre la masse, la stature, le poids, la longueur du pied et du calcaneus.

Nous sommes en accord avec AXEL (1980) qui a montré que la force des fléchisseurs du pied, dont le m. triceps sural, est en relation avec l'âge et le poids et non pas avec la stature. Il est vrai que le tour du mollet ne représente pas seulement le volume musculaire.

Le tour du mollet est moyennement en rapport avec le bras de levier du m. triceps sural ( $r = 0,6654$ ). A priori, sur le plan statistique le calcaneus ne correspond pas vraiment au bras de levier du m. triceps sural ou, tout du moins ce n'est pas uniquement la variation de longueur de celui-ci qui fait varier la GROSSEUR DU MOLLET.

A un grand pied ne correspond donc pas forcément un gros mollet car les fibres musculaires peuvent être allongées avec un mollet fin ou courtes pour un mollet plus globuleux. Mais un long pied avec une grande stature, un poids élevé et un grand calcaneus implique un mollet de forte proportion. Cette conclusion constitue une partie de la réponse à la question n° 3 : La variation des paramètres du calcaneus a-t-elle une influence sur la jambe (m. triceps sural) et sur le pied (voûte, longueur, largeur etc...)

-----  
Réponse n° 3  
-----

Les paramètres du calcaneus influent sur la grosseur du mollet, sur la hauteur de la ferme du pied et sur sa longueur.

-----

-----  
Réponse n° 5  
-----

L'insuffisance veineuse n'a pas de traduction chiffrée au niveau du pied.

Elle serait, dans notre étude, en rapport avec un pied plutôt affaissé mais non plat. Elle fausse la mensuration du mollet avec une possibilité d'erreur de 1,98cm chez la femme. 70% des femmes ont un pli cutané que nous pourrions cliniquement qualifier d'anormal.

-----

La réponse à la question n° 2 : "Le calcaneus a-t-il un rôle de rotule, de bras de levier ou de sésamoïde ?" se précise un peu.

-----  
Réponse n° 2  
-----

Le calcaneus peut être, anatomiquement, un sésamoïde mais notre étude le place mécaniquement comme un bras de levier peu efficace. Nous inclinons plutôt vers un rôle de rotule semblable à la patella de la région du genou.

-----

Notes 1 : Les graphes complémentaires correspondant au tour du mollet (TM) et à l'épaisseur du pli cutané (EPC) sont répertoriés en Addendum

Notes 2 : Les courbes des figures 41 et 43 sont données à titre d'exemple car il y a une potentialité de 350 courbes qui nous oblige à extraire les plus représentative. Un exemple complet de courbe pour UN sujet dans UNE situation est donné en Addendum.

#### 4-3 Etude cinématographique de la variation des angles de la cheville et du pied à la phase d'appui et lors de différentes marches.

Le port des talons modifie certainement le rapport entre la jambe et le pied, tout du moins sur la constatation de visu entre l'angle du tibia et du dos du pied. Les conditions biomécanique de fonctionnement du m. triceps sural et de la voûte plantaire sont largement dépendantes de la répartition d'appui au niveau du pied. En appui mono ou bipodal les variations d'angulations sont connues et dépendent étroitement de la hauteur du talon. Par contre, dans la marche, certaines angulations sont plus difficiles à apprécier et en particulier l'applatissage de la ferme du pied. S'il y a applatissage il devrait donc se passer un phénomène semblable au rebond et dans ce cas la mécanique de la marche, donc la relation entre la jambe et le pied devrait en être influencée. Cette supposition se complique quelque peu si nous rajoutons la présence d'une hauteur variable sous le talon.

##### 4-3-1 Population

Il s'agit de quatre femmes de 20 à 30 ans portant des talons hauts de façon non constantes et exemptes de problèmes pathologiques ou traumatiques au niveau des membres inférieurs.

##### 4-3-2 Matériel

L'ensemble de ce matériel nous a été obligeamment prêté par l'O.N.S.E.R. (1) qui a mis par ailleurs délégué les techniciens vidéo et informatiques nécessaires à l'utilisation de ces appareils.

Il se compose:

- d'une caméra ultra-rapide pouvant aller jusqu'à 3000 images/sec mais que nous utilisons à 200 images/sec.
- d'une table à digitaliser reliée à un ordinateur qui intègre les coordonnées et effectue les calculs d'angle.
- d'un projecteur de films avec arrêt sur image.
- de repères auto-collant que l'on dispose sur le segment jambier.

#### 4-3-3 Méthode

Elle consiste à coller les repères en des points précis du segment jambier, face externe d'une jambe et face interne de l'autre puis à faire marcher le sujet devant le champ de la caméra.

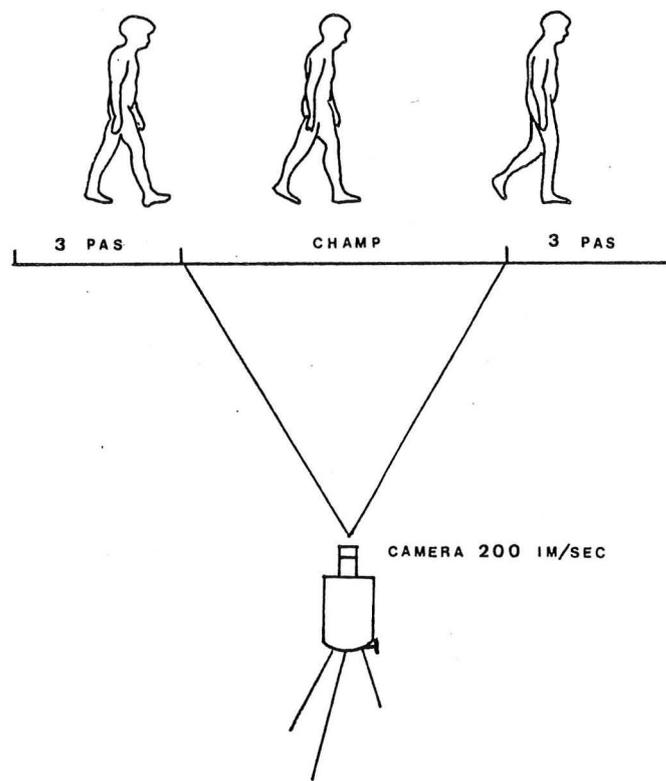


Fig. 38 - Représentation schématique de l'expérience.

Ce champ, puissamment éclairé, est délimité au sol par des repères afin d'informer le sujet. Nous avons considéré que la marche était normale à partir du troisième pas. Il y a donc trois pas à faire avant de marcher dans le champ de la caméra. De même, après le passage dans le champ le sujet ne s'arrête pas tout de suite mais seulement après trois pas. De cette façon nous avons voulu éviter que le sujet ne prévienne l'arrêt en commençant à ralentir alors qu'il est encore dans le champ.

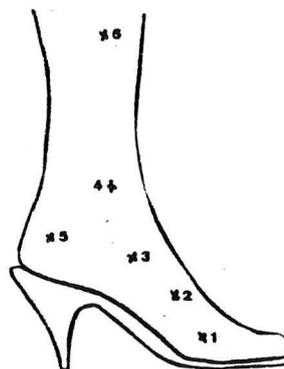
(1) O.N.E.S.E.R. = Organisme National de Sécurité Routière. Laboratoire des Chocs. Mr DE CESARI.

#### 4-3-4 Chronologie d'une séance

##### 4-3-4-1 Pause des repères cutanés.

Il sont mis sur la face interne et externe de la jambe et du pied. La figure représente la face interne.

- malléole médiale (4)
- tubercule fibulaire
- malléole latérale
- tubercule du calcaneus (5)
- tubercule du naviculaire (3)
- base du métatarsien I (2)
- tête du métatarsien I (1)
- base du métatarsien V
- tête du métatarsien V
- 1/3 moyen de l'axe jambier, face latérale
- 1/3 moyen de l'axe jambier, face médiale (6)



##### 4-3-4-2 Film de la séance.

L'opérateur vérifie sa caméra et annonce qu'il est prêt.

Le sujet démarre quand il le veut.

L'opérateur commence à filmer légèrement avant que le sujet rentre dans le champ car la caméra a besoin d'être lancée à sa vitesse de 200 images/sec.

L'opérateur arrête la caméra quand le sujet est complètement sorti du champ.

Ce dernier attend d'être arrivé au repères des trois mètres pour s'arrêter.

Les marches exécutées sont les suivantes:

- Marche pieds nus:
  - . normale
  - . sur la pointe des pieds, talons à peine soulevés.
  - . sur la pointe des pieds avec flexion plantaire maximale.
- Marche avec chaussures à talons hauts

Soit quatre films par sujet.

#### 4-3-5 Acquisition des données.

Le dépouillement des résultats se fait à l'aide du film. Un projecteur envoie les images une à une sur une table à digitaliser. Sur chaque image chaque repère est alors marqué trois fois de suite à l'aide d'un contacteur.

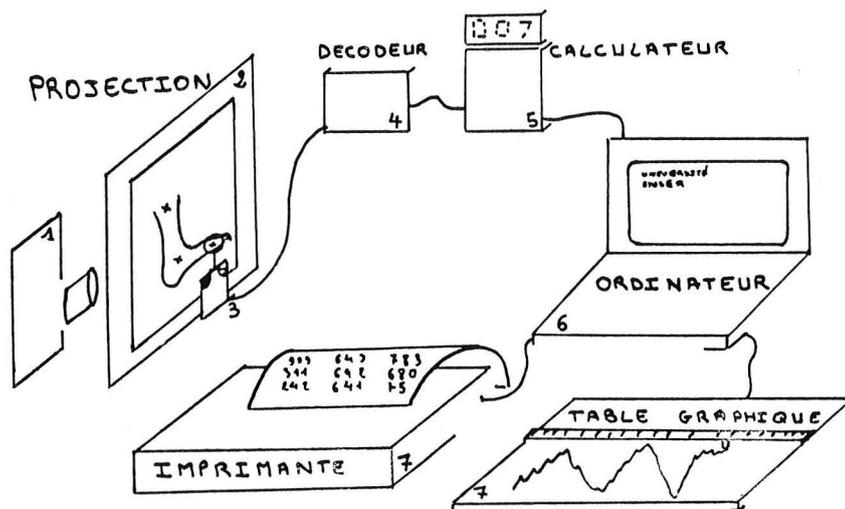


Fig. 39 - Schéma du matériel permettant d'acquérir les données.

L'ordinateur, pour chaque image, calcule les coordonnées de chacun des points et les angles formés par trois points correspondants. Nous avons donc trois mesures par point d'où un total de 15 mesures par images. Le pas portant étant théoriquement de 1,25 sec. il apparaît que pour chaque sujet, en ne mesurant qu'une image sur deux, environ 1800 mesures sont effectuées. Ce nombre important de mesures ne nous a pas permis d'étudier plus de quatre sujets. Une fois ce travail exécuté l'ordinateur calcule, à l'aide des coordonnées, la valeur de l'angle formé par trois points consécutifs. Pour trois points nommés 1,2 et 3 et mesurés dans cet ordre, il mesure l'angle 123 parmi les six possibilités offertes (123, 321, 213, 312, 132, 231). Pour un même angle, les variations sont reportées sur un graphe dans l'ordre chronologique. Si une valeur manque, elle est remplacée par un blanc sur le graphe. Sur la figure n° 40 nous voyons les variations de l'angle 145 lors de la marche pied nus.

Dans l'addendum nous présentons la liste des valeurs nécessaires à l'établissement de la courbe pour les angles 125 et 146, calculés selon la méthode décrite précédemment.

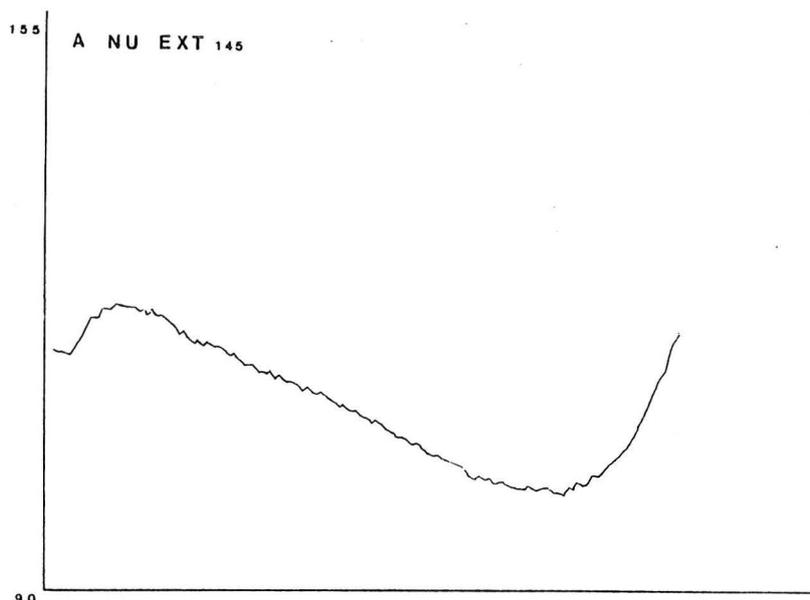


Fig. 40 - L'angle 145 dans la marche pieds nus.

Ces angles sont représentés dans les différentes marches :

- PN la marche Pieds Nus
- EM la marche sur la pointe du pied en Elévation Moyenne
- ET la marche en Extension Totale de la tibio tarsienne
- TH la marche avec Talons Hauts.

Les sujets sont notés A, B, C et D; le côté INT pour Interne, EXT pour Externe.

Soit les possibilités suivantes pour un même angle (125) et un même sujet (A) et une même face (Interne):

AIN125PN / AINT125EM / AINT125ET / AINT125TH

! A ! INT ! 125 ! PN !  
!-----!-----!-----!-----!  
! sujet ! coté ! angle ! type marchè!

Nous avons 4 sujets, 6 angles, 4 conditions et 2 côtés soit 192 possibilités d'étude pour la face interne et 160 pour la face externe car nous avons un angle de moins.

Un autre facteur à sérier est le comptage du temps. Sur 200 images par seconde, un point représente 1/200<sup>ème</sup> de seconde. Cette unité est appelée PS (Point par Seconde). Dix PS correspondent au vingtième de seconde et deux cents PS à une seconde.

#### 4-3-6 Résultats

Le peu de sujets étudiés et le fait que les valeurs ne soient comparable qu'au même instant en raison de leur succession chronologique nous interdit de faire une approche statistique correcte.

Après visualisation des courbes et une première approche nous avons retenu sur tous les angles comptabilisés :

- les angles 125 et 135 qui représentent la voûte plantaire
- les angles 145, 156 et 246 qui représentent les variations dans le plan sagittal des segments jambe et pied.

La succession temporelle des angles interdit de faire des histogrammes. Nous pouvons cependant avoir une idée correcte du phénomène dans la mesure ou l'étude de l'angle entre la jambe et le pied correspond au valeur normale trouvée dans la littérature (voir chapitre sur la marche).

##### 4-3-6-1 Les angles 145, 156 et 246

Ils correspondent aux variations de l'angle de la jambe et du pied.

Ce sont ces angles, pied nu et face externe (EXT 145 PN), qui vont nous donner la normalité et la validité de notre expérimentation (voir figure 40).

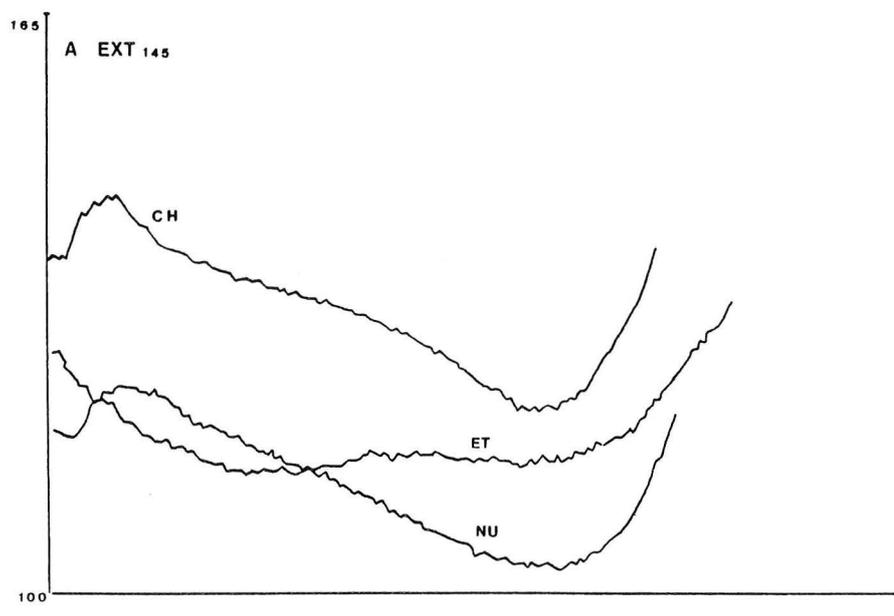
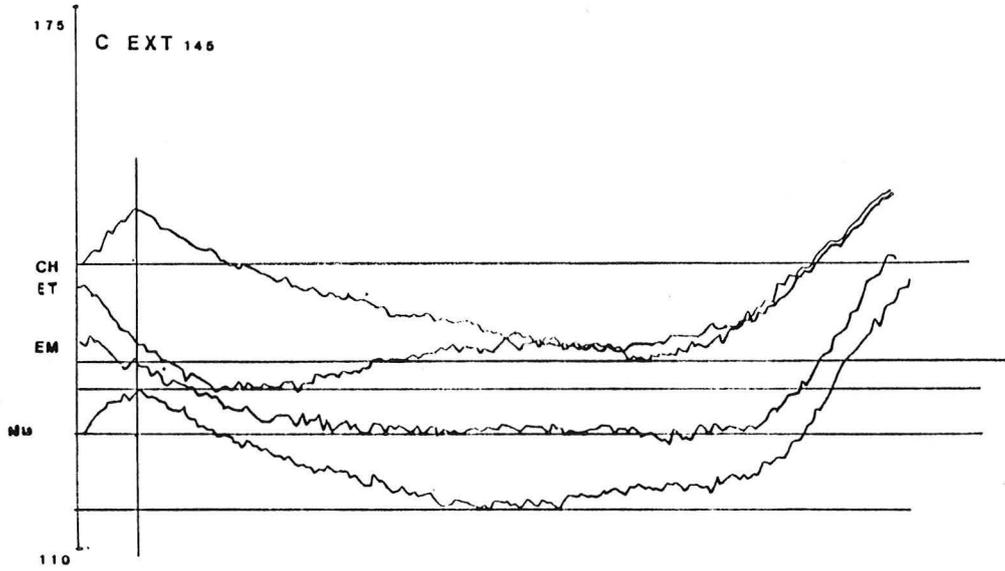


Fig. 41 - 1 - L'angle 145

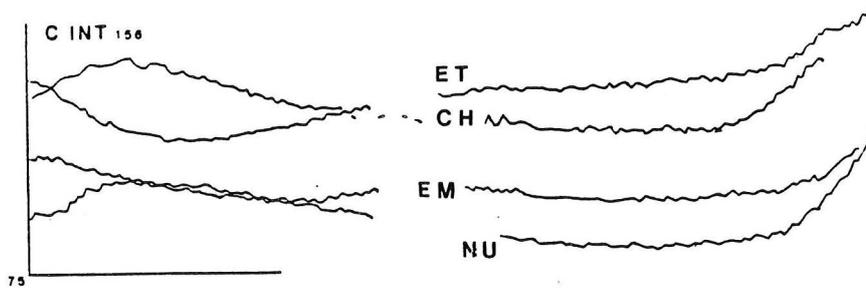
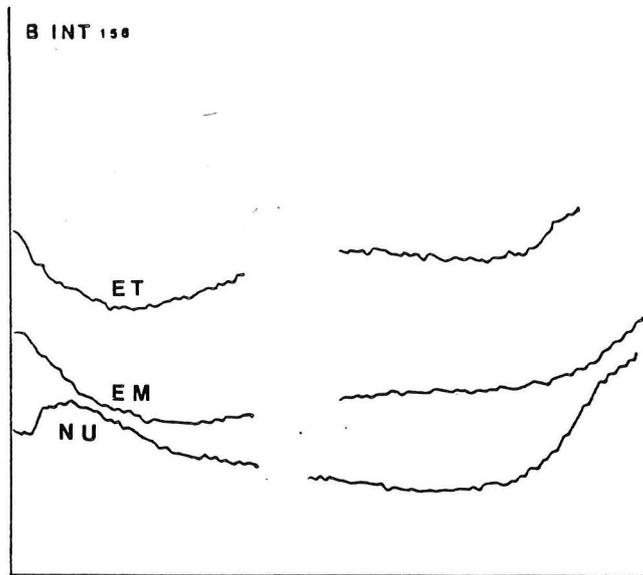


Fig. 41 - 2 - L'angle 156

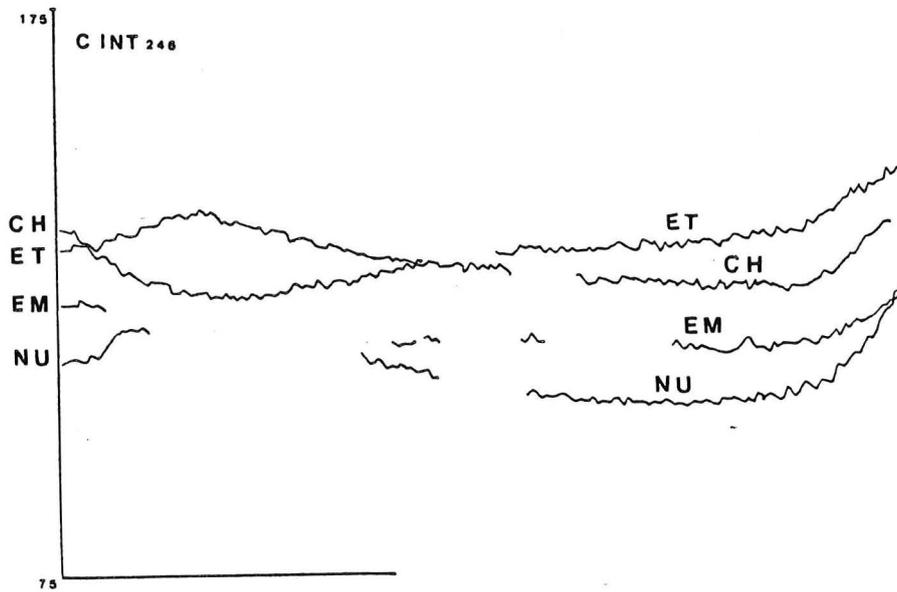
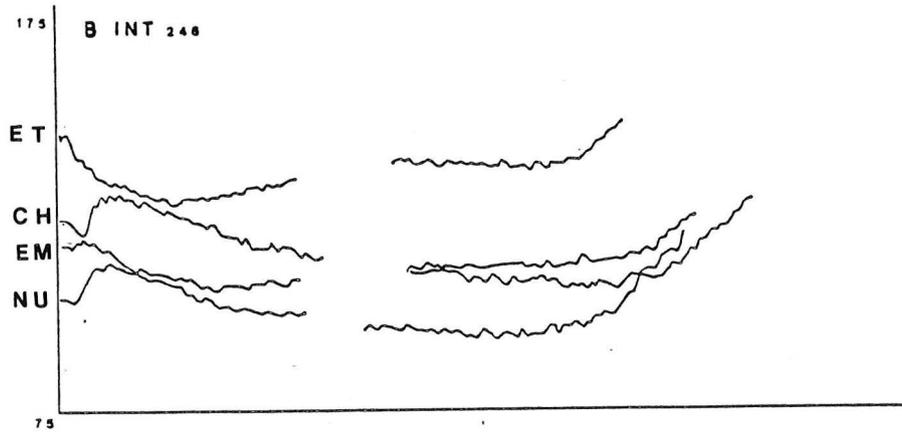


Fig. 41 - 3 - L'angle 246

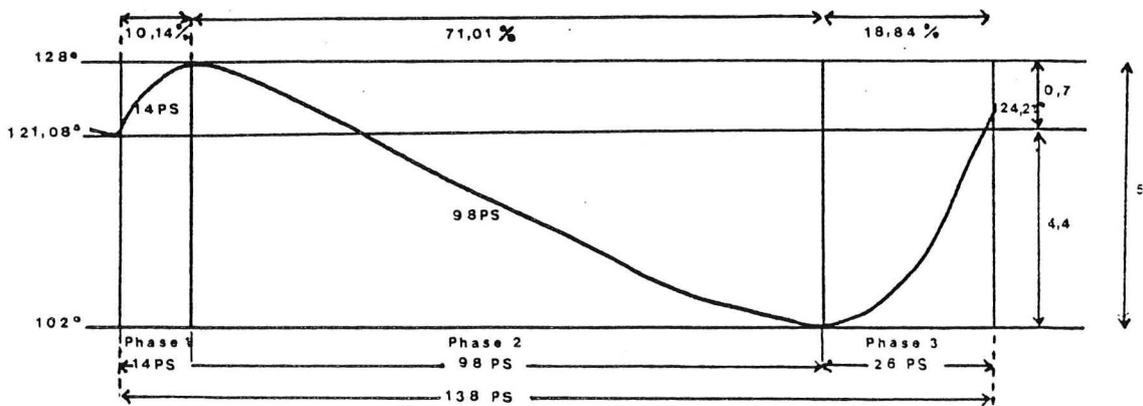


Fig. 42 - Découpage de l'angle 145 EXT NU G A

Les courbes de ces angles correspondent exactement à celle de MANN (1979), PLAS (1983). Si nous prenons comme démonstration l'angle 145 pieds nus (Fig. n° 42) nous établissons les constantes suivantes :

---:-----:-----:	
PS! 98 ! 26 !	98 PS = 71,01%
---!-----!-----!	26 PS = 18,84%
14! 7 ! 1,86 !	14 PS = 10,14%
---!-----!-----!	-----
26! 3,77!	138 PS = 100%
-----	

Rapport des PS                      Pourcentages des PS

Tab. 25 - Les Points par Seconde de l'angle 145

- le temps d'appui dure 138 PS soit 0,69 secondes. Nous sommes loin des 1,25 secondes des auteurs (voir chapitre sur la marche) mais nous sommes dans les chiffres de DRAGNICH (1980) qui comptabilise moins d'une seconde pour la phase d'appui moyenne.

- les maxima et les minima sont respectivement de 128,09° et 102,88° soit un intervalle de 25,2° qui correspond par contre à la littérature.

- la phase 1 correspond à l'attaque du talon et la pose du pied à plat au sol. Elle dure 14 PS.

- l'angle pied-jambe a une augmentation angulaire de 128,09°-121,08° soit 7,01° et un rapport °/PS de 0,5.

- dans la phase 2, correspondant à l'avancée du tibia sur la jambe et au transfert du centre de gravité de l'arrière du pied sur l'avant du pied, il faut 98 PS pour une variation angulaire de 128,09°-102,88° soit 25,21° et un rapport °/PS de 0,26.

- la phase 3 correspond au décollement du talon jusqu'à la fin du décollement des orteils. L'angle s'ouvre à nouveau. C'est la phase dite de "propulsion". Elle dure 26 PS avec une augmentation de 21,33 soit 0,8°/PS. Si nous prenons les quatre sujets alternativement pieds nus et pieds chaussés nous obtenons les résultats suivants (liste complète en Addendum) :

	PS	%	Degré	°/PS
! Phase 1	13,50	10,63	13,325	0,99
! Phase 2	88,00	69,29	28,45	0,32
! Phase 3	25,50	20,08	25,345	0,99
! Total--->	127,00	100		
! Temps	0,64			

Tab. 26 - Sujets pieds nus

	PS	%	Degré	°/PS
! Phase 1	12,33	7,99	5,8575	0,48
! Phase 2	108,00	69,98	25,695	0,24
! Phase 3	34,00	22,03	20,6025	0,61
! Total--->	154,33	100		
! Temps	0,77			

Tab. 27 - Sujets pieds chaussés

Ces deux tableaux montrent que la phase avec chaussure possède une phase 2 (pied à plat) identique à la phase avec pieds nus (69,98 pour 69,29) par contre la phase 1 est plus courte et la phase 3 plus longue (7,99 pour 10,67 et 22,03 pour 20,08).

Une valeur intéressante est donnée par le rapport °/PS qui correspond, rappelons-le, au gain angulaire en 1/200 èm de seconde. Identique pieds nus dans les phases 1 et 2, il est plus court pied chaussé dans la phase 1 (0,47°) et plus long dans la phase 3 (0,61°).

Les valeurs des phases 1 et 3 pieds nus sont beaucoup plus grandes (0,99) que celles avec chaussure (0,47 et 0,61)

4-3-6-2 Les angles 125 et 135 (angle de la voûte)

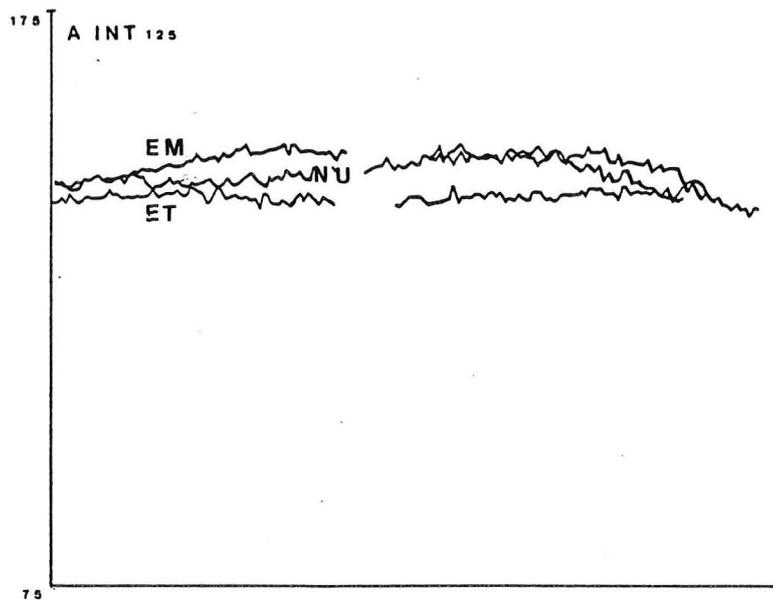
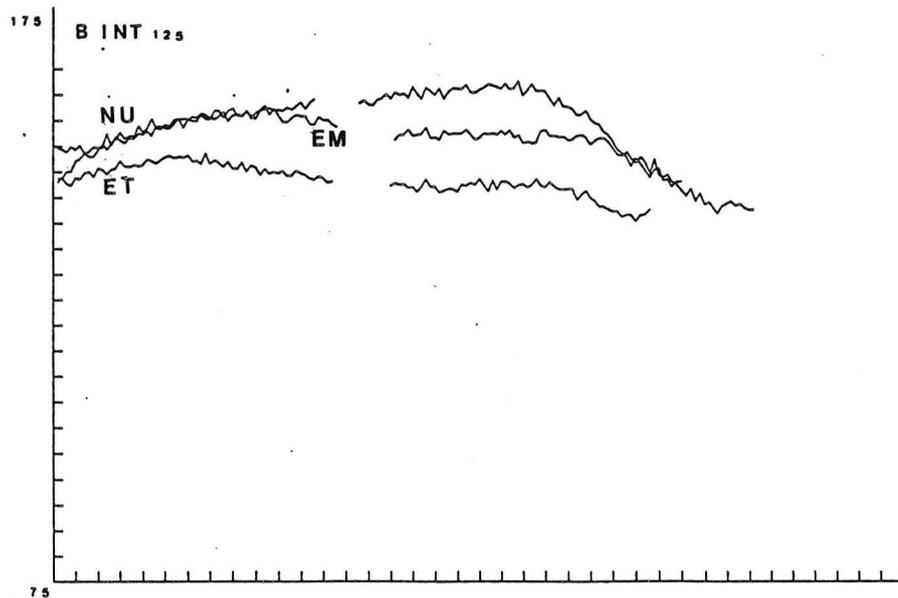


Fig. 43 - 1 L'angle 125  
Tableau complet en addendum

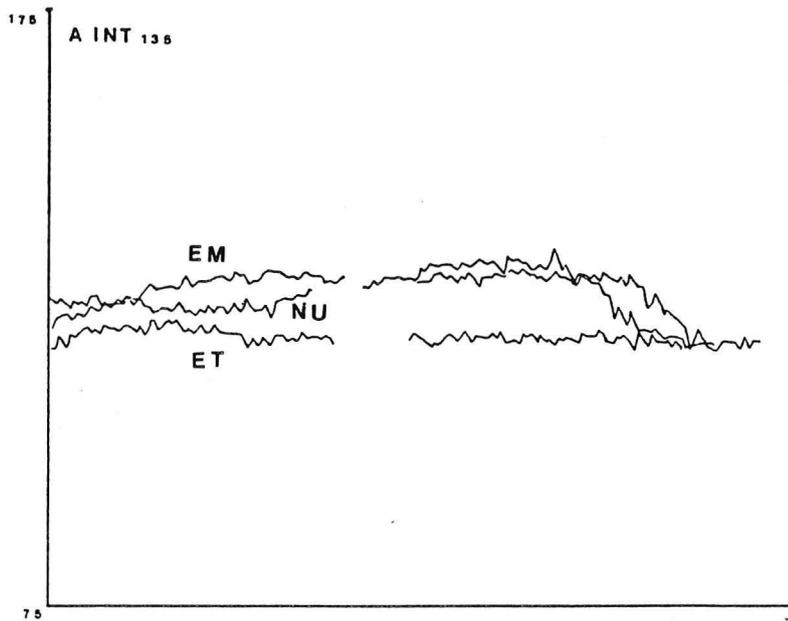
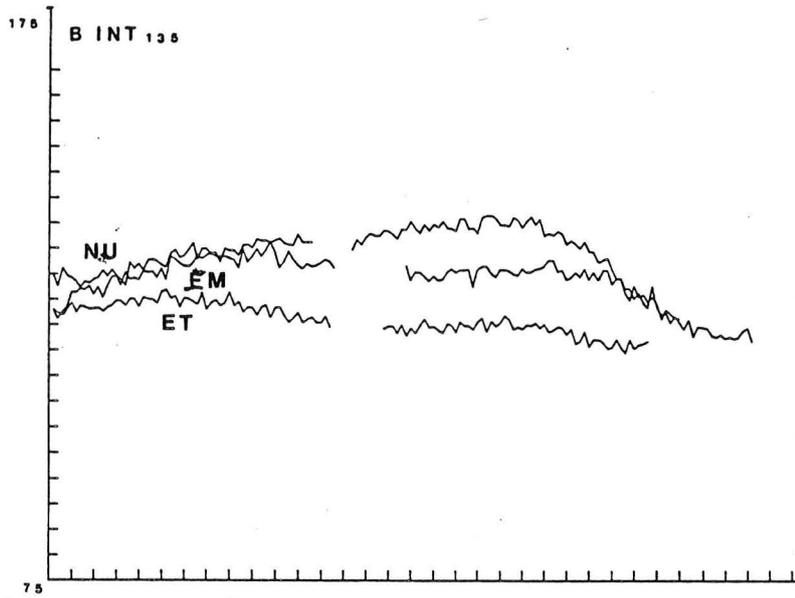


Fig. 43 - 2 L'angle 135  
Tableau complet en addendum

#### 4-3-6-2 Les angles 125 et 135

Ils correspondent aux variations de l'angle de la ferme du pied. Ces angles ont été plus difficiles à mesurer en raison de leur situation interne. En effet le passage du membre opposé masque les repères et oblige à mettre des blancs (999999 sur la liste exemple en Addendum). Les valeurs seront donc comparées par l'intermédiaire des graphiques et ce directement dans la discussion.

#### 4-3-6-3 Les autres angles.

Il s'agit des valeurs obtenus en élévation moyenne sur la plante des pieds (EM) et en élévation maximale (ET).

Ces valeurs n'ont été incluses que pour comparer l'action de la voûte plantaire par rapport aux autres valeurs et non pour faire une étude chiffrée de la valeurs des angulations dans ces positions. Comme pour les angles précédents nous comparerons sur le graphique directement dans la discussion.

#### 4-3-6-4 Le temps des différentes phases.

Il est à noter qu'AUCUN SUJET NE POSSEDE UNE PHASE D'APPUI SUPERIEURE A LA SECONDE. Le maximum est de 0,96 correspondant à un cycle de 192 images (1 image = 1PS = 1/200<sup>ème</sup> de seconde). La moyenne des cycles avec talon est de 0,77 s et celle pieds nus de 0,64 s ce qui est assez étonnant puisque les talons hauts auraient tendance à raccourcir le pas (et augmenter la fréquence si nous conservons la même vitesse de marche).

#### 4-3-7 Interprétation.

Sur l'ensemble des résultats le pied nu se comporte normalement avec des valeurs que nous retrouvons dans la littérature.

Globalement l'angle jambe-pied dans le plan sagittal est plus grand avec la chaussure que pied nu.

La voûte (Angle 125 et 135) a un angle plus grand pied nu que chaussé.

Les phases d'attaque du talon et d'impulsion sont voisines en temps mais très différentes pour ce qui est du gain angulaire entre pieds nus et pieds chaussés.

En corollaire, LA PHASE PIED A PLAT EST PLUS LONGUE AVEC LA CHAUSSURE.

La phase de retour à la normale de la voussure plantaire, que nous pouvons voir sur les figures n°44 et 45, débute plus tôt que la phase de propulsion du pied.

Les courbes sur la pointe des pieds (EM et ET) subissent de grandes variations, surtout en élévation moyenne. Par contre en élévation maximale la courbe est relativement constante

Il est intéressant de noter qu'entre l'élévation moyenne qui correspond, en imageant, au sujet qui marcherait sur le bout du pied pour ne pas faire de bruit, et la marche sur la pointe des pieds au maximum, c'est curieusement dans TOUS les cas l'élévation sur la pointe qui possède la courbe la plus basse.

Les variations observées sont certainement dues au fait que les sujets (tous féminins) ne portent pas le même type de chaussures et que parmi eux certains sont habitués au port des talons hauts, d'autres non. Pour avoir une homogénéité il faudrait sélectionner des sujets portant toujours ou ne portant jamais de talon haut. Cette habitude de chaussage se retrouvera dans l'expérimentation suivante sur l'électromyographie du m. triceps sural avec et sans talon.

#### 4-3-8 Discussion

Regardons tout de suite les différences entre l'élévation moyenne (EM) et l'élévation maxi (ET). La voussure du pied devrait se creuser au maximum sous l'effet de la pesanteur mais il n'en est rien. Ceci correspond à un phénomène de sécurité. En effet si le pied se met en rotation et bloque ses articulations du tarse antérieur par l'intermédiaire du couple de torsion, alors le pied devient un élément rigide (augmentation de résistance de la poutre composite). Cette position de blocage du pied interdit une variation

de la voussure ce qui se retrouve dans les graphiques sous la forme d'une courbe pratiquement linéaire. Nous en déduisons que le blocage articulaire perpétré par cette position et maintenu longtemps doit traumatiser les articulations verrouillées.

En position moyenne par contre la voussure du pied n'est pas bloquée et se soumet à toutes les variations de poids et d'accélération, d'où les nombreuses variations.

La différence entre le pied chaussé et non chaussé de talon haut est peu sensible au niveau de la voussure du pied. Nous pouvons seulement remarquer que l'angle de départ est plus important à l'attaque du talon en pied chaussé. Un peu comme si l'avant pied était poussé sur l'avant par le poids du corps et l'inclinaison de la chaussure, le talon restant "agrippé" en arrière. Ceci conduirait la voussure à s'ouvrir dans la chaussure. En somme la ferme du pied se comporte dans la chaussure comme au sol mais EN AVANCE par rapport à la succession chronologique des événements de la marche. La chaussure rigide se comporte comme un pré-sol. Il serait logique que, dans ces conditions, plus la chaussure est rigide, moins la voussure du pied emmagasine d'énergie cinétique.

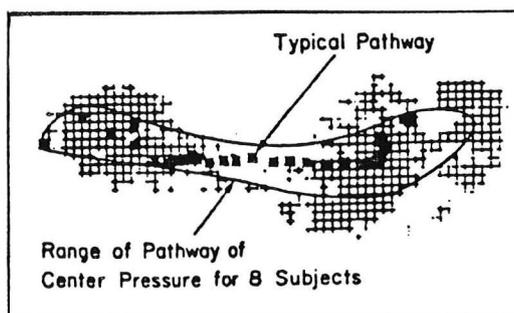


Fig. 44 - Centres Instantanés de Pression (d'après Draganich - 1980, pp.878)  
(voir aussi figure 24 - 3)

Ces observations sont à ramener à l'étude du centre de gravité. Le déplacement de la verticale de gravité a été étudié en rapport avec le déroulement du pas par DRAGANICH (1980) (figure 25), CAVANAGH (1980), BATES (1983) et

KATOH (1983). Avec des moyens sophistiqués joignant l'ordinateur à des matériaux complexes, ces auteurs déterminent la vitesse de déplacement du centre de gravité sous le pied et la courbe des Centres Instantanés de Pression (C.I.P.) sous le pied. Ils notent que les C.I.P. se déplacent très rapidement dans la région du talon. Puis il y a un ralentissement juste en avant du talon et enfin une nouvelle accélération jusqu'à la tête des métatarsiens suivie d'un ralentissement au moment du changement de direction des C.I.P. Ceux-ci vont alors du métatarsien V jusqu'au métatarsien I, puis à l'hallux.

Pour les talons hauts ils notent une plus grande dispersion des résultats et des variations surtout au niveau du tiers moyen et du tiers postérieur de l'empreinte. De plus les C.I.P. n'ont pas tendance à passer dans la concavité du pied mais à rester plutôt vers la zone d'appui.

Cette vitesse d'appui se retrouve dans les courbes que nous avons enregistrées et sont à corroborer avec les dispositions angulaires du pied dans le plan sagittal.

Pieds nus, nous retrouvons l'accélération des C.I.P. qui va de paire avec l'augmentation angulaire importante de la première phase. Si l'angle jambe-pied augmente rapidement (flexion plantaire) c'est que le talon "roule" vers l'avant rapidement. Vient ensuite le premier arrêt suivi de l'accélération amenant les C.I.P. sous la tête des métatarsus. Cette phase correspond à notre graphique avec une chute relativement rapide de la courbe qui s'applatit avant la remontée. Puis la phase de décollement qui est la partie raide terminale de notre courbe avec augmentation angulaire importante. Ceci est très logique car dès que nous avons décollé le talon, ne serait-ce que d'un dixième de millimètre, TOUT le poids du corps se reporte sur l'avant où il y reste jusqu'au décollement des orteils. Il y a donc une relation étroite entre l'angulation qui augmente rapidement et les C.I.P. qui stationnent.

Avec la chaussure, l'attaque de la région du talon porte sur une faible surface et conduit à favoriser la chute en avant. Il suffit pour s'en convaincre de marcher avec cette antithèse de chaussure que constitue les chaussures de ski modernes. Le pied s'abat brutalement en claquant le sol et la position à

plat dure presque tout le temps de l'appui. Selon le type de chaussure et la hauteur de talon nous nous trouvons donc dans une situation intermédiaire.

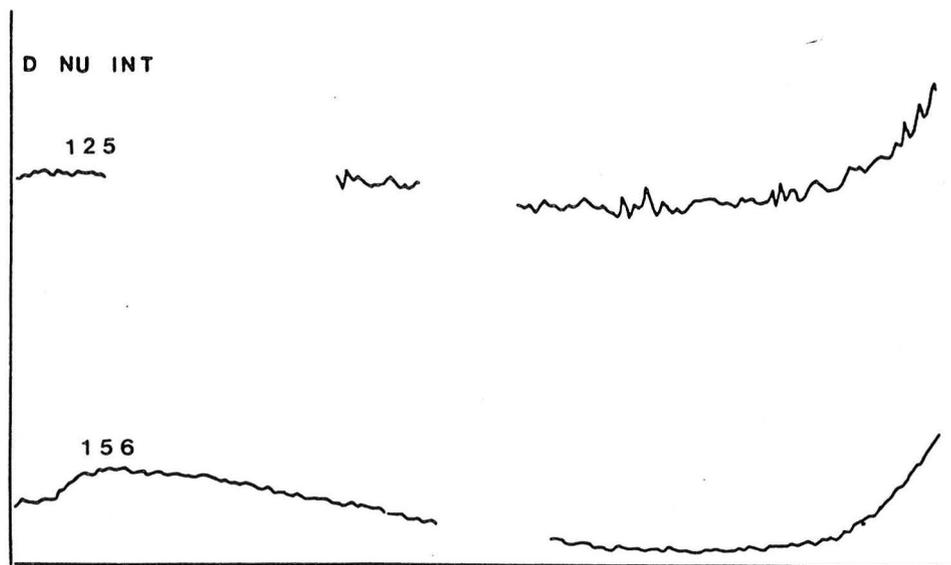


Fig. 45 - Comparaison de l'angle de la ferme avec l'angle jambe-pied

La figure n° 45 montre que la ferme du pied commence à se refermer avant que l'angulation du segment jambe-pied n'augmente rapidement. Autrement dit la ferme restitue l'énergie qu'elle a emmagasinée dans ses éléments élastiques et cela avant que la phase de restitution énergétique du m. triceps sural ne s'effectue. Il s'agit d'un mécanisme en série permettant de ne rien perdre de l'énergie stockée par les différents éléments de la jambe et du pied et qui harmonise le mouvement. Si cette succession n'existait pas nous aurions d'un seul coup un renvoi vers le haut qui serait trop important. Nous appellerons ce phénomène le **REBOND DE LA FERME.**

#### 4-3-9 La ferme et le flambage.

L'aplatissement de la ferme sous la charge, que ce soit au niveau de la barre métatarsienne ou au niveau de la cambrure interne, nous conduit à penser que la ferme est constamment à l'état de tension et que, dans l'appui bipodal ou unipodal immobile, elle est en équilibre de tension mais pas à son maximum. Ceci lui permet, selon le cas d'accroître ou de diminuer sa tension et de pouvoir restituer cette élasticité. Cette restitution

précède comme nous l'avons vu la restitution énergétique par le m. triceps sural et est un des facteurs permettant une marche sans effort.

#### 4-3-10 Conclusion

Ce travail cinématographique a permis d'étudier les variations angulaires des segments jambe et pied, et de la ferme du pied dans les situations pieds nus, pieds chaussés de talon haut, pieds en élévation moyenne et pieds en élévation maximale.

Les réponses à la question n° 4 : La voûte plantaire sert-elle d'amortisseur dans la marche ? et à la question n° 6 : La voûte plantaire est-elle indispensable ? se trouvent dans le résumé suivant des faits les plus marquants.

- la brièveté du pas chez les quatre femmes et dans toutes les situations où nous retrouvons un temps inférieur à la seconde (0,7sec).

- le rebond de la ferme du pied avant la propulsion permettant une restitution d'énergie en chaîne.

- le lissage de la courbe de la ferme avec chaussure à talon montrant le frein au rebond de la ferme.

- l'augmentation de la courbe avec chaussure par rapport à la courbe pied nu dans le plan sagittal montrant un manque d'emmagasinement d'énergie par le m. triceps sural suite à une impossibilité mécanique.

- la durée de la phase correspondant au pied à plat, plus grande avec la chaussure.

- la concordance des résultats avec la vitesse des C.I.P..

- l'état de flambage permanent de la ferme en charge.

Ces résultats nous permettent de faire une approche du comportement du pied féminin chaussé d'un talon haut et de déterminer l'incidence de ce talon haut sur le comportement de la jambe et du pied. De cette façon nous avons franchi une nouvelle étape dans la compréhension de la relation de la jambe et du pied.

#### 4-4 Mesures électromyographiques du m. triceps sural de la jambe

Cette mesure a pour but de vérifier la relation qu'il peut exister entre la hauteur du talon et l'activité électromyographique du m. triceps sural de la jambe. Cette mesure est effectuée en position debout bipodale dite 'statique'.

##### 4-4-1 Population

Nos tests sont effectués sur 16 femmes de 18 à 38 ans. Aucune d'elles ne pratique de sport ou d'activité physique et elles sont toutes exemptes de pathologie des membres inférieurs.

##### 4-4-2 Matériel

Les signaux électromyographiques sont recueillis à l'aide de huit électrodes par l'intermédiaire d'un système REEGA DUPLEX d'ALVAR dérivé de l'électroencéphalographie. Quatre pistes sont utilisées par l'intégrateur (INTEGRATOR VIII d'ALVAR). Le temps d'intégration choisi est de 5 secondes. Le filtre est réglé au minimum possible.

Les talons hauts sont représentés par des planchettes de bois car il est impossible de trouver une paire de chaussure standard qui soit adaptable à chacune des femmes testées.

BASMAJIAN (1978) a montré qu'il fallait au moins deux minutes pour que l'activité musculaire se stabilise après un changement de hauteur du talon. Nous tenons compte de ce temps dans la réalisation de notre expérimentation.

Après quelques essais et erreurs nous avons retenu pour les tests définitifs les hauteurs de talon suivantes en millimètres : 0, 15, 30, 40, 50, 60, 70, 80. Un dernier test pied nu (0) complète les mensurations dans l'ordre chronologique. Ces hauteurs de talons se retrouvent dans la littérature (DAVID - 1981, JOSEPH - 1956).

L'écart entre deux pieds en position naturelle de repos donne entre 15 et 18 cm. Ce qui corrobore BASMAJIAN (1978) qui note une moyenne de 16 cm.

#### 4-4-3 Méthode

Une fois les quatre électrodes placées nous mettons un talon de 15 cm sous le pied. Nous attendons deux minutes puis nous prenons une mesure. Nous attendons une minute puis nous reprenons une autre mesure et de même pour la troisième. Nous avons ainsi trois mesures par hauteurs de talons.

L'impression de confort est systématiquement demandée au sujet pour chaque hauteur de talon et après trois séries de mesure.

#### 4-4-4 Résultats analytiques

Les premiers résultats que nous pouvons analyser sont les hauteurs de talon en fonction de l'âge.

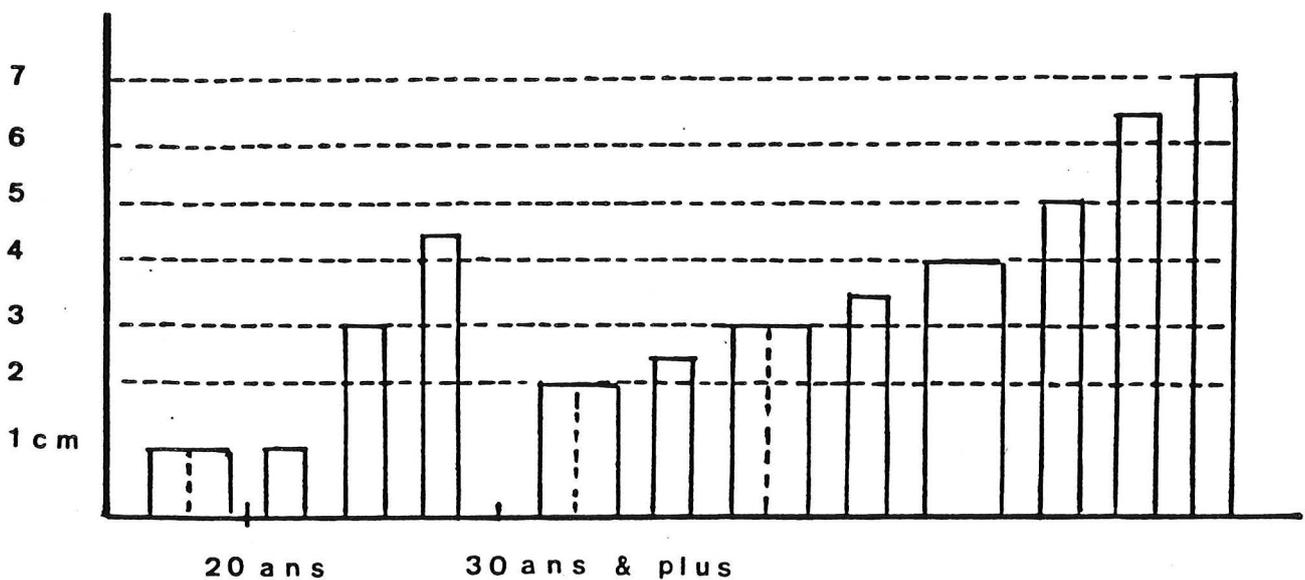


Fig. 46 - La hauteur des talons en fonction de l'âge parmi 16 sujets.

Ce tableau montre la dispersion des talons hauts selon l'âge. La mode est, bien entendu, un facteur influençant énormément la dispersion mais il est quand même remarquable que les femmes les plus âgées portent des talons les plus hauts.

Un test simple nous a confirmé que les femmes portant des talons hauts en permanence ont, dans l'ensemble, un déficit de la flexion dorsale dû à la rétraction du m. triceps sural. Ce test consiste à relever le pied genou tendu et genou fléchi. La flexion dorsale passive, genou fléchi, n'amène pas de modification notable alors qu'il y a un déficit systématique genou tendu pour toutes les femmes portant des talons hauts. Cet examen est confirmé par la sensation d'étirement du mollet qu'ont ces femmes pieds nus. Ce déficit va parfois jusqu'à l'impossibilité de poser le talon au sol avec les pieds nus.

La rétraction des m. gastrocnémiens en cas de port continu de talons hauts est donc systématique mais non quantifiée dans notre étude.

Les sujets peuvent être classés en:

- sujets I ne portant jamais de talons hauts supérieurs à 25 mm
- sujets II portant des talons de hauteur variable
- sujets III portant des talons hauts inférieurs à 50 mm
- sujets IV portant des talons hauts supérieurs à 50 mm

!	0	0	0	0	15	15	15	15	30	30	!
!	EG	IG	ID	ED	EG	IG	ID	ED	EG	IG	!
!	94,44	13,44	13,89	18,83	14,08	13,70	13,46	18,38	14,97	13,84	!
!											!
!	30	30	40	40	40	40	50	50	50	50	!
!	ID	ED	EG	IG	ID	ED	ED	EG	IG	ID	!
!	14,67	19,58	17,58	15,55	16,79	23,54	21,49	19,59	18,93	23,92	!
!											!
!	60	60	60	60	70	70	70	70			!
!	ED	EG	IG	ID	ED	EG	IG	ID			!
!	23,28	20,11	21,49	33,24	28,52	23,57	23,60	35,30			!

Tab.28 - Moyenne des 7 hauteurs de talon.  
IG = gastrocnemius interne gauche  
EG = gastrocnemius externe gauche  
ID = gastrocnemius interne droit  
EG = gastrocnemius externe droit  
0 à 70 = Hauteur du talon en millimètres

Une deuxième série de résultats donnent la moyenne des valeurs obtenus pour chaque hauteur de talon (voir 3-4-3). Ces résultats seront repris dans les paragraphes suivants.

#### 4-4-4-1 Test pieds à plat au sol

Nous notons une contraction des m. gastrocnémiens dans 7 cas sur 16 soit 43,7%. BASMAJIAN (1978) avait noté 75% mais sur une série plus importante. Ces pourcentages sont en relation avec l'activité d'ajustement postural dévolue aux m. gastrocnémiens, le soléaire ayant plutôt une action de type tonique.

Les valeurs minimales obtenus par les femmes ne portant pas de talon haut en permanence se retrouvent centrées sur la position zéro. Au fur et à mesure que la taille des talons hauts portés en permanence augmente, le minimum d'activité n'est plus centré autour de la position pied à plat. Les femmes portant en permanence une alternance de talons hauts et plats ont des valeurs qui se recentrent plus autour de la position zéro.

#### 4-4-4-2 Test en surélévation postérieure du pied.

L'activité des m. gastrocnémiens se majore nettement dans ce cas et plus pour les médiaux que pour les latéraux.

Il y a une augmentation d'activité pour les fortes hauteurs chez les sujets I. Pour les sujets III l'activité minimale se produit autour de la hauteur de talon habituel. Les hauteurs de talon supérieures à 5cm ne montrent pas de relation entre la hauteur des talons et la zone de moindre activité. Il semblerait qu'à ces hauteurs de talon l'E.M.G. se disperse beaucoup.

#### 4-4-5 Discussion

En somme le minimum d'activité est dévolu à la hauteur de talon habituelle et plus nous nous en écartons et plus les muscles du mollet sont mis en jeux. En dessous de la hauteur habituelle il est logique de penser que le muscle soit en tension alors que au-dessus il serait plutôt détendu d'où

une activité plus importante pour garder une certaine tension. Nos tests sont en rapport avec la littérature. L'augmentation d'activité du m. gastrocnémien médial dans la surélévation du talon se retrouve chez HOUTZ (1958) et CAMPBELL (1973) avec une expérimentation en électromyographie intra-musculaire. Notons que c'est le latéral qui est le plus actif pieds à plat. Dans la marche la hauteur de talon changerait l'activité musculaire sous condition que le talon soit surélevé de plus de 2,5 cm.

La surélévation de la région du talon par des talons hauts est responsable de nombreux phénomènes parfois très à distance du pied. ROBERT D'ESHOUGUES (1975) ramène ces pathologies aux effets de l'équin sur la statique du corps avec une hyperlordose lombaire responsable de lombalgies.

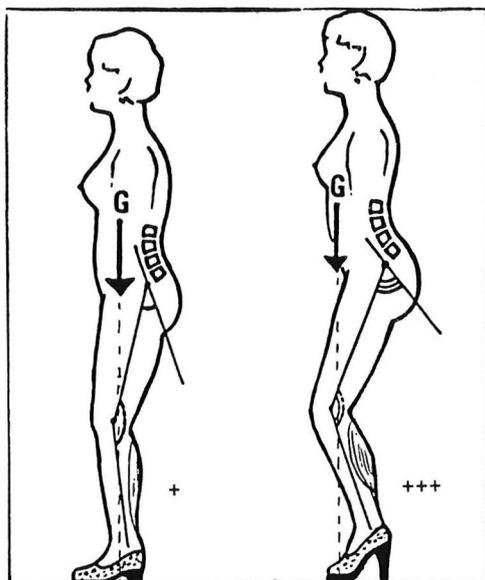


Fig. 47 - Conséquences mécaniques des talons hauts.

(d'après ROBERT D'ESHOUGUES - 1975)

Ce modèle mécanique liant l'hyperlordose et la flexion des genoux est à mettre en opposition avec VIEL et VALLAMBOIS (1983) qui montrent que le port de talon haut postérieur entraîne au contraire une délordose lombaire. Notre avis est qu'il doit, là aussi, y avoir différent morphotype féminin qui compense à différents niveaux cette hauteur de talon. Seule une expérimentation rigoureuse sur un grand nombre de sujets pourrait trancher.

Un autre fait à rapprocher de cette expérimentation est la dispersion des appuis sur l'avant pied pour des hauteurs de talons supérieures à 5 cm (LEDUC - 1980).

Ce type d'expérimentation ne permet pas de justifier une hauteur de talon idéale bien que l'impression de confort soit toujours en relation avec le minimum d'activité des m. gastrocnémiens. Les hauteurs excessives n'amènent jamais une impression de confort.

Ce confort est extrêmement lié à la mode et aux habitudes mais il reste une contradiction puisque la surélévation du talon amenant un confort maximum n'est pas forcément la hauteur habituelle de chaussage du sujet.

#### 4-4-6 Hypothèse

##### 4-4-6-1 Répartition des pressions

Dans ces conditions il ne paraît pas impossible que la répartition des pressions sous le pied soit modifiée en fonction de l'habitude de chaussage et qui plus est que cette répartition des pressions varie sous l'effet d'un retour à la normale de la tension tricipitale. Une femme portant des talons hauts en permanence aura tendance, en position pieds à plat, à rechercher une élévation du talon d'où un déport sur l'avant des pressions. Si elle s'oblige à marcher avec des talons plats, nul doute que son m. triceps sural s'étire progressivement et que, l'habitude aidant, elle reporte progressivement ses pressions vers l'arrière.

##### 4-4-6-2 Chaussage

Une des possibilités de chaussage, dans la mesure où la tension du m. triceps sural n'est pas un facteur causal de pathologie, serait de rechercher systématiquement le minimum d'activité E.M.G. et d'en déduire ainsi la surélévation optimum du talon.

Nous ne sommes donc pas en accord avec BRAUN (1981) qui donne une hauteur de talon idéale se situant vers 3 à 4 cm afin de "favoriser l'arraché du calcaneus à la marche".

#### 4-4-6-3 Cause ou conséquence ?

Ce fameux dilemme ne se règlera pas non plus au niveau du talon. Hormis une étude à long terme de l'enfance à l'âge adulte chez la femme il n'y a, pour l'instant, pas de possibilité de savoir si une femme met des talons car mécaniquement elle en a besoin pour diminuer une certaine tension du m. triceps sural ou si le fait de mettre des talons par mode entraîne à la longue une rétraction du m. triceps sural et une adaptation de la statique.

Dans le premier cas le talon haut doit être considéré comme une orthèse et fait partie de l'arsenal thérapeutique; dans le deuxième cas le talon haut est nuisible car il entraîne des désordres mécaniques.

#### 4-4-6-4 Nécessité du port de talon haut

BRAUN (1981) prétend qu'un talon de 3 à 4 cm est nécessaire à l'arraché du calx lors de la marche. SCHNEPP (1978) règle, s'il s'agit d'une femme, l'arthrodèse du pied avec un peu d'équin afin de permettre un chaussage ultérieur avec des talons hauts. GAUNEL (1980) possède une méthode pour déterminer la hauteur de talon la plus adéquate. PLASSE (1980) estime le talon idéal à... 2,5cm d'après l'examen de huit pieds. De même que DAVID (1981) qui trouve un Développement Optimum correspondant à chaque individu mais exclue les individus sans talon haut. LELIEVRE (1967) a élégamment résolu le problème du talon et du "non-talon" en proposant: " si on ne saurait" (le talon haut)" le prohiber totalement...sous peine de ne pas être écouté." Il continue en préconisant un port de talon le moins fréquent possible.

Pour notre part nous pensons que cela ne peut pas être aussi simple et qu'entre en jeu une multitude de facteurs qui font que cette opposition n'est en somme que le reflet de deux groupes d'individus pouvant être chacun dans la fourchette de normalité.

#### 4-4-7 Conclusion

En statique, et toutes conditions égales par ailleurs, notre étude nous montre qu'il y a un minimum d'activité du m. triceps sural pour la hauteur de talon amenant la meilleure impression de confort mais elle n'est pas forcément la hauteur habituelle habituelle de chaussage.

Contrairement à quelques auteurs vus précédemment nous ne trouvons pas de justification à la présence d'un talon haut chez un sujet féminin cliniquement normal. Le maximum de hauteur admis, en accord avec la littérature, semble être de 5 cm. Au delà il se produit une dispersion des enregistrements électromyographiques et un inconfort systématique.

Ceci nous permet d'émettre l'hypothèse que la présence des talons hauts sous la région du talon lui servirait à régler un problème biomécanique ou musculaire mais sans que nous puissions déterminer si le talon haut est une cause ou une conséquence de ce problème.

C'est l'ensemble de la jambe et des membres inférieurs qui est en rapport avec la hauteur de chaussage.

C'est un peu comme si la hauteur du talon sous le calx marquait de son empreinte l'enregistrement électromyographique des m. gastrocnémiens.

Dans ces conditions, et pour une femme n'ayant jamais porté de talons hauts, la nécessité de surélevé la région du talon ne se justifie ni au niveau du mollet, ni au niveau du pied.

-----  
Réponses n° 3 à la question n° 3 (la variation des paramètres du calcaneus a-t-elle une influence sur la jambe (triceps) et sur le pied (voûte, longueur, largeur...?)

Le maximum de hauteur admis, en accord avec la littérature, semble être de 5 cm. Au delà il se produit une dispersion des enregistrements électromyographiques et un inconfort systématique.

-----

-----  
Réponse n°7 à la question n° 7 (qu'elle est la fonction exact du triceps sural?)

Il y a un minimum d'activité du m. triceps sural pour la hauteur de talon amenant la meilleure impression de confort mais elle n'est pas forcément la hauteur habituelle habituelle de chaussage.

-----

"Ce travail achevé, ou plutôt momentanément arrêté parce que les travaux de ce genre ne peuvent jamais être finis, je vois sans beaucoup d'étonnement d'ailleurs, que ses résultats ne sont que bien modestes."

TH. VOLKOV

# **RESULTATS SYNTHETIQUES**

## 5- RESULTATS SYNTHETIQUES

Si nous ne tenons pas compte des écarts et des fourchettes de normalité il nous est possible de dégager de la moyenne de nos expérimentations la femme type.

C'est une Française de 30 ans, Rhôdanienne, qui mesure 1,65 mètres et pèse 57 kilos. Elle est mince, presque maigre d'après les canons classiques mais plutôt forte par rapport à la mode actuelle.

Son pied est large de 8,75 cm, long de 23,3 cm et possède un calcaneus de 8,4 cm incliné de 19,2° au-dessus de l'horizontale.

Ses jambes sont longues de 84 cm avec un mollet de 35 cm de tour (mesuré à 10 cm en-dessous du genou).

Son mollet droit est plus gros que son mollet gauche et les muscles de ses mollets ainsi que les petits muscles de son pied n'ont pas d'activité dans la station debout normale.

Son mollet possède un muscle triceps sural qui est en réalité un quadriceps. La force de son m. triceps sural ainsi que celle de ses fléchisseurs est en relation avec la circonférence de son mollet, son âge et son poids, et non pas avec sa taille, ni avec le fait qu'elle soit une femme. Ce même triceps est très actif dans la mécanique de son pied (couple de torsion).

Si son pied a une tendance à être plat son mollet sera plutôt grêle. Si celui-là est cambré celui-ci sera plutôt globuleux.

Lorsqu'elle marche, son triceps sural lui sert de stabilisateur pour son genou et pour sa cheville. Il règle la vitesse de sa marche et, si elle n'en avait pas, elle pourrait tout de même marcher mais pas allonger son pas.

Dans ses activités courantes elle s'en sert de plus en plus selon qu'elle se lève d'une chaise, marche, se relève du sol, monte un escalier ou monte une échelle. Par conséquent, pour bien fonctionner, son mollet doit être souple, rapide et fort.

Toujours lorsqu'elle marche; son temps d'appui avec des chaussures dure légèrement plus longtemps que sans. Sa phase dite de "propulsion" dure 0,13

seconde. Le temps d'appui total de son pied au sol dure, quant à lui, 0,69 secondes.

Lorsqu'elle marche avec des chaussures la phase du pied à plat est la même que pieds nus. Par contre la phase d'attaque du talon est plus courte et la phase de décollement plus longue.

La différence entre son pied chaussé avec et sans talon haut est peu sensible au niveau de la cambrure de son pied. Avec des chaussures elle empêche cette cambrure de s'aplatir et son muscle triceps sural de s'étirer au maximum, d'où un défaut qu'elle doit compenser par une mise en jeu plus grande de ses muscles. Son mollet devient alors plus gros et plus haut placé si ce port de talon est permanent.

Au plus sa chaussure sera rigide et au plus elle devra dépenser de force pour marcher. Dans ces conditions, si elle n'a jamais porté de talons hauts, seule la mode peut les justifier.

Si malgré tout elle porte des talons hauts, le maximum de hauteur qui lui est permis est de 5 cm sinon l'inconfort sera inévitable et les problèmes surviendront à la longue. La hauteur de talon habituelle permet à ses muscles du mollet de peu travailler.

Ces différents points peuvent varier beaucoup d'une femme à l'autre et en particulier si elles sont d'ethnies différentes.

Ces données ne sont bien sûr valables que chez la femme exempte de pathologie et dans les conditions de nos expérimentations.

MARCHE

Durée 0.69

Propulsion : 0,13 s

Voûte plantaire

phénomène de rebond



Mademoiselle J.....

Rhodanienne

30 ans

1,65 m 57 kg

Membre inférieur : 84 cm

Mollet : 35 cm D>G

Souple, rapide et fort

Pied Longueur : 23,3 cm

Largeur : 8,75 cm

Calcaneus Longueur : 8,4 cm

Inclinaison : 19°2

Talon haut > 5 cm DANGER !!

TRICEPS SURAL

Stabilisateur

Règle la marche

Stabilise la cheville et le genou

Energie dans les formations élastiques

Alorrrs....

RESULTATS

SYNTHETIQUES



Il y a deux écueils à éviter, la routine et l'improvisation.  
Eric KLEIBER (Chef d'Orchestre)

# **D I S C U S S I O N**

## 6- DISCUSSIONS ET HYPOTHESES

Cette femme type que nous avons mentionné précédemment serait en droit de se demander comment un muscle comme le triceps sural peut à la fois être aussi gros et aussi puissant alors que dans le même temps il ne semble pas forcément utile pour marcher ? Nous pouvons tenter de répondre et par la même d'établir une discussion sur les relations entre la morphologie et la fonction du pied.

### 6-1- Biomécanique liée à la fonction du m. triceps sural.

#### 6-1-1- L'élévation sur la pointe des pieds.

ROBERT D'ESHOUGUE (1975) a intitulé son article "Remarques...non conformistes sur le pied, levier du deuxième genre." Il conclut en disant que LE PIED N'EST PAS UN LEVIER DU DEUXIEME GENRE mais il ne donne pas de solution.

GIRAUDET (1976) dans son ouvrage de Biomécanique donne pp.16-17 l'exemple de la brouette et du pied comme levier du deuxième genre, et de la pédale du rémouleur associée au coude comme levier du troisième genre. Son exemple de pied repris dans le schéma N° 48 comporte l'avant-pied en appui. Quant au coude la partie distale de l'avant-bras n'est pas en appui.

DOLTO (1980) décrivant la seconde phase de la marche (propulsion) considère "une phase de pied dur, le fameux bras de levier du troisième degré".

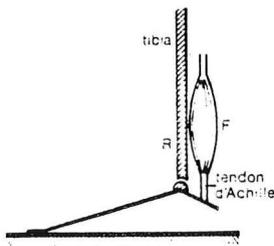


Fig. 48 -

Le pied levier du  
deuxième genre.

(d'après Giraudet - 1976)

6-1-1-1- Deuxième ou troisième genre ?

Le pied ne peut pas être un levier du deuxième genre.

La représentation des leviers du deuxième genre assimilés au pied sont parlants par eux-mêmes.

Par contre le pied assimilé à un levier du troisième genre se dément facilement en prenant l'exemple d'une brouette. Celle-ci n'est soulevée par le Jardinier que s'il est **EN DEHORS** de la brouette (Figure 49 -A). Par contre si le Jardinier est dans la brouette il ne peut plus la soulever **PAR LA SEULE TRACTION DES BRAS** (Figure 49 - B).

LE PIED NE CORRESPOND PAS A UN LEVIER. Il ne démultiplie ni n'accélère la force du m. triceps sural lorsque le pied part du double contact au sol talon-têtes métatarsiennes.

Par contre lors de la montée d'un escalier ou de la réception d'un saut le m. triceps sural verra sa force démultipliée par la longueur du calcaneus. Voyons cela plus en détail.

6-1-1-2- Comment le pied se soulève-t-il ?

Reprenons l'exemple du Jardinier. Pour soulever sa brouette en étant placé à l'intérieur il n'a d'autre possibilité que de se pencher en arrière, au dessus de l'axe de la roue, les mains reliées aux bras de la brouette par une corde. Sous condition que le poids déplacé au-delà de l'axe de la roue soit suffisant il existe alors un moment d'équilibre tel que le solide, brouette PLUS Jardinier, ait son centre de gravité au dessus de l'axe de la roue (Figure 49 - C).

Les schémas successifs illustrent les différentes possibilités d'équilibre du Jardinier et de sa brouette. C'est le Jardinier qui, en faisant varier suffisamment les éléments du solide brouette-Jardinier, arrive à changer le centre de masse.

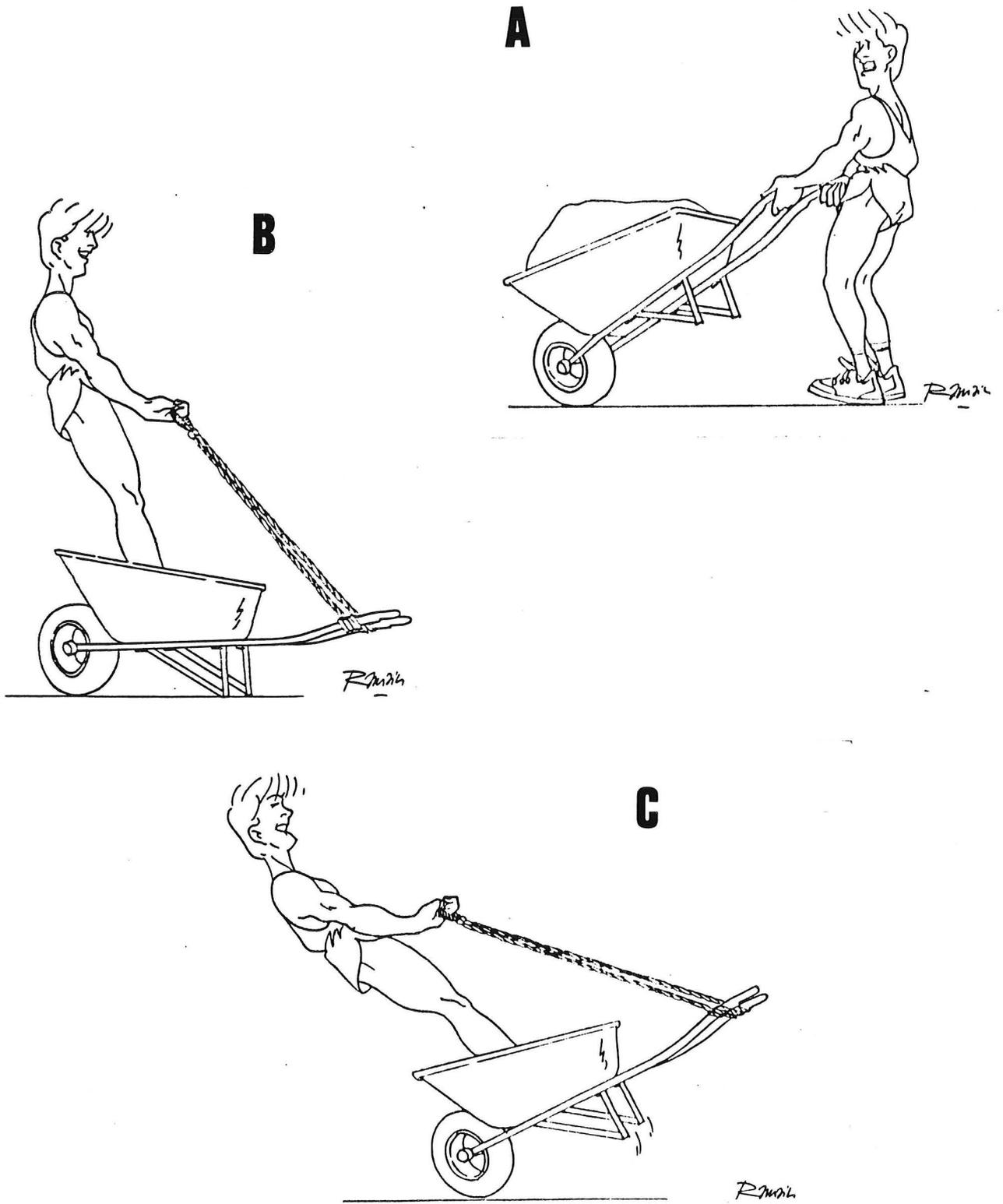


Fig. 49 - A, B et C - Schéma de la brouette et de la succession des phases amenant l'équilibre

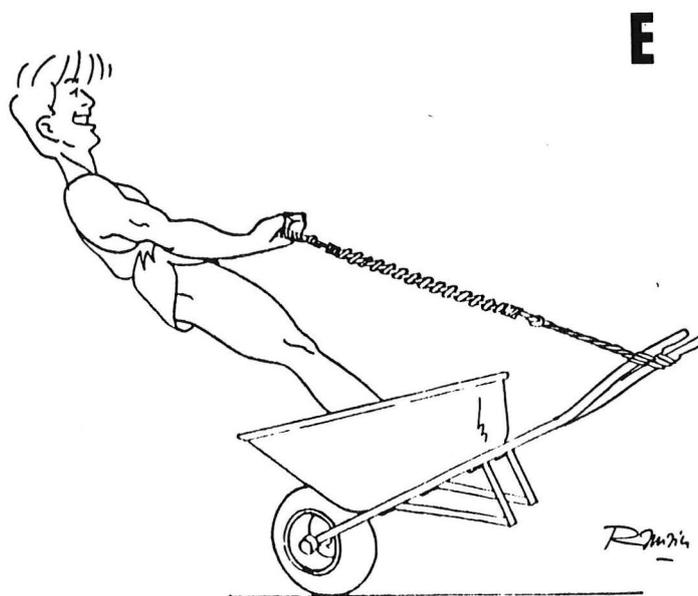
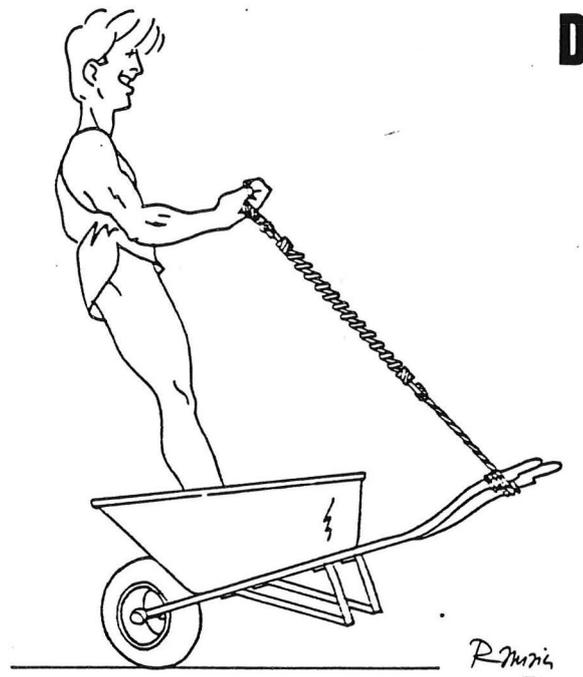


Fig. 49 - D et E - Schéma de la brouette et de la succession des phases amenant l'équilibre

Mécaniquement cela se traduit par le fait qu'un solide possède un centre de masse et que toute variation des forces intérieures ne fait pas déplacer le solide si elle ne change pas la position du centre de masse.

Si ce centre est changé, pour que le solide se meuve EN AVANT, il faut que le centre de masse se déplace EN AVANT. Pour faire progresser le corps vers l'avant il y a de multiples possibilités dont la contraction isolée du m. triceps sural ne fait pas partie. D'une part elle appuie un peu plus le tibia sur le pied et d'autre part elle tire le tibia vers l'ARRIERE. S'il y a déplacement du solide "corps humain" il ne pourra se faire que vers l'arrière.

Nous pouvons par contre supposer que le m. triceps sural empêche en permanence le corps de tomber en avant (cf bibliographie sur le m. triceps sural et l'équilibration) et que l'élévation sur la pointe des pieds correspond d'ABORD à un relâchement musculaire du m. triceps sural.

La séquence permettant de monter sur la pointe du pied serait alors la suivante :

Sur la figure 50 - A :

- Relâchement du m. triceps sural (1 ---> 2).
- Déport du corps sur l'AVANT (1 ---> 2).
- Freinage progressif de l'avancée du tibia sur le pied avec accumulation d'énergie par le m. triceps sural et les formations plantaires (P) (1 ---> 2).
- Positionnement du centre de gravité (G) au-dessus des art. métatarso-phalangiennes (3 ---> 4).

Sur la figure 50 - B :

- Restitution de l'énergie emmagasinée par le m. triceps sural (T) et les formations plantaires
- Contraction concentrique de ces mêmes éléments pour aider la restitution énergétique

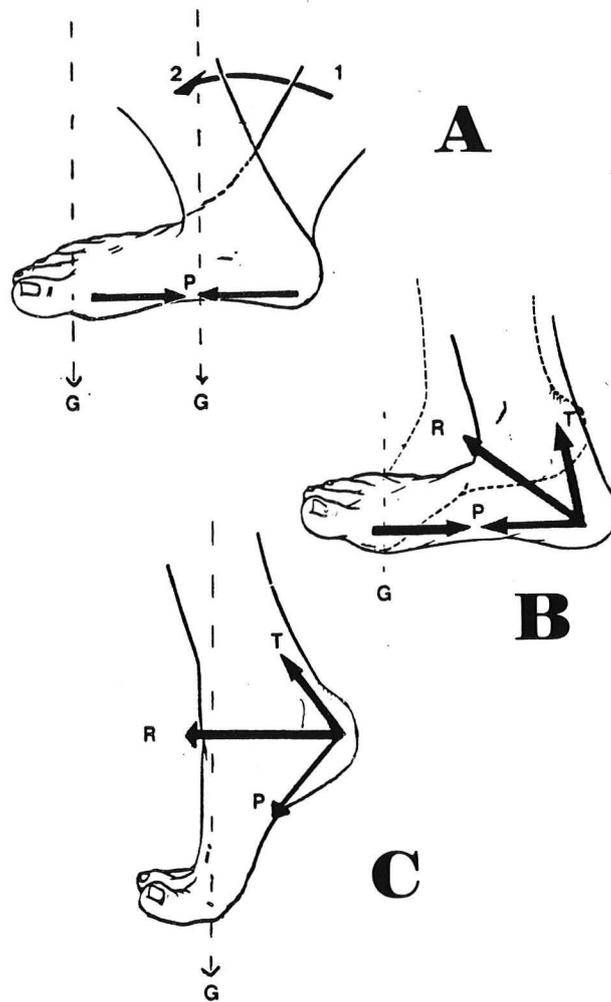


Fig. 50 - A - B - C - Schéma des différentes phases de l'élévation sur la pointe des pieds.

- Application de la résultante des forces (R) au niveau du centre de rotation de la tibio-talaris.
- Ouverture de l'angle antérieur tibia-pied sous l'action de cette résultante (trait pointillé).
- G reste au-dessus des art. métatarso-phalangiennes.
- Le principe mécanique de la ferme n'existe plus.
- Accentuation progressive de la concavité plantaire interne (mécanisme de treuil)

Sur la figure 50 - C :

- Contrôle permanent de l'ensemble des muscles du pied pour assurer l'équilibre (stabilité frontale, sagittale et rotatoire) et faire la relation avec les autres chaînes musculaires d'équilibration du corps humain.

Cette contraction ne soulève donc pas à proprement parler le poids du corps mais FAIT VARIER LA FERMETURE DE L'ANGLE DE LA JAMBE ET DU PIED. C'est en cela que le m. triceps sural est efficace et en cela que la longueur du talus lui vient en aide.

Dans l'exemple de notre jardinier un élastique qu'il interposera en série avec sa corde pour tirer sur les bras de la brouette et la contraction des muscles des bras simuleront grossièrement l'action du m. triceps sural. Lorsqu'il va se pencher en arrière le jardinier mettra en tension l'élastique. Pour soulever la brouette comme dans les conditions précédentes il lui faudra tirer très peu sur les bras puisqu'il sera aidé par le retour d'élasticité de l'élastique.

Fait important à noter, à chaque instant de l'élévation sur la pointe des pieds le solide corps humain possède un nouveau centre de masse puisque sa forme varie et qu'il se meut.

Voyons diverses fonctions du pied ou notre hypothèse serait confirmée.

#### 6-1-2- La marche

Si notre explication précédente s'avère juste nous devrions retrouver les mêmes phénomènes dans la marche.

Dans la marche à vitesse normale, à chaque avancée de tibia le m. triceps sural est mis en tension ainsi que les formations plantaires. Contrairement à l'équilibre sur les orteils ces formations n'assurent pas un équilibre mais pousse vers l'avant le calcaneus en ouvrant légèrement l'angle jambe-pied. La partie active (contraction concentrique n'a donc pas besoin d'être puissante puisque le corps est déjà en chute avant.

Nous avons vu que ce n'était qu'après trois pas environ que la marche atteint sa "vitesse de croisière". Dans ces premiers pas le m. triceps sural doit fournir une force plus élevée que dans son régime normal. Après le début de la marche le m. triceps sural peut diminuer sa contraction puisque le mouvement est lancé. Il s'agit alors de l'énergie cinétique du corps tout entier qui joue le rôle d'auto-entretien de la marche. Ce n'est pas un auto-entretien à 100% mais il est suffisant pour économiser encore les forces du m. triceps sural et nous permettre de parler d'AUTO-PROPULSION. De même l'arrêt oblige le m. triceps sural à freiner plus puissamment l'avancée du tibia pour en réduire son débattement

Dans ces conditions et sous réserve que cette hypothèse soit exacte nous montrons ainsi que le m. triceps sural n'a besoin que d'un minimum de force pour aider à la marche, ce qui explique que MURRAY (1978) ait noté une possibilité de marche après ablation du m. triceps sural dans la mesure où les autres fléchisseurs ont pu soit augmenter leur contraction concentrique soit emmagasiner un peu plus d'énergie en raison de l'absence du m. triceps sural.

#### 6-1-3- Autres activités fonctionnelles

La descente d'escalier ne relève pas de notre théorie puisque le m. triceps sural freine simplement la chute en avant du tibia (contrôle de l'angle jambe-pied).

Par contre la montée d'escalier, si elle s'effectue en posant l'avant-pied sur la marche, calcaneus dans le vide, demandera une puissance accrue pour maintenir l'angle jambe-pied stable pendant que l'autre membre passe à la marche supérieure.

Le saut et sa réception procède du même phénomène et ZAJAC a noté qu'UN SAUT STRICTEMENT VERTICAL AVEC LES SEULS FLECHISSEURS EST IMPOSSIBLE.

#### 6-1-4- Energétique du m. triceps sural

Le m. triceps sural est un muscle très puissant. Sa faible activité dans la marche n'étonne pas car il est d'autres occasions ou sa pleine puissance est demandée. Sa réserve de puissance considérable comme doit l'être celle du moyen fessier ou du grand fessier, peut ajuster à loisir sa contraction pour réaliser des activités fonctionnelles harmonieuses et intervenir en cas de problème. Il se fatigue donc peu puisque travaillant peu et sa constitution lui donne en plus tout ce qu'il faut pour travailler sans effort (fibres slow-twitch, composants élastiques, etc...). Ceci explique qu'à marche normale et régulière la consommation énergétique soit faible et que le freinage ou le départ répété entraîne une fatigue rapide (PLAS - 1983).

Le sport ne saurait entrer dans ce cadre puisqu'il demande une participation musculaire importante et que les actions doivent être vues avec une autre finalité.

Que devient l'action du m. triceps sural lorsque le pied est revêtu d'une chaussure et en particulier d'une chaussure à talon haut ?

#### 6-1-5- Les expérimentations sur la chaussure

La chaussure a de multiples usages et une expérimentation sur LA chaussure ne mènerait à rien. Entre la pantoufle, la chaussure de sécurité et la chaussure de sport il y a d'énormes différences. La base de toutes ces chaussures reste cependant la marche et c'est le sport, comme dans d'autres domaines, qui permet de retrouver au niveau de 'monsieur tout le monde' les améliorations apportées à la chaussure du sportif. Cependant la chaussure n'a pas autant d'importance pour un coureur à pied que la voiture pour un pilote de course. Aussi les abus au niveau de la chaussure de sport restent nombreux. Le dernier en date est le problème de la "pronation-supination". Dans tout magasin de sport spécialisé il est demandé au sportif s'il court en pronation ou en supination. L'ennui c'est que cela s'adresse au calcaneus alors que seul l'avant pied est capable de pronation ou de supination. Il y a là matière à faire naître une incompréhension de langage entre le sportif et le monde médical. Au delà de cette querelle publicitaire cela montre que

le pied chaussé reste un grand pôle d'intérêt et que les expérimentations sur la chaussure sont nombreuses.

Dès 1939 HOLDEN met des pastilles conductrices dans la chaussure pour voir la pression sous le talon et au niveau de l'hallux.

En 1961 HARPER utilise une plateforme de force avec un miroir en supplément pour voir les pressions dynamiques sous la chaussure.

Cette plateforme de force a été largement utilisée par HUTTON (1972), STOTT (1973), STOKES (1974), SHUSTER (1974), JAMES (1978), BATES (1978-79-80-83), NORMAN (1980).

Il résulte de ces différents auteurs:

- sur le plan expérimental cinq à huit passages sont nécessaires pour valider statistiquement une expérimentation

- sur le plan des résultats la force verticale est celle qui donne le plus de résultats significatifs. Dans cette force verticale, le premier pic est celui de l'impact, le second est celui de la charge maximum. L'impulsion totale représente le pouvoir d'amortissement de la chaussure en sachant que 85% environ de cette force est transmise au pied.

- au niveau du pied le problème du coureur est directement ou indirectement lié à la structure du pied à l'intérieur de la structure de la chaussure.

- au niveau de la chaussure les fonctions importantes qui doivent se retrouver dans la chaussure du sportif sont d'amortir le choc et de contrôler le déport latéral, médial ainsi que la stabilité.

#### 6-1-6- La chaussure à hauts talons

Nous avons démontré ce que nous pensions de la hauteur du talon et de sa relation avec l'activité tricipitale et la voûte plantaire. Sur le plan expérimental la chaussure féminine ne semble bénéficier d'aucune des améliorations de la chaussure du sportif. L'esthétique semble être la seule règle. Les variations de largeur du pied pour une même longueur (faible

corrélation LP-LP) ne sont pas prises en compte ou très peu. Trois à quatre largeurs existent au maximum pour certaines chaussures alors que la chaussure anglo-saxonne courante bénéficie d'environ six largeurs. Le pied est donc mal adapté en largeur dans la chaussure.

Quant à la hauteur du talon elle repose le fameux problème des causes et des conséquences.

Après avoir constaté que chaque femme possède une moindre activité tricipitale pour sa hauteur de talon habituelle nous pouvons nous demander si le port de talon haut, fortuit au début, ne correspond pas à la solution d'un problème biomécanique comme un début de raccourcissement du m. triceps sural ou une ferme plantaire en limite de normalité. Dans ce cas le talon est indispensable sans qu'il soit question de mode ou de taille (cf expérimentation sur le m. triceps sural et la chaussure). Inversement la mode ayant préconisé des talons sous la chaussure pendant un temps suffisamment long, alors le m. triceps sural ou le pied subissent des rétractions de plus en plus incompatibles avec une marche les pieds à plat. Il s'agit là d'une adaptation progressive de la jambe et du pied à une cause externe.

Rappelons que le pied à plat supporte physiologiquement plus de poids sur l'arrière du pied que sur l'avant. Le talon réglant un problème biomécanique sous jacent doit donc être considéré comme l'équivalent d'une semelle orthopédique et le talon causant des déformations secondaires comme un non-sens.

#### 6-1-7- La ferme du pied

Notre étude cinématographique à fait apparaître que la ferme du pied possède un phénomène de rebond. C'est la restitution d'énergie des formations plantaires que nous avons énoncé plus haut. Cette restitution d'énergie ne doit pas être entravée sous peine de voir les muscles accroître leur travail d'où une fatigue plus précoce. La rigidité de la chaussure est une cause de diminution de la fonction de la ferme. La semelle avec une voûte plantaire en est une deuxième. Encore devons nous mentionner que les chaussures dans leur grandes majorité permettent la flexion au

niveau des art. métatarso-phalangiennes. Ce qui n'est pas le cas, par exemple, dans les chaussures du joueur de football dont la flexion s'effectue au milieu du pied. Mécaniquement la ferme du pied est extrêmement liée au mollet puisqu'elle le précède et l'aide dans sa restitution énergétique. Sa suppression oblige le m. triceps sural entre autre à plus travailler et à la longue à augmenter son volume d'où une relation certaine entre la morphologie du m. triceps sural, donc du mollet, et la ferme du pied, donc le pied.

Il est bien évident que ces hypothèses ne sauraient, nous le répétons, être entrevues dans le cadre d'un sport ou d'une pathologie même faible. Il s'agit de personne définie comme 'saine' malgré les variations et interprétations nombreuses de ce terme.

Si la ferme possède une fonction définie que devient-elle dans les pieds plats qui passent pour être indolores et fortement compatible avec une vie même sportive ?

Le pied plat est souvent lié à un problème circulatoire des membres inférieurs ou une surcharge pondérale. Parallèlement nous avons noté la présence de talons hauts et de mauvaise circulation du membre inférieur chez 20% de nos sujets. Nous en revenons à notre hypothèse précédente du m. triceps sural. Sa mise en tension se fait par un éloignement de ses insertions donc par une diminution de sa circonférence au profit de la longueur. Il en est de même pour toutes les formations de la jambe qui sont étirées. Dans ces conditions la position pied à plat et à degré moindre la marche comprime les formations vasculaires et freinent la circulation. Le fait de mettre un petit talon sous la chaussure met le pied en flexion plantaire permanente, évite l'étirement du m. triceps sural, même dans la marche, au profit d'une contraction musculaire plus à même de faire activer la circulation.

Quant au pied plat "normalisé" nous n'avons pas trouver de relation de cause

à effet avec le m. triceps sural si ce n'est, mais il s'agit de pathologie, les rétractions du m. triceps sural et les torsions tibiales ou du membre inférieur dans la mesure ou elles peuvent être considérées comme normales. Il est certain par contre que la platitude du pied est en relation de cause à effet avec l'angle talo-calcaneen et le fameux premier rayon. Hors cet angle détermine la préhension du pied chez certaines espèces. Il faut donc regarder dans l'évolution de l'homme si ce pied plat précède un pied cambré; ce serait alors un vestige de l'évolution humaine; ou si l'homme évolue directement d'une forme de pied préhensile à une forme non-préhensile avec voussure interne. La participation de la ferme dans l'équilibration et le rôle de l'équilibration dans l'adaptation à la bipédie sont aussi deux facteurs d'intérêt. Enfin les relations métriques extrinsèques et intrinsèques du pied demeurent intéressantes car elles permettent de déterminer si d'autres espèces possèdent ces relations sans pour autant être en station érigée.

Citons DOLTO (1980) pour nous en convaincre : "Le point de départ humanisant se trouve dans la verticalisation du corps dont le pied est un indispensable instrument; la présence du talon et d'une sole plantaire étant liées à la disparition de la fonction préhensive de l'hallux."

#### 6-2- L'origine de l'adaptation du pied à la station érigée et à la marche

L'adaptation du pied à un fonctionnement en station érigée est un signe d'évolution par:

- la latéralisation du pied (KOSLOV - 1983)
- la perte de la voûte antérieure du pied (ELFTMAN - 1960)
- l'importance relative du premier rayon par rapport aux autres (CRELIN - 1983)

DOLTO (1980) précise : "...La transformation du squelette dans l'orthograde a débuté par le pied." Cette deuxième affirmation nous semble plus difficile à admettre étant donné que les tendances actuelles ferait plutôt débiter le redressement de l'homme par le bassin.

Ceci montre à quel point il est difficile de faire la part des choses tant les variations et hypothèses sont nombreuses. Cependant nous allons essayer de faire le point sur cette adaptation à la bipédie de l'homme en la regardant au travers du pied et du membre inférieur.

L'homme est le seul de tous les primates à posséder un type de locomotion bipède ET une attitude verticale parfaite. Les membres antérieurs, devenus supérieurs, ne jouent plus aucun rôle dans la locomotion. Les membres postérieurs supportent l'ensemble du poids du corps (VALLOIS - 1955).

Le pied humain est à angle droit sur l'axe longitudinal de la jambe, orienté en pronation presque complète. Sa spécialisation ne fait plus de doute et l'anatomie du pied est indissociable, apparemment du mode de locomotion et de la station érigée.

Les informations sur la bipédie humaine (station et locomotion érigées) sont limitées dans l'ordre des Primates aux seuls Primates Supérieurs voire aux seuls Singes Anthropomorphes.

#### 6-2-1- Les proportions du pied

La longueur des membres et des segments peut être corrélée au mode de station et de locomotion.

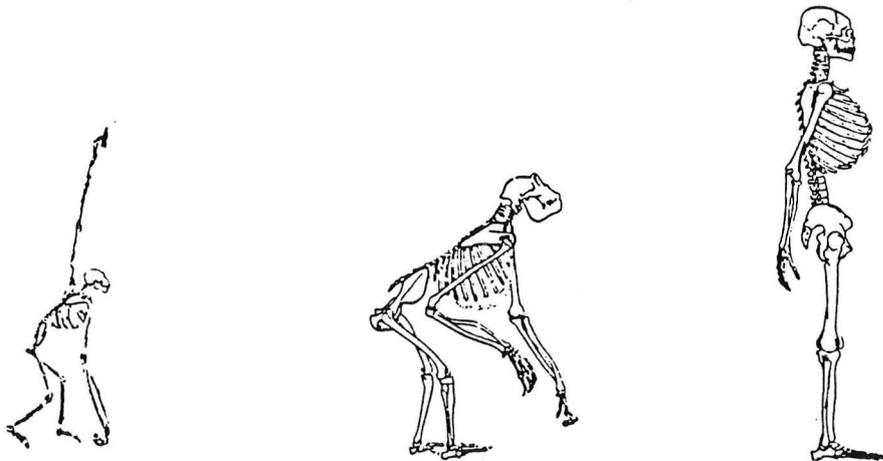


Fig. 51 - Squelettes de Primates érigés et semi-érigés (d'après GRASSE - 1973)

Les proportions du pied humain sont caractéristiques intrinsèquement entre le tarse, le métatarse et les orteils mais aussi extrinsèquement en les rapportant aux longueurs des autres segments.

#### 6-2-1-1 Proportions extrinsèques

La longueur du pied peut être étudiée par comparaison des pieds entre eux ou bien en divisant la longueur du pied par celle du fémur, du tibia, du membre dans son ensemble etc...

Cette longueur est prise "hors tout". Le plus long orteil étant généralement le deuxième chez l'homme, le troisième chez les Simiens, le cinquième chez les Prosimiens (LESSERTISSEUR - 1970 - 1973 - 1978).

Il en résulte que l'homme a le pied le plus court de tous les primates. La longueur représente 22% du membre inférieur contre 26 à 38% chez les primates. Elle représente aussi 50% de la longueur du fémur contre 65 à 115% chez l'ensemble des primates.

Cette réduction de longueur du pied par rapport aux autres segments implique une réduction du polygone de sustentation favorisant les conditions dynamiques par rapport aux conditions statiques.

#### 6-2-1-2 Proportions intrinsèques

La longueur du pied peut-être évaluée comme nous l'avons vu précédemment par l'indice PORERA (largeur multipliée par cent et divisée par la longueur) ou bien par des relations entre la longueur ou la largeur des différents éléments qui le composent.

Le pied de l'Homme est caractérisé par un développement massif du tarse et une réduction de l'avant-pied. La largeur du tarse est voisine du quart de la longueur, soit les  $\frac{2}{3}$  de la largeur du pied au niveau des têtes métatarsiennes. Le calcaneus s'allonge donnant un bras de levier plus important au m. triceps sural. Le talon saille en arrière et présente des tubérosités postérieures plus volumineuses.

L'Homme avec un tarse représentant 46 % de la longueur du pied se classe au même rang que les sauteurs les plus spécialisés (Tarsius 45%, Galago 48%) et de tous les Primates à pied court il est le seul à présenter un allongement remarquable du tarse. (LESSERTISSEUR - 1970 - 1973 - 1978). Ceci est sans doute en relation avec la bipédie en position érigée et la perte de la fonction préhensive.

#### 6-2-2- Proportion du Membre inférieur de l'homme

L'Homme a un membre postérieur très long par rapport à l'antérieur (150 %). Il est au voisinage des Primates très éloignés de lui dans la classification. Cette valeur n'est dépassée que par le Galago sauteur, très spécialisé. Les Singes Anthropomorphes sont à l'autre bout de l'échelle en raison de leur membre antérieur plus long (locomotion suspendue ou brachiation).

A l'allongement du membre dans son ensemble correspond un allongement presque proportionnel des trois segments avec la cuisse qui s'allonge plus que la jambe et celle-ci plus que le pied. Les genres qui ont le pied plus long ont le fémur le plus court et vice-versa. La jambe représente presque toujours un tiers de la longueur du membre. Parmi les Primates l'Orang-Outan (Pongo) a la cuisse la plus courte et le pied le plus long, l'Homme a la cuisse la plus longue mais aussi le pied le plus court bien que ces deux formes aient une cuisse relativement longue par rapport à la longueur du pied. Le seul Singe comparable à l'Homme est le Gibbon qui partage avec lui une aptitude particulière à la marche bipède lorsqu'il se trouve au sol. Notons que le Gibbon se sert de ses bras comme d'un gros balancier pour marcher.

D'après LESSERTISSEUR (1973) le rapport du membre inférieur sur le membre supérieur classe l'Homme au voisinage des Primates sauteurs. Ceci est favorable à l'hypothèse selon laquelle la forme humaine est l'aboutissement d'une longue adaptation à la vie bipède terrestre (marcheur de steppe) et non le résultat d'une récente descente des arbres (Théorie de l'origine brachiatrice de l'Homme). L'adaptation au saut arboricole et à la démarche érigée se traduit métriquement par des proportions comparables des membres.

Il faut donc s'adresser à d'autres caractères anatomiques pour faire la distinction de l'Homme parmi les Primates.

L'allongement important des membres inférieurs, caractéristique des bipèdes mêmes occasionnels, facilite l'adaptation de la taille du polygone de sustentation aux nécessités de la conservation de l'équilibre (LESSERTISSEUR - 1978). Cette hypothèse, d'après LESSERTISSEUR, serait favorable au "Préhomme" de MIVART(1869), OSBORN(1927), JONES(1929), PIVETEAU (1982) plutôt qu'à "l'Homme-singe" de GREGORY(1930), VALLOIS (1955) et bien sûr DARWIN.

Cette affirmation doit être complétée par le raccourcissement du pied, l'allongement de l'avant-pied. Aussi nous pensons que l'allongement des membres élève le centre de masse du corps et favorise donc, en position unipodale, le DESEQUILIBRE. Celui-ci est compensé par une possibilité d'écartement plus importante du polygone de sustentation mais en remarquant qu'il faudrait réduire de beaucoup la longueur des membres inférieurs avant que leur possibilité d'écartement ne joue plus sur l'équilibre. En tout cas LESSERTISSEUR admet la relation entre la longueur des membres inférieurs et l'équilibration. De même BEER (1947), HOFER (1953) établissent théoriquement une relation entre la station droite et le perfectionnement du système nerveux d'équilibration.

L'équilibration est un phénomène complexe faisant intervenir de nombreuses fonctions depuis l'oreille interne, la vue, la proprioception, les réflexes, le tonus musculaire etc... Dans cet ensemble complexe il se pourrait que l'allongement des membres inférieurs soit en liaison avec à la fois l'équilibration, l'apparition de la cambrure interne (en relation avec la diminution de l'angle talo-calcaneen et la perte de la fonction préhensile) et l'allongement du tarse antérieur.

Pour se tenir en équilibre l'homme a besoin de multiples renseignements dont les yeux et le pied sont les principaux fournisseurs. Le fait de ne plus pouvoir s'agripper avec les pieds et de réduire la surface du pied par une cambrure a nécessité un affinement des proprioceptions d'origine pédestre. Ces renseignements supplémentaires sont fournis par les possibilités de torsion du pied selon l'axe de Henke. Les bipèdes temporaires ne possédant

pas un couple de torsion n'ont pas besoin de ce type d'affinement. Ils peuvent compenser le déséquilibre par un retour rapide à la position quadrupédique, ce que l'homme ne peut faire en raison du rapport membres inférieurs sur membres supérieurs et de la position en extension du genou. Ceci est corroboré par les positions déséquilibrantes où l'homme se place en flexion du genou les bras écartés en direction du sol, prêt à chercher un appui immédiat. Il se tient dans la même position que le singe, genoux fléchis.

Partant de la position érigée la chute en avant par exemple prend trop rapidement de la vitesse avant que les mains ne touchent le sol et nécessite donc une flexion rapide et inhabituelle des membres inférieurs avec réception sur les genoux qui ne sont pas à proprement parler une surface de réception idéale. Insistons sur le fait que notre hypothèse ne concerne que le rapport entre la longueur des membres et la voûture du pied dans le cadre particulier de l'équilibration.

La bipédie n'est cependant pas le propre de l'homme car beaucoup d'animaux s'y sont essayés et ont réussi (Dinausoriens, Marsupiaux etc...).

### 6-2-3- L'étude des traits spécifiques du squelette chez les hominiens fossiles

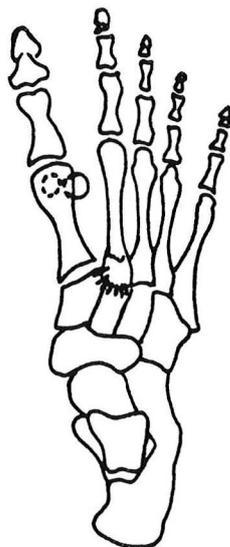
Elle permet d'aborder la question de l'origine de cette adaptation du pied humain à la station érigée et à la marche.

Dans son étude sur les hommes fossiles de la Chapelle-aux-Saints, BOULE avait insisté sur le caractère intermédiaire du pied Néanderthalien, entre celui du chimpanzé et celui de l'Européen du vingtième siècle. L'homme de Néanderthal devait se tenir et se déplacer en légère cyphose dorsale, hanches et genoux faiblement fléchis (Boule - 1952).

Ces considérations n'ont aujourd'hui qu'une valeur historique. L'étude de TARDIEU (1983) montre que les genoux fossiles remontant à moins de 500.000 ans (hommes de Cro-Magnon, hommes de Néanderthal) rassemblent les caractéristiques morphologiques et fonctionnelles du genou humain actuel.

L'interprétation de BOULE, en ce qui concerne le squelette Néanderthaliens, est aussi contestée par les conclusions de l'étude de HEIM (1982) sur les hommes de la Ferrassie que nous rapportons ici.

6-2-4- Squelette du pied Néanderthalien.



PIED ANCESTRAL

Neanderthal foot ou *Pes anticus*

Fig. 52 - Squelette de pied Néanderthalien (*Pes Anticus*)  
(d'après Kapandji - 1978)

La divergence de l'hallux a été considérée longtemps comme l'un des traits les plus représentatifs de ce pied. Aujourd'hui elle n'apparaît plus comme un élément fondamental car elle peut être mise en rapport, avec les grandes différences individuelles et raciales que l'on rencontre dans les populations actuelles (OLIVIER - 1965, PALES - 1960).

La comparaison des valeurs de l'angle déterminé par les axes des deux premiers métatarsiens en position anatomique ne permet pas de justifier une séparation avec les hommes modernes.

- . Hommes de Néanderthal      12 à 21°
- . Hommes Modernes            8,5 à 14° en moyenne (écart = 5-23°)

L'éventualité de l'existence d'une légère opposabilité du premier rayon, envisagée par TESTUD (1890) est incompatible avec les données de l'étude de l'ensemble du squelette du pied qui montre le rôle sustentateur et locomoteur de l'hallux et la présence d'une voûte.

Les dimensions et les caractères morphologiques des os du tarse Néanderthalien, qu'ils soient considérés dans leur ensemble ou pris séparément, ne s'écartent pas fondamentalement de ceux de l'homme moderne mais s'opposent dans tous les cas à la disposition rencontrée chez les Pongidés.

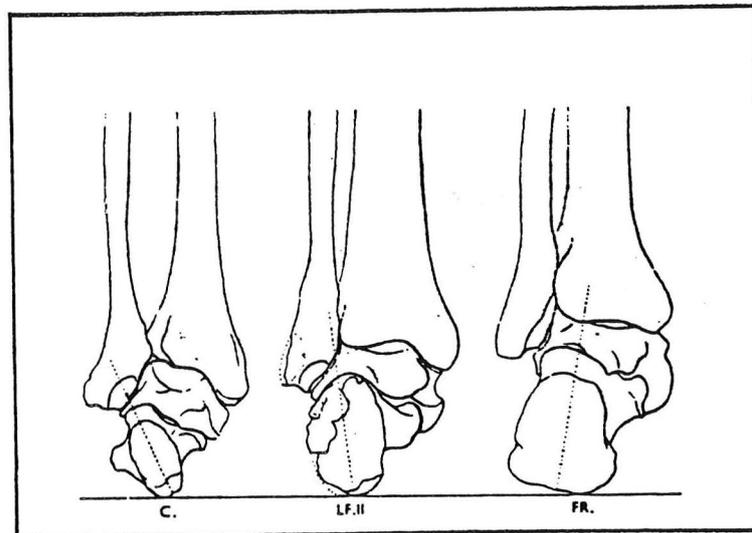


Fig. 53 - Vues postérieures de la partie inférieure de la jambe et du pied gauche d'un chimpanzé (C), d'un squelette féminin de la Ferrassie (LF.II) et d'un homme moderne (FR). (d'après BOULE - 1939)

Les grandes dimensions du talus (surtout la hauteur) et celle du calcaneus (longueur du talon) constituent des traits nettement différenciés dans la lignée des Sapiens, traduisant une adaptation à la bipédie achevée.

La longueur du tarse, rapportée à la longueur du pied se place dans les variations des populations modernes. En revanche l'indice est nettement plus élevé que celui des anthropoïdes.

L'art. talo-calcaneenne indique une déviation du tarse postérieur vers l'axe du corps comme c'est la règle générale dans l'espèce humaine. C'est là une des causes majeures de la divergence des pieds en avant. Ses surfaces articulaires ne permettent qu'une faible mobilité qui contraste avec la possibilité des pongidés et montre son adaptation à la sustentation. Certes, certains traits sont à la limite des variations étendues des hommes modernes: la direction de la trochlée du talus qui est orientée en dedans et l'écartement du talon par rapport à l'axe du pied qui est plus important.

Nous pouvons également évoquer la faible torsion de la tête du talus, la torsion du calcaneus par rapport à l'axe de la jambe qui signe une moindre hauteur de la ferme du pied. Mais, l'inclinaison du calcaneus, le faible développement du sustentaculum tali, la valeur de l'axe de déclinaison du talus, la morphologie des cunéiformes confirment l'existence d'une incurvation transversale et longitudinale de la plante du pied.

Les os du tarse sont fortement imbriqués par de larges facettes osseuses concordantes et par de puissants ligaments qui assurent la rigidité nécessaire à l'articulation de Choppart tout en permettant une certaine amplitude dans l'art. métatarso-phalangienne.

La présence de facettes articulaires supplémentaires sur la face supérieure du col du talus et le bord antérieur de l'épiphyse distale du tibia n'est pas une particularité de ce groupe (voir précédemment §-Talus).

L'allongement caractéristique du métatarse est compensé par un raccourcissement des phalanges. La formule métatarsienne correspond au pied de type marcheur ( II > III > IV > V > I ).

Cependant l'allongement du cinquième rayon le prédispose à s'écarter latéralement et donne à l'avant-pied un aspect étalé. Cette disposition constitue un fait de convergence avec les populations pratiquant la marche pieds nus en permanence. La régression du cinquième orteil pourrait avoir été, sinon provoquée, du moins favorisée par la pratique vestimentaire et le port du soulier. Ceci nous paraît peu évident car le port de la chaussure s'est fait sur un temps infime au regard de l'Évolution Humaine. Qui plus est l'homme, par sa population importante, aurait stoppé son évolution individuel au profit (ou aux dépens de l'évolution de sa société).

Le pied de l'homme de Néanderthal apparaît donc parfaitement adapté à la station verticale et à la marche bipède. Il ne porte pas le moindre vestige permettant de comprendre comment s'est faite l'adaptation du squelette à un mode de station et de locomotion qu'il a définitivement acquis (GENET-VARCIN - 1979).

6-2-5- Le squelette du pied des fossiles hominidés de la période plio-pléistocène (1 à 4 millions d'années)

Le squelette du pied intermédiaire entre celui du singe et celui de l'homme, que pensait avoir identifié BOULE, n'a toujours pas été découvert. Les restes des Australopithèques sont souvent trop endommagés pour permettre l'étude précise du squelette de la jambe et du pied. "Lucy" reste encore aujourd'hui le squelette le plus complet et le plus célèbre d'entre eux. Prénommée ainsi suite à une chanson des Beatles "Lucy in the sky" très en vogue à l'époque, ce squelette appartient à une petite créature de sexe féminin et de 1 mètre de haut environ qui vivait dans l'Afar (Afrique Orientale) il y a 2 à 2,5 millions d'années pour LEAKEY et 2,8 à 3 millions d'années pour JOHANSON (1983) qui l'a découverte en 1965. Son cerveau était comparable à celui d'un singe mais le bassin et la jambe ont un aspect très humain. L'absence de nombreuses pièces du squelette du pied ne permet pas une étude structurale précise. Mais fonctionnellement, le pied de Lucy et celui de l'homme moderne sont semblables. Ils engendrent tous les deux une foulée et une empreinte de pas modernes.

6-2-6- Les Australopithèques semblables aux hommes modernes

Ce n'est apparemment pas l'avis d'OSBORN (1927-pp.445): "entre l'Homme et les Anthropoïdes" (Australopithèques) "non seulement les mains et les pieds, mais l'être tout entier, y compris sa psychologie, nous trouvons plus de différences que de ressemblances".

Cependant à Laetoli (Tanzanie) de 1976 à 1978 des empreintes de pas, vieilles de 3,5 millions d'années, ont pu être observées sur un sol de nature volcanique. Trois pistes sont portées par deux niveau de Tuf. La

première, large d'un mètre cinquante est faite de cinq empreintes courtes, triangulaires, enfoncées au talon, larges en avant, avec la marque très nette de l'hallux. Les deux autres, parallèles, ont pu être imprimées à des époques différentes. L'une est faite de vingt deux empreintes de 18,5 \* 8,8 cm et une enjambée de 38,7 cm, l'autre est faite de douze empreintes de 21,5 \* 10 cm et une enjambée de 47 cm. "Elles sont modernes de contour, de galbe et d'appui" (COPPENS - 1985, PIVETEAU - 1982).

Certes, l'Homme se distingue par une stature et un poids de corps beaucoup plus grand que celui des Australopithèques (1,10 m environ). Mais si leurs enjambées sont plus courtes, leurs pieds ressemblent tant à celui des hommes modernes qu'ils ne permettent pas de comprendre comment ils sont devenus ainsi.

Il semble que depuis 2,5 millions d'années le squelette de la jambe et celui du pied ont conservé une position remarquablement stable. Il représente même un trait qui différencie la famille des Hominidés de celle des Primates.

Corrélié aux données concernant les autres segments et la colonne vertébrale, il permet au paléontologue (PIVETEAU - 1957, NAPIER - 1974) de montrer que parmi les diverses acquisitions qui jalonnent la montée vers la forme humaine, la bipédie est sans doute la plus ancienne. Il est presque établi aujourd'hui qu'elle précède, en particulier, l'augmentation cruciale du volume cérébral (datée de 2 à 4 millions d'années) et la fabrication des outils qui sont les critères les plus tangibles de l'évolution du psychisme.

La première bifurcation entre les Pongidés et les Hominidés, le passage d'une station semi-érigée à la station érigée, d'une locomotion quadrupède à la bipédie pourrait remonter à 7 ou 8 millions d'années.

Il reste à découvrir des pièces fossiles datées de cette période pour comprendre comment et à quelle vitesse s'est faite cette adaptation. Ces pièces permettront aussi de régler la querelle de Lucy qui se résume en ces termes :

Thomas JOHANSON, paléontologue, a découvert 13 hominidés dans le désert de l'Afar . Il les nomme "la première famille" et leur donne un âge de

4 millions d'années environ. Parmi eux, Lucy. Bien que son corps possède des caractères humains marqués, et en particulier des pieds semblables aux hommes modernes, il reste tout de même le problème de la forme simiesque en "V" de la mâchoire alors que l'homme moderne possède une mâchoire en forme de "U". Richard LEAKY, paléontologue, a découvert dans l'emplacement du lac Turkana, au Kenya, la pièce 1470 datant de 2 millions d'années. C'est "Homo Habilis", appelé ainsi à cause de son aptitude à façonner des instruments.

Les deux paléontologues s'affrontent sur les deux théories suivantes :

- le premier veut que Lucy soit un ancêtre des Australopithèques (singes antropomorphes) éteint depuis des millions d'années. Homo Habilis représenterait alors le seul ancêtre de l'Homme.

- le deuxième veut que Lucy soit le lien entre les Australopithèques et Homo Habilis et fait de cette jeune femme notre plus vieille ancêtre.

Lucy	Austr. Afarensis	:	Lucy	
!	!	:	!	
!	!	:	!	
-----		:	!	
!		:	!	
Australopithecus Africanus		:	Australopithecus Aferensis	
!		:	!	
!		:	!	
-----		:	!	
!	!	:	!	
!	!	:	!	
!	!	:	!	
Australopithèques	Homo HAbilis	:	Australopithèques	Homo HAbilis
		:		
<u>Théorie de JOHANSON</u>		:	<u>Théorie de LEAKY</u>	

Nous nous garderons bien d'intervenir à ce niveau de la querelle.

6-2-7- Conclusion sur l'adaptation du squelette du pied à la bipédie.

Une analyse morpho-fonctionnelle du pied chez les primates fait apparaître, pour le squelette de l'homme des caractéristiques morphologiques qui marquent son adaptation à la station érigée et à la marche.

Les traits pourvus d'une signification biomécanique sont exposés à partir de trois critères fondamentaux : la morphologie de l'hallux, les proportions particulières du pied humain, l'existence d'une voûte plantaire originale.

L'étude du squelette des hominidés fossiles établit l'existence d'un pied comparable par la fonction au pied de l'homme moderne pendant plus de deux millions d'années. Les variations constatées sur les squelettes en date de 500.000 ans sont en rapport avec les différences individuelles et raciales des populations actuelles. Cependant, par défaut de documents fossiles dans la période de 3 à 8 millions d'années, la paléontologie ne peut pas retracer l'histoire de l'adaptation du pied aux différents types de locomotion bipède qui se sont succédés ou cotoyés.

6-3- Adéquation de l'homme moderne à la bipédie.

Les variations de l'angle cervico-diaphysaire du fémur, le faible angle de couverture de la tête fémorale, la valgisation, la varisation ou la détorsion du col fémoral; tout cela correspond à des individus normaux.

La torsion du membre inférieur dont on ne connaît pas la limite de normalité, la colonne lombaire avec les lombalisation ou sacralisation de la cinquième vertèbre lombaire ainsi que les variations des vertèbres cervicales de C4 à C7, les variations du sacrum et enfin le pied avec de grandes variations non pathologiques (ferme, horizontalisation du calcaneus); de haut en bas l'homme ne semble pas encore adapté à la bipédie. La fréquence des problèmes vertébraux en sont presque une preuve dans la mesure où les courbures vertébrales ne semblent pas répondre aux problèmes mécaniques courants.

Le genou est l'élément qui aurait le moins de problème dans l'adaptation à la bipédie. Il possède un système de verrouillage et de déverrouillage qui semble parfait. Même son valgus ne prête pas trop à discussion puisqu'on le retrouve chez tous les bipèdes marcheurs mais il est absent chez l'oiseau qui sautille" (VIEL - 1986).

6-3-1 Remarque sur l'adéquation à la bipédie.

- Le genou du cheval est bloqué, le pied et la jambe sont petits par rapport aux os de la jambe de l'homme. Les muscles de la cuisse du cheval descendent très bas sur le tibia et il n'y a pas de muscle à la jambe mais seulement des tendons. Les muscles de la cuisse de l'homme vont beaucoup moins bas sur le tibia mais sont très développés à la jambe et au pied. L'Homme n'est donc pas adapté à la course de résistance, ni à la vitesse. Nous pouvons nous demander si la suppression d'un degré de liberté dans une articulation ne développerait pas les muscles supérieures, comme le cheval avec son système de blocage du genou.

- Le genou, avec ses degrés de liberté et surtout les rotations, pourrait alors être considéré comme instable. Le pied palierait à cette instabilité par son couple de torsion comme nous l'avons vu dans le chapitre 'torsion tibiale'. Genou stable adapté à la bipédie ou genou instable aidé par le pied ?

La question amènera sûrement une réponse en forme de compromis.

...la forme de ces corps leur est plus essentielle que leur matière, puisque celle-ci change sans cesse, tandis que l'autre se conserve et que d'ailleurs ce sont les formes qui constituent les différences des espèces, et non les combinaisons de matière, qui sont presque les mêmes dans toutes.

CUVIER (Histoire Naturelle des Etres Vivants)

## **CONCLUSION**

## 7- CONCLUSION GENERALE

Nos études sur la relation morphologique et fonctionnelle du pied avec la jambe nous ont mené dans des directions variées mais qui sont toutes en relation. Leurs buts étaient de préciser les relations qui pouvaient exister entre le pied et la jambe chez des sujets de sexe féminin.

Les rappels nous ont conduit à préciser la complexité de cet organe que représente le pied avec ses vingt-sept articulations et sa forme particulière, apanage du genre Homo.

L'étude des grandes fonctions du pied fait apparaître une première relation dans le sens où la mécanique du pied est toujours liée aux formations sus-jacentes pourvu qu'intervienne l'art. talo-crurale ou l'art. sous-talienne. L'assimilation du pied à un modèle mécanique n'est pas une chose aisée et nous en sommes réduit à le considérer théoriquement comme un couple de torsion avec, à sa face plantaire une entité, l'arc longitudinale du pied, qui répond, en charge et en statique, à la mécanique d'une ferme de charpentier. Ce modèle théorique rend bien compte, pour l'heure, de la relation entre les différents éléments constitutifs du pied. La transmission des pressions est assurée par le talus qui distribue physiologiquement plus de force en arrière sur le calcaneus qu'en avant sur les os metatarsiens.

Le m. triceps sural demeure l'élément rattaché au pied le plus important en volume et en puissance. Sa relation directe se fait par l'intermédiaire du calcaneus et nous avons montré qu'elle était de cause à effet avec le calcaneus donc avec l'ensemble du pied.

Les précisions que nous apportons sur la fonctions de la jambe et du pied, en particulier dans la station debout immobile et dans la marche, nous montrent un m. triceps sural qui n'est pas un véritable impulseur et qui n'a pas la possibilité d'élever le corps sur la pointe des pieds si celui-ci ne change pas la position de son centre de gravité.

Notre recherche bibliographique sur le m. triceps sural nous confirme dans cette hypothèse et nous montre par ailleurs l'importance qu'attribuent les auteurs à la fonction tricipitale.

Notre étude se faisant sur des sujets féminins nous ne pouvons négliger l'importance du talon postérieur de la chaussure sous le calcaneus. L'electromyographie nous conduit à des résultats complexes dans la mesure où le port de talons hauts ne répond pas toujours à une exigence mécanique mais souvent à une mode. Nous en dégageons cependant l'impression nette que le port de talons est plus souvent lié au confort qu'à la mode, tout du moins dans la tranche d'âge correspondante (30-40 ans). Il doit être considéré soit comme une orthèse externe, soit comme un esthétisme. La différence entre les deux se fait par l'interrogatoire et l'examen clinique.

Il reste cependant certain que le port de talons hauts fait varier le volume tricipital tout comme il répartit différemment les pressions au niveau de l'avant pied. Dans tous les cas une hauteur supérieure à 5cm est néfaste à court terme sur la mécanique du pied.

Ayant confirmé les variations de la jambe par rapport à un pied surélevé postérieurement il fallait définir la relation du triceps avec le pied non surélevé. Cette relation doit nécessairement passer par le calcaneus et nous choisissons de regarder les variations du mollet et du pied avec les paramètres du calcaneus.

Nous en déduisons une relation entre les mensurations du pied et la stature ainsi qu'entre l'angle du calcaneus avec l'horizontale et les autres mensurations. La longueur du calcaneus n'est pas ou peu corrélée avec les autres paramètres et son rôle dans le bras de levier du pied intervient peu dans la physiologie normale d'un membre inférieur (par normal nous excluons la pathologie, bien sûr, mais aussi le sport à haut niveau d'entraînement).

Il fallait chercher dans la physiologie du triceps un autre mode d'action permettant de lier la puissance tricipitale et le pied sans passer totalement par le bras de levier calcaneen. C'est ce que nous avons fait dans notre hypothèse sur le fonctionnement du m. triceps sural en montrant le rôle des formations élastiques tricipitales lié à l'élasticité des formations plantaires. Le m. triceps sural ne peut mettre le pied sur la seule tête des métatarsae sans que, au préalable, le corps ne se soit penché en avant. Le triceps pousse alors le calcaneus vers l'avant et ne le tire pas vers le haut mais ouvre l'angle entre la jambe et le pied en le

régulant de façon à ce que la verticale de gravité tombe toujours sur la tête des os metatarsiens.

Le pied, dans ces conditions, ne fonctionnent pas comme un levier.

Le réglage de cet angle se fait, mécaniquement, avec moins de force que dans la physiologie ancienne du m. triceps sural tractant vers le haut le calcanéus. D'où une réserve de puissance pour le m. triceps sural qui n'utilise sa contraction musculaire que dans des mouvements tendant à fermer en force cet angle. La montée des escaliers sur l'avant-pied par exemple ou la réception d'un saut. A l'inverse la marche ne nécessite que très peu d'effort de la part du m. triceps sural d'où la possibilité de marcher sans lui avec la seule suppléance d'une augmentation de force des autres fléchisseurs.

C'est donc une hypothèse mettant en relation la ferme, le couple de torsion du pied, le triceps et avec lui les mensurations anthropomorphologiques du mollet.

Une expérimentation cinématographique sur la marche nous confirme ce rôle et nous permet de découvrir que, dans la marche, le retour d'élasticité de la ferme plantaire précède, chronologiquement, celui du m. triceps sural et les fait agir en série pour une meilleure efficacité répondant au besoin naturel de l'organisme d'un maximum de travail pour un minimum de dépense énergétique.

La ferme du pied est en tension permanente sous le poids du corps. Elle est, en charge à l'état de flambage ou flambement ce qui lui permet d'emmagasiner ou de restituer de l'énergie par l'intermédiaire du couple de torsion.

L'élasticité de la ferme plantaire est d'ue en partie à sa forme et nous avons retrouvé cette notion dans les empreintes plantaires qui, outre leur traduction clinique, sont, en anthropologie et en paléontologie, un repère efficace. Les empreintes que nous relevons sur 110 femmes française nous ont confirmé la présence d'un "pied creux du premier degré de l'Européen" et nous ont permis de noter l'absence de pieds plats "podoscopiques" sur cet échantillon pourtant pris au hasard.

Si cette empreinte est liée à la forme de la voussure du pied elle l'est aussi, conséquence indirecte, avec la forme du mollet.

Tout naturellement nous cherchons si cette relation se retrouve dans la bipédie ou plutôt dans la station érigée qui est réellement le propre de l'Homme. Les études bibliographiques nous montrent qu'à l'heure actuelle le pied humain n'apparaît pas comme plus évolué que le pied du singe. Il serait spécialisé en fonction d'une autre destinée. Par ailleurs aussi loin que nous remontions dans la filière de l'Homme il n'apparaît pas que la forme du pied ait subi depuis cinq millions d'années une modification notable, tout du moins se retrouvant dans l'empreinte plantaire.

Considérant ce facteur d'évolution, nous aidant de la mécanique vu précédemment et nous appuyant enfin sur des travaux d'anatomie comparée relatifs à la longueur des membres inférieurs et des membres supérieurs, nous émettons l'hypothèse de l'apparition de la ferme du pied liée au redressement de l'Homme et à l'équilibration. Le facteur qui lie la ferme du pied et le passage d'une position quadrupédique à une position érigée serait l'augmentation de longueur des membres inférieurs par rapport aux membres supérieurs d'où le besoin d'une équilibration plus affinée répondant aux exigences de la surélévation du centre de gravité et interdisant par là même un retour trop fréquent à la position quadrupédique. Cette affinement de l'équilibration se ferait au niveau central, bien sûr, mais aussi dans une proprioception plus grande du pied permise par la ferme et son couple de torsion. Cette modeste hypothèse trouvera ou non son démenti, comme beaucoup d'autres, avec la découverte de fossiles dans la lignée de l'homme et montrant la formation de la ferme du pied.

La chaussure enferme le pied et joue un rôle certain. Elle diminue la largeur du pied en jouant sur sa viscoélasticité et ne permet pas un fonctionnement correct de la ferme du pied. De même dans la marche le temps de l'appui talonnier est diminué comme la phase sur les orteils. Par contre la phase pied à plat est augmentée. Ceci est d'autant plus vrai que la chaussure est plus rigide. Le port de chaussure à talon haut est néfaste chez la femme normale mais le talon peut être bénéfique dans certain cas parmi lesquels des troubles de la ferme du pied ou une rétraction du m. triceps sural.

Un pied normal revêtu d'une chaussure courante conduit donc à une marche non physiologique mais non pathologique.

La relation entre la morphologie et la fonction du pied et de la jambe est donc indéniable mais avec des variations physiologiques importantes suivant le sexe, l'ethnie, l'âge, le poids etc...

La compréhension d'une région du corps ne peut plus être l'apanage d'une seule science mais un travail d'équipe mêlant l'ingénieur, le médecin, l'électronicien, l'anthropologue. C'est dans ce sens que nous poursuivons actuellement des travaux qui devraient nous permettre d'affiner un peu plus la compréhension de la relation entre ces merveilleuses architectures de soutien, d'équilibration, de réception, de saut..., que sont la jambe et le pied.

---

---

**REFERENCES**  
**BIBLIOGRAPHIQUES**

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- ADELE M.F. 1982  
Contribution à l'analyse structurale du triceps surae.  
Mém. E.C.K. Bois-Larris, Lamorlaye
- ANNONIER C. 1974  
Interprétation radiologique de la morphologie et de la statique du pied normal.  
Kinésithèr. Sc., 119(252):25-34
- ARIENTI A. 1948  
Analyse oscillographique de la marche chez l'homme.  
Acta Physiotherap. Rheum. Belg., 3, 190-192
- ARSENAULT A.B., CHAPMAN A.E. 1974  
An electromyographic investigation of the individual recruitment of the quadriceps muscles during isometric contact of the knee extensors in  
Physiother. Can., 26:253-261
- ASMUNSEN E. 1952  
Positive and negative work.  
Acta Physiol. Scand., 28:365-382
- ASMUNSEN E., BONDE-PETERSEN F., JORGENSEN K. 1976  
Mechano-Elastic properties of human muscles at different temperatures.  
Acta Physiol. Scand., 96:83-93
- AYOUB M.A., RAMSEY J.D. 1970  
Astereometric system for measuring human motion.  
Human Factors, 12(6):523-535
- BARATE P. 1984  
Le couple de torsion du pied.  
Mém. A.E.U. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- BARCSAY J. 1973  
Anatomie artistique.  
Ed. Jacques FREAL, Paris
- BARNETT C.H. 1954  
Squatting facets on the european talus.  
J. Anat. Gr. Br., 88:509-513
- BARNETT C.H., NAPIER J.R. 1953  
Rotatory mobility of the fibula in Eutherian mammals.  
Journ. Anat., Cambridge, 87, 1:11-21
- BARNETT C.H., NAPIER J.R. 1952  
The axis of rotation at the ankle joint in man: its influence upon talus and the mobility of fibula.  
J. Anat., 86:1-9
- BARON J.B. 1982  
Statokinésimétrie. Etude de la posture verticale humaine.  
Ann. Kinésithèr., 9/9:377-388
- BARONE R. 1972  
Pied et hominisation.  
in L'évolution biologique et l'antichaos.  
Ed. Universitaires, Paris:143-1522
- BASMAJIAN J.V. 1977  
Anatomie.  
Ed. Maloine : 76-79 et 114-120
- BASMAJIAN J.V. 1978  
Muscles alive. Their functions revealed by electromyography.  
Ed. William et Wilkins, Baltimore, 4<sup>em</sup> éd.
- BASMAJIAN J.V., BENTSON J.W. 1954  
An electromyographic study of certain muscles of the leg and foot in the standing position.  
Surg. Gyn. Obst., 98:662-666

- BASMAJIAN J.V., STECKO I. 1963  
The role of the muscle in the arche of the foot.  
J. Bone Jt. Surg.,45/6:1184
- BASSEY E.J., DAVIES C.T.M., KIRBY C. 1983  
The relation between daily walking activity and maximal isometric force of  
triceps surae in male and female elderly subjects.  
J. Physiol.,334,0:35P-36P
- BATES B.T., JAMES S.L., OSTERING L.R., SAWHILL J.A. 1980  
Design of running shoes.  
International Conference on Medical Devices and Sports Equipment
- BATES B.T., OSTERING L.R., MASON B.R. 1979  
Functional variability during of the lower extremity during the support  
phase of runing.  
Med. Sci.Sports,11:328-311
- BATES B.T., OSTERING L.R., SAWHILL J.A. 1983  
An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the  
evaluation of running shoes using ground reaction force data.  
J. Biomechanics,16,3:181-191
- BELLUGUE P. 1963  
Introduction à l'étude de la forme humaine. Anatomie et mécanique.  
Ed. Maloine, Paris
- BERARD J.P. 1985  
Considérations sur le pied.  
T.A.P. du GREBC, Fac. Méd., Lab. Anat., Lyon
- BERARDI G.C., CHIAPPARA P. 1964  
Considérations sur le pied plat statique.  
Concours Méd.,17,10:5757-5760
- BERTHE A. 1980  
L'adaptation transversale du pied.  
Ann. Kinésithèr.,7/1-2:3-8
- BETTS R.P., DUCKWORTH T. 1978  
A device for measuring plantar pressures under the sole of the foot.  
Engng. Med.,7:223-228
- BING J.H., WATTS N. 1962  
Effects of cooling on the triceps surae reflex.  
Am. J. Phys. Med., 42:240-251
- BISSCHOP (de) G. 1978  
Exploration neuro-musculaire du pied : intérêt des examens  
électromyographiques et neuronographiques.  
Médit. Méd., Oct.,6,170,9-16
- BLACK D. 1925  
The human skeletal remains from the Sha Kuo T'un cave deposit in comparison  
with those from Yang Shao Tsun and with recent North China skeletal  
material.  
Paleontologia Sinica,I,3:12-38
- BLANC Y. 1985  
Analyse electromyographique et cinésiologique de la marche.  
Kinésithèr. Sc.,235:5-17
- BLANC Y., PIUZ M. 1984  
Influence de la position du pied sur les contractions évoquées des muscles  
moteurs du genou.  
Ann. Kinésithèr.,11,5:197-204
- BLANC Y., VADI P. 1981  
An inexpensive but durable foot-switch for telemetered locomotion studies.  
Biotelemetry Patient Monitg,8:240-245

- BONJEAN M., FINE M.C. 1985  
Contribution à l'étude des relations entre la circonférence du mollet et les  
mesurations du pied. L'importance du pli cutané.  
Mém. C.E.S. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- BONNEL F., CESANO M., CLAUSTRE J., SIMON L. 1982  
Etude biomécanique et classification des traumatismes de l'articulation de  
Lisfranc.  
Cinésiol., 21/4:285-290
- BONNEL F., CONSTANS J.P., CLAUSTRE J., SIMON L. 1983  
Anatomie et biomécanique des nerfs plantaires.  
Cinésiol., 88:78-81
- BONTEMPS F., GENOT C., PLAS F., VIEL E. 1980  
Creusement de la voûte plantaire lors de la dorsi-flexion active du gros  
orteil.  
Ann. Kinésithèr., 7:61-68
- BOSCO C., VIITASALO T.J. 1982  
Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps.  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 22:549-562
- BOUCHET A., CUILLERET S. 1978  
Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle. Le membre inférieur.  
Jambe, cou-de-pied et pied.  
Ed. Simep., Villeurbanne.
- BOUISSET S., PINEAU H., VASSAL P. 1964  
Recherches anthropométriques sur le jeune adulte français.  
Biotypol., 20:176-182
- BOULE M. 1939  
Les hommes fossiles: essai de paléontologie humaine.  
Ed. Masson, Paris
- BOULE M., VALLOIS M.U. 1952  
Les hommes fossiles: essai de paléontologie humaine.  
Ed. Masson, Paris, 4<sup>em</sup> éd.
- BRANDELL B.R. 1977  
Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion.  
Am. J. Phys. Med., 56:59-74
- BRASK B., LUEKE R.H., SORDERBERG G.L. 1984  
EMG analysis of selected muscles during the lateral set-up exercise.  
Phys. Ther., 64,3:324-329
- BRAUN S. 1981  
Pied normal et méthode d'exploration du pied.  
Ed. Masson, Paris
- BRIZON, CASTAING J. 1972  
Anatomie du pied et de la jambe.  
Ed. Vigot, Paris
- CAILLET R. J. 1976  
Le pied.  
Ed. Masson, Paris
- CAMPBELL K.M., BIGGS N.L., BLANTON P.L., LEHR R.P. 1973  
Electromyographic investigation of the relative activity among a four  
components of the triceps surae.  
Am. J. Phys. Med., 52,1:30-41
- CAPPOZZO A., LEO T., PEDOTTI A. 1975  
A general computing method for the analysis of human locomotion.  
J. Biomechanics, 8:307-320
- CARLET M.G. 1872  
Essai expérimental sur la locomotion humaine.  
Ann. Sci. Nat., 16,1-92

- CARLSOO S. 1962  
A method for study walking on different surfaces.  
Ergonomics,5:271-274
- CARPENTIER A., WELKAMP H. 1984  
La lutte contre la rétraction du triceps sural par la posture de nuit.  
J. Réadapt.Méd.,4,1:15-17
- CARRET J.P. et Coll. 1980  
Moyens d'étude radiologique des troubles statiques du pied.  
Lyon Chir.,76,1:38-40
- CASTAING J., DELPLACE J., LE ROY J.D. 1970  
Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur. La cheville  
Ed. E.P.R.I.,Médicorama,Paris
- CAVAGNA G.A., SAIBENE F.P., MARGARIA R. 1963  
External work in walking.  
J. Appl. Physiol.,18:1-19
- CAVANAGH P.R., LAFORTUNE M.A. 1980  
Ground reaction forces in distance running.  
J. Biomechanics,13:397-406
- CAVANAGH P.R., MICHİYOSHI A.E. 1975  
A technique for the display of pressure distributions beneath the foot.  
J. Biomechanics,13:69-75
- CHATELANAT M. 1982  
Etude chronométrique du déroulement du pas chez le sujet sain.  
Mém. E.C.K. Bois-Larris,Lamorlaye
- CHAZAL J., GUILLOT M., AMRANE M. et Al. 1982  
Etude biomécanique du talus  
Bull. Soc. Anat.,Paris,7:9-15
- CHEVILLOT P.D., FINE M.C. 1985  
Chaussures à talons (Activité du triceps sural et implications fonctionnelles).  
Mém. C.E.S. Biomécanique, Fac. Méd.,Lyon
- CHIPPAUX C. 1945  
Triceps sural et mollet chez le noir africain.  
Bull. Mem. Soc. Anthr. Paris, 6,10,228-238
- CHOPINEAUX B. 1974  
Etude de l'articulation tibio-tarsienne chez les populations du "Mésolithique".  
Bull. Mém. Soc. Anthropol., Paris,1,13:483-499
- CHOPINEAUX B. 1971  
Etude comparative de l'extrémité distale de l'articulation tibio-tarsienne (astragale et calcaneum) chez les populations du mésolithique.  
Thèse Doc. 3<sup>em</sup> cycle, Sciences Naturelles,Paris
- CLAUSTRE J., SIMON L. 1981  
Pied normal et méthode d'explorations du pied.  
Ed. Masson, Paris
- COLIEL R. 1956  
Etude radiologique du pied.  
Encycl. Méd. Chir.,Electro. Radio.:30400 A 10
- CONNAIL M., BASMAJIAN J.V. 1969  
Muscles and movements.  
Ed. Baltimore:257-263
- COPPENS Yves 1980  
L'origine du genre Homo.  
in Les processus de l'hominisation.  
Colloque Intern. CNRS,Paris,Ed. Ferenbach:599:16-20

- COPPENS Yves 1985  
Le Singe, l'Afrique et l'Homme.  
Ed. Fayard, Le Temps des Sciences.
- CRELIN E.S. 1983  
The development of the human foot as a resume of its evolution.  
Foot and Ankle,3:305-321
- DANIELS E., WORTHINGAM 1948  
Bilans articulaires et musculaires.  
Ed. Baltimore
- DAVID R. 1981  
Le talon de chaussage. (Historique et Physiopathogénie)  
Mém. D.U.A.H.M., Nancy
- DELHEZ L., EVRARD P., LOVERIUS J.P., PETIT J.M. 1974  
Modalities of integrated electrical activity of locomotor muscles in  
different energetic stages of walking and running on a treadmill.  
Trav.Hum., 37,2:326-327
- DENIS A. 1974  
Pied plat valgus statique.  
Encycl. Méd. Chir.,App.Locom. 6:730F10
- DIETZ V., NOTH J. 1978  
Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements.  
J. Phys.,London, 84:180-181
- DIETZ V., QUINTERN J., BERGER W. 1981  
Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity:evidence  
that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia.  
Brain Res.,104,3:431-449
- DINET C., FINE M.C. 1985  
Etude cinématographique de la variation des angles de la cheville et du pied  
lors de la phase d'appui et selon différents types de marche.  
Mém. A.E.U. Biomécanique,Fac. Méd.,Lyon
- DOLTO B.J. 1980  
Masso-kinésithérapie podale.  
J. Méd. Phys. Rééduc.,S1,2967:93-95
- DONCKER (de) E. 1981  
Biomécanique du pied.  
Ann. Kinésithèr.,8/7:393-394
- DONCKER (de) E. 1981  
Traitement orthotique.  
Ann. Kinésithèr.,8/7:461-465
- DONCKER (de) E., KOWALSKI C. 1970  
Le pied normal et pathologique.  
Acta Orthop. Belg., 36:377-560
- DONCKER (de) E., KOWALSKI C. 1979  
Cinésiologie et rééducation du pied.  
Ed. Masson,Paris,2eme éd.
- DONCKER(de) E. 1964  
Anatomie,physiologie et cinésiologie des articulations de Lisfranc.  
Kinésithèr. Sc.,119(252):17-23
- DRAGANICH L.F., ANDRIACCHI T.P., STRONGWATER A.M. 1980  
Electronic measurement of instantaneous foot-floor contact patterns during  
gait.  
J. Biomechanics,13:875-880
- DUBOIS J.Ph., DURAFORG M.Ph. 1972  
Physiologie et rééducation fonctionnelle du pied.  
Ed. Masson,Paris

- DUCHENNE DE BOULOGNE G.B. 1867  
Physiologie des mouvements.  
Ed. Baillière et Fils, Paris
- DUCROQUET R. 1919  
La marche.  
Ed. Masson, Paris
- DUCROQUET R., DUCROQUET J., DUCROQUET P. 1965  
La marche et les boiteries.  
Ed. Masson, Paris
- DUDAY H., BONNEL F. 1981  
Anatomie comparée du pied.  
In Pied normal et méthodes d'exploration du pied. Claustre et Simon.  
Ed. Masson, Paris
- DUDAY H., PERUCHON E. 1985  
La marche humaine.  
Histoire et Archéologie, 10, 01
- DUFOUR M. 1983  
Etude statistique de la mobilité des premier et cinquième rayons du pied.  
Ann. Kinésithér., 10, 4:105-112
- DUMONTIER P., DELAGOUTTE J.P., ROBIN E. 1983  
Etude anatomique des axes des articulations sous-astragaliennes antérieures  
et postérieures.  
Cinésiol., 88:94-96
- DUMOULIN J., CLAUSES I., BISSCHOP (de) G. 1979  
L'exploration neuro-musculaire du pied par l'électromyographie.  
Bull. Soc. Hop., 30, 2:65-71
- DUYSENS J., PEARSON K.G. 1980  
Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in  
walking cat.  
Brain Res., 187, 2:321-332
- EBERHART H.D., INMAN V.T., BRESLER B. 1954  
The principal elements in human locomotion. In human limbs and their  
substitutes.  
Ed. Klopsteg & Wilson, New-York
- ELFTMAN H. 1960  
The transversal metatarsal joint and its control.  
Clin. Orthop., 16:41
- ELFTMAN H. 1934  
A cinematic study of the distribution of the pressure in the human foot.  
Engng. Med., 7:223-228
- ELLIOTT B.C., BLANKSBY B.A. 1980  
The synchronization of muscle activity and body segment movements during a  
running cycle.  
Med. Sci. Sports, 11, 4:322-327
- FABRE-AUBRESPY L. 1980  
Anatomie fonctionnelle des muscles fléchisseurs de l'articulation  
métatarso-phalangienne du gros orteil.  
Mém. C.E.S. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- FALKEL J. 1978  
Plantar flexor strength testing using the cybex isokinetic dynamometer.  
Phys. Ther., 58, 7:847-850
- FAURE C. 1981  
Le squelette de l'avant pied.  
Anatomia Clinica, 3, 1:59-65
- FELICES (de)  
Recherche sur l'anthropologie des françaises.  
Ed. Masson, Paris

- FEREMBACH D. 1962  
La nécropole épipaléolithique de Taforalt.  
Ed. CNRS, Paris
- FERRET J.L. 1986  
La chaussure du sportif.  
Communication. 7<sup>em</sup> Rencontre de Rééducation Grenobloise
- FESSY M. 1981  
Etude cinématique de l'articulation tibio-tarsienne  
Mém. C.E.S. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- FINE M.C. 1984  
Relations entre le tour du mollet et les mensurations du pied. (Etude anthropométrique et radiologique in vivo sur 50 femmes françaises).  
Mém. D.E.S. Sciences Naturelles, Université Claude Bernard, Lyon
- FISCHER L.P., GONON G.P., CARRET J.P., DIMNET J. 1978  
Eléments de biomécanique, cinématique, analyse d'un mouvement plan.  
Biomécanique Articulaire Tome I, 2<sup>eme</sup> éd., ACEML Ed.
- FLOYD W.F., SILVER P.H.S. 1950  
Electromyography study of patterns of activity of the anterior abdominal wall muscles in man.  
J. Anat., 84:132-145
- GAUNEL C. 1980  
Les talons.  
Communication. Société Française de Médecine et de Chirurgie du pied, Nancy
- GAUTHIER G. 1977  
Troubles biomécaniques du pied plat.  
Revue Chir. Orth.; 63
- GENET-VARCIN E. 1979  
Les hommes fossiles. Découvertes et travaux depuis 10 ans.  
Soc. Nouvelle des Ed. Boubée, Paris, 408 p.
- GIANNESTRAS N.J. 1973  
Foot disorders. Medical and surgical management.  
Ed. Lea et Febiger, 2<sup>em</sup> éd., Philadelphia:3-57
- GIRAUDET G. 1976  
Biomécanique humaine appliquée à la rééducation.  
Monographie E.C.K. Bois-Larris, Ed. Masson
- GONON G.P. 1986  
Considérations sur l'adéquation du pied.  
(non publié)  
T.A.P. du GREBC, Faculté de Méd., Lab. Anat., Lyon
- GORDON D., ROBERTSON E., WINTER A.D. 1980  
Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking.  
J. Biomechanics, 13:845-854
- GORDON J., GHEZ C. 1984  
EMG patterns in antagonists muscles during isometric contraction in man : relation to response dynamics.  
Experimental Brain Research, 0014-4819, DEU, 55, 1:167-171
- GRANIT R. 1958  
Neuromuscular interaction in postural tone of the cat's isometric soleus muscle.  
J. Phys., 143:387-402
- GRAVEL D. 1982  
L'influence des efforts de la cheville sur les muscles extenseurs du genou : une étude préliminaire.  
Physiother. Can., 34, 4:191-195

- GRAY E.G., BASMAJIAN J.V. 1968  
Electromyography and cinematography of leg and foot ("Normal" and flat)  
during walking.  
Anat. Rec.,161:1-16
- GRAY H 1973  
Gray's Anatomy.  
Ed. Warwick & Williams,Longman
- GREGORY W.K. 1930  
The origin of Man from a brachiating anthropoid stock.  
Science,71:645-650
- GRIEVE D.W., GEAR R. 1966  
The relationships between length of stride, step frequency, time of  
swing and speed of walking for children and adults.  
Ergonomics,5:379-399
- GRUNDY M., TOSH P.A., LEISH R.D., SMIDT L. 1975  
An investigation of the centers of pressure under the foot while walking.  
J. Bone Jt. Surg.,57-B/1:98-103
- GUILLOT M. et Coll. 1981  
Etude anatomique et systématisation des veines du pied.  
Bull. Assoc. Anat.,63, 183:425-433
- GUILLOT M., CHAZAL J., SCHEYE, AMRANE M. et Al. 1984  
Couple talo-calcaneen. Mythe ou réalité ?  
Bull. Assoc. Anat.,68,201:173-188
- GUILLOT N., FOURNIER J., CHAZAL et Al. 1981  
Etude du talus et du calcaneus par microdureté, pénétrométrie et  
compression.  
Bull. Assoc. Anat.,65,191,411-424
- GUNTZ M. 1975  
Nomenclature anatomique illustrée.  
Ed. Masson,Paris
- HALAR E.M., STOLOV W.C., VENKATESH B., BROZOVICH F.V. 1977  
Gastrocnemius muscle belly and tendon length in stroke patients and  
able-bodied persons.  
Arch. Phys. Med. Rehabil.,59:476-484
- HALLISKY J.E. 1930  
The muscular variation in the human foot. A quantitative study.  
Am. J. Anat.,45:411-422
- HARPER F.C., WARLOW W.J., CLARKE B.L. 1961  
The forces applied to the floor by the foot in walking.  
Nat.Bu. Studies Res. Paper 32, Her Majesty's Stationery Office
- HAY R., LEAKEY M. 1982  
Les empreintes de pas fossiles de Laetoli.  
Pour la Science, Avril:28-37
- HEIM J.L. 1982  
Les hommes fossiles de la Ferrassie. Les squelettes adultes, squelettes des  
membres. Les os du pied (ossa pedis)  
Arch. Inst. Paléont. Hum.,Paris,38,12:157-224
- Mc HENRY M. 1975  
Fossils and the Mosaic Nature of Human Evolution.  
Science,190,4213:425-431
- HERMAN R., BRAGIN S.J. 1967  
Function of gastrocnemius and soleus muscles.  
J. Am. Phys. Ther. Assoc.,47:105-113
- HERTZBERG H.T.E. et Al. 1954  
Anthropometry of flying personnel.  
Air Force. Wright Air Development Center. Technical Report :52-321

- HICKS J.H. 1955  
The foot as a support.  
Acta Anatomica.
- HICKS J.H. 1953  
The mechanics of the foot: I: The joint.  
J. Anat.,87:345-357
- HIRSCHBERG G.G., NATHANSON M. 1952  
Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic  
gaits.  
Arch. Phys. Méd.,33:217-225
- HOF A.L., GEELEN B.A., VAN DEN BERG J.W. 1983  
Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series  
elasticity.  
J. Biomechanics,16,7:523-537
- HOF A.L., VAN DEN BERG J.W. 1981  
E.M.G. to force processing II estimation of model parameters for the human  
triceps surae muscle and assesment of the accuracy by means of a torque  
plate.  
J. Biomechanics,14,11:759-784
- HOLDEN T.S., MUNCEY R.W. 1953  
Pressures on the human foot during walking.  
Aust.J.Appl.Sci.,4:405-417
- HONNART F. 1974  
Anatomie et physiologie de l'avant-pied.  
Ed. Masson,Paris
- HOUTZ S.J., FISCHER F.J. 1961  
Function of the leg muscles acting on foot as modified by body movements  
ankle  
J. Appl. Physiol.,16:597-605
- HOUTZ S.J., FISCHER F.J. 1958  
An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a  
stationary bicycle.  
J. Bone Jt. Surg.,41-A:123-131
- HOUTZ S.J., WALSH F.P. 1959  
Electromyographic analysis of the function of the muscles acting on the  
ankle during weight bearing with special reference to the triceps surae.  
J. Bone Jt. Surg.,41-17:1469-1481, Dec.
- HUET DE LA TOUR E., TARDIEU C., TABARY J.C., TABARY C. 1979  
Decrease of muscle extensibility and reduction of sarcomere number in soleus  
muscle following a local injection of tetanus toxine.  
J. Neurol. Sci., 40:123-131
- HUTTON W.C., DRABBLE G.E. 1972  
An apparatus to give the distribution of vertical load under the foot.  
Rheum. Phys. Med.,11:313-317
- INMAN H.D. 1976  
The joint of the ankle.  
Ed. William et Wilkins,Baltimore,3-10
- INMAN V.T., SAUNDERS M., EBEHART H.D. 1953  
The major determinants in normal and pathological gait.  
J. Bone Jt. Surg.,35-A:543-558
- JACOBI H.M., KROTT H.M. 1974  
Examen électromyographique réflexe des muscles plantaires. Trois composante  
de l'onde F.  
Arch. Psychiatr. Nervenkr.,219,4:313-322
- JAMES S.L., BATES B.T., OSTERING L.R. 1978  
Injuries of runners.  
Am.J.Sports Med.,6:40-50

- JOHANSON D., MAITLAND E. 1983  
Lucy.  
Ed. Laffont, Paris
- JOHNSON D.J., MOORE S., MOORE J., OLIVER R.A. 1979  
Effect of cold submersion on intramuscular temperature of the  
gastrocnemius muscle.  
Phys. Ther., 59, 10:1238-1242
- JONES F.W. 1929  
Man's place among the Mammals.  
Ed. Arnold, Londres
- JOSEPH J. 1960  
Man's posture. Electromyographic studies.  
Ed. Charles C. Thomas, Springfield
- JOSEPH J., NIGHTINGALE A. 1956  
Electromyography of muscles of posture: leg and thigh muscles in women,  
including the effects of the high heels.  
J. Phys., 132:465-468
- JOUBLIN B., BENSACHEL H. 1980  
Utilisation clinique d'un récepteur de pressions calibrées pour l'appui  
plantaire.  
Ann. Kinésithér., 7:25-33, 39-41
- KAHLE W., LEONHARDT H., PLATZER W. 1978  
Anatomie. Appareil locomoteur.  
Ed. Flammarion
- KAPANDJI I.A. 1978  
Physiologie articulaire. Tome II. Membre Inférieur.  
Ed. Maloine, Paris
- KATOH Y. 1983  
Biomechanical analysis of the foot function during gait and clinical  
applications.  
Clin. Orthop., 177:23-33
- KAUFMANN H. 1941  
Recherches de morphologie humaine comparative: le squelette du pied chez les  
Boschimans, les Hottentots et les Griquas.  
Thèse, Genève
- KENDALL H.O., KENDALL F.P., WADSWORTH G.E. 1974  
Les muscles, bilan et étude fonctionnelle.  
Ed. Maloine, Paris
- KNOWLER C.J. 1978  
Negative heel shoes  
J.A.P.A., 68, 4:256-263
- KOWALSKI A. 1981  
Pathogénie des déformations du pied.  
Ann. Kinésithér., 8:395-407
- KOZLOV A.I. 1983  
Evolutional aspects of changes in the configuration of the foot.  
Arkhiv Anatomii, Gistologii i Embriologii, 85, 7:78-82
- LAPIDUS 1963  
Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joints  
Clin. Orthop., 30:20-34
- LEAKEY M.D., HAY R.L. 1979  
Pliocene footprints in the Laetoli Beds at Laetoli, northern Tanzania.  
Nature, 278:317-323
- LECOEUR P. 1977  
Etude des muscles plantaires.  
Revue Chir. Orth.; 63:734

- LEDOS M. 1956  
Architecture et géométrie du pied.  
Edité par l'auteur, Paris.
- LEDUC A., LEVRAY P. 1978  
Application de la photo-élastopodométrie à l'étude de la répartition des pressions sur l'avant pied lors de l'élévation du talon.  
Ann. Kinésithér., 5
- LEDUC A., REYNS I., LIEGEOIS E., LEVRAY P.H. 1980  
The repartition of pressures within the forefoot.  
Acta Orthop. Belg., 46,5:566-571
- LEDUC A., REYNSI I., DEMAREE G., WELLENS L. 1981  
De la photoélastopodométrie statique à l'examen tridimensionnel de l'image dynamique obtenue à partir du Foot-Print  
Ann. Kinésithér., 8/7:409-417
- LELIEVRE J. 1971  
Pathologie du pied.  
Ed. Masson, Paris, 4<sup>em</sup> éd.
- LEROI GOURHAN A. 1964  
Le geste et la parole.  
Technique de langage  
Ed. Albin Michel, Paris
- LESSERTISSEUR J. 1970  
Les proportions du membre postérieur de l'homme comparées à celle des autres primates. Leur signification dans l'adaptation à la bipédie érigée.  
Bull. Mem. Soc. Anthr. Paris, 6,12:227-211
- LESSERTISSEUR J. 1968  
Du bipède animal au bipède humain.  
Bull. Soc. Zool. France, 93:505-534
- LESSERTISSEUR J., JOUFFROY F.K. 1978  
Proportions longitudinales du pied humain comparées à celle des autres pieds des primates.  
Bull. Mem. Soc. Anthr. Paris:201-215
- LESSERTISSEUR J., JOUFFROY F.K. 1973  
Tendance locomotrice des primates traduites par les proportions du pied.  
L'adaptation à la bipédie.  
Folia. Primatol., 20:125-160
- LEVAME J.P., DUBOIS J.H. 1966  
Anatomie descriptive du pied humain.  
Ed. Maloine, Paris
- LEVAME J.P., DURAFORG M.Ph. 1975  
Appréciation des pressions plantaires par le podogramme.  
Kinésithér. Sc., 121
- LEVAME J.P., KINIFFO H.V. 1970  
Articulation métatarso-phalangienne du gros orteil.  
Cah. Réédu. Réadapt. Fonct., Nov., 5:273-275
- LEVY R. 1963  
The relative importance of the gastrocnemius and soleus muscles in the ankle jerk of man.  
J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 26:148-150
- LOZACH P., CONARD J.P., DELARUE P., LE SAOUT J. 1982  
Une observation de soléaire accessoire.  
Revue Chir. Orth., 2,68:391-393
- MANN R., HAGY J., WHITE V., LIDELL D. 1979  
The initiation of gait.  
J. Bone Jt. Surg., 61-A,232-239
- MANN R., INMAN V.T. 1964  
Phasic activity of intrinsic muscles of the foot.  
J. Bone Jt. Surg., 66-A:469-481

- MANOUVRIER L. 1893  
Détermination de la taille d'après les grands os des membres.  
Mém. Soc. Anthr. Paris, 2ème série:347-402
- MARECHAL V.J. 1982  
Etude cinématique de la première articulation métatarso-phalangienne.  
Mém. A.E.U. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- MARIANI G., PATELLA V. 1977  
Valluazione statistica dei parametri articolari della tibio-tarsica.  
Chir. Organ., Nov., 63, 4:33-340
- MEARY M. 1969  
Symposium sur le pied plat.  
Ann. Orthop., 7:55-71
- MEIN 1986  
Considérations sur l'évolution du pied.  
(non publié)  
T.A.P. du GREBC, Faculté de Méd., Lab. Anat., Lyon
- MICHON D., FINE M.C. 1985  
L'adaptation squelettique du pied humain à la station érigée et à la marche.  
Mém. A.E.U. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- MIVART St.G. 1869  
On the appendicular skeleton of the Primates.  
Phil. Trans. Roy. Soc. London, 157 : 299-429
- MORTON D.J. 1952  
Human locomotion and body form. A study of gravity and man.  
Ed. Williams and Wilkins Co., Baltimore
- MURRAY M.P. et Al. 1966  
Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men.  
Am. J. Phys. Med., 45:8
- MURRAY M.P., BERNARD DROUGHT A., ROSS C., KORY M.D. 1974  
Walking patterns of normal men.  
J. Bone Jt. Surg., 46-A, 2:335-359
- MURRAY M.P., GUTEN G.N., BALDWIN J.M., GARDNER G.M. 1976  
A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae.  
Acta Orthop. Scand., 47, 1:122-124
- MURRAY M.P., GUTEN G.N., SEPIC S.B., GARDNER G.M., BALDWIN 1978  
Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for  
unilateral loss.  
J. Bone Jt. Surg., 60-A, 4:473-475
- NAPIER J. 1974  
The antiquity of human walking.  
in Readineys from Sci. Amer. Biol. Anthropol.:36-46
- NORMAN R.W. 1980  
Information content in biomechanical analyses of the effects of shoes on  
joggers.  
Human Locomotion I, Canad. Soc. Biomechanics:126-127
- O'CONNELL A.L. 1958  
Electromyographic study of certain leg muscles during movements of the free  
foot and during standing.  
Am. J. Phys. Med., 37:289-301
- O'CONNELL A.L., ORTENSEN O.A. 1957  
An electromyographic study of the leg musculature during movements of the  
free foot and during standing.  
Anat. Rec., 127:342
- OLIVIER G. 1967  
Morphologie et types humains.  
Ed. Vigot, Paris

- OLIVIER G. 1965  
Anatomie artistique.  
Ed. Vigot, Paris
- OLIVIER G., OLIVIER C. 1970  
Mécanique articulaire.  
Ed. Vigot, Paris
- OSBORN H.F. 1927  
Recent discoveries relating to the origin and antiquity of Man.  
Science, 65:481-488
- PALES L., CHIPPAUX C., PINEAU H. 1960  
Le pied dans les races humaines.  
Bull. Soc. Océan., Paris, 16:45-90
- PATURET G. 1951  
Traité d'anatomie humaine. Tome II. Membre supérieure et membre inférieur.  
Ed. Masson, Paris
- PAYNE A.H. 1978  
A comparison of the ground forces in race walking with those in normal walking and running.  
Biomechanics VI-A, International Series on Biomechanics, Baltimore
- PETROFSKY J.S., CHANDLER A.P. 1981  
The influence of temperature initial length and electrical activity on the force-velocity relationship of the medial gastrocnemius muscle of cat  
J. Biomechanics, 14, 5, 297-306
- PIERA J.B., GROSSIORD A. 1979  
La marche  
Encycl. Med. Chir., Paris, Kinésithérapie, 4.4.02, 26013, A10-A15
- PINEAU Y. 1983  
Rail et plaque sésamoïdienne de l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil.  
Mém. E.C.K. Bois-Larris, Lamorlaye
- PIVETEAU J. 1982  
Origine et destinée de l'homme.  
Collection Abrégés, 2ème éd., Ed. Masson, Paris
- PIVETEAU J. 1957  
Hommes de la Chapelle-aux-Saints  
in Traité de paléontologie.  
Ed. Masson, Paris, 7:452-453
- PIVETEAU J. 1957  
Hommes de la Ferassie.  
in Traité de paléontologie.  
Ed. Masson, Paris, 7:461-463
- PLAS F., VIEL E., BLANC Y. 1983  
La marche humaine.  
Kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique.  
Monographie E.C.K. Bois-Larris, 3ème éd., Masson Ed., Paris
- PLAS F., BLANC Y. 1972  
Fonction des éléments musculaires et ligamentaires du pied.  
J. Kinésithér., Feuillet 05572
- PORTNOY H., MORIN F. 1956  
Electromyography study of postural muscles in various positions and movements.  
Am. J. Physiol., 186:122-126
- QUANDIEU P. 1981  
Etude, en régime vibratoire, des fonctions de transfert des disques intervertébraux lombaires et de la masse apparente d'un primate.  
Univ. Descartes, Tèse, Paris
- RABISCHONG P. 1973  
Exploration fonctionnelle de l'appareil locomoteur.  
Ed. Roussel

- RABISCHONG P., AVRIL G., PERRUCHON E. 1967  
L'électropodographie, une méthode nouvelle de mesure des forces de pression plantaire.  
Revue de Pédiatrie, 44, 9-24
- RADCLIFFE C.W. 1962  
The biomechanics of below knee prostheses in normal, level, bipedal walking.  
Artif. Limbs., 6:16-24
- RENARD M., BRICKET B., CAYOTTE J.L. 1969  
Analyse fonctionnelle du triceps sural.  
C.R. Assoc. Anat., 149:1387-1394
- RIVIERE E. 1910  
Note sur l'usage du pied comme organe de préhension chez les individus dépourvus de bras.  
Bull. Soc. Préhist. de France, 7, 7:396-397
- ROBERT D'ESHOUGUES J. 1975  
Remarques ... non conformistes sur le pied, levier du deuxième genre.  
Rhumatologie, 27, 1:7-11
- ROSE G.K., MARSHALL T., WELTON E.A. 1985  
The diagnosis of flat foot in the child.  
J. Bone Jt. Surg., 67(1):71-78
- ROUVIERE H. 1970  
Anatomie humaine descriptive et photographique.  
Ed. Masson, Paris, 10ème éd., 3
- RUSSEL J. 1974  
Anatomie et physiologie de l'avant-pied.  
48ème Réunion de la SOFCOTT, 11, 60:107-112, Masson Ed., Paris
- SAMMARCO G.J. 1977  
Biomechanics of the ankle. Surface velocity and instant center of rotation in the saggital plane.  
Am. J. Sports Med., 5, 6:231-234
- SAMMARCO G.J., BURNSTEIN A.H., FRANKEL V.H. - 1973 1973  
Biomechanics of the ankle: a cinematic study.  
Orthop. Clin. North America, 4, 1:75-96
- SCHIK M.L., ORLOVSKII G.N., SEVERIN F.V. 1966  
Organisation of locomotor synergism.  
Biofizika, 11:879-886
- SCHMITT M. et Coll. 1980  
Radio-anatomie du pied de danseur.  
Bull. Assoc. Anat., 187:589
- SCHNEPP J. 1978  
Indication thérapeutique de la semelle orthopédique dans les troubles statiques de l'avant-pied.  
Communication aux Journées Européennes de Podologie.
- SCHOLDER P. 1979  
Fonction élastique du pied dans le déroulement physiologique de la marche.  
Rhumatologie : 41-46; Fev.
- SCHWARTZ R.P., HEATH A.L., MORGAN D.L., TOWNS R.C. 1964  
A quantitative analysis of recorded variables in the walking pattern of "normal" adults.  
J. Bone Jt Surg., 46-A:324-334
- SCRANTON P.E.Jr., Mc MASTER J.H. 1976  
Momentary distribution of forces under the foot.  
J. Biomechanics, 9:45-48
- SERVIAANT M.G., FINE M.C., GONON G.P. 1984  
Extensométrie in vitro du tarse antérieur.  
Mém. A.E.U. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon

- SHEFFIELD F.J., GERTSEN J.W., MASTELLONE A.F. 1956  
Electromyographic study of the muscles of the foot in normal walking.  
Am. J. Phys. Med.,35:223-236
- SHERRER 1967  
Physiologie du travail.  
Ed. Masson,Paris
- SIMON S.R., MANN R.A., HAGY J.L., LARSEN L.J. 1978  
Role of the posterior calf muscles in normal gait.  
J. Bone Jt. Surg.,60/4:465-472
- SMITH J.W. 1954  
Muscular control of the arches of the foot in standing: an electromyographic  
assessment.  
J. Anat.,88:152-163
- STOKES A.F., STOTT J.R.R., HUTTON W.C. 1974  
Force distribution under the foot-a dynamic measuring system.  
Biomed. Engng:140-143
- STOTT J.R.R., HUTTON W.C., STOKES I.A.F. 1973  
Forces under the foot.  
J. Bone Jt. Surg.,55-B:335-344
- SUZUKI N. 1972  
An electromyographic study of the role of the muscles in arch support of the  
normal and flat foot.  
Nagoya Méd. J.,17,3
- SUTHERLAND D.H. 1966  
An electromyographic study of plantar flexors of the ankle in normal walking  
on the level.  
J. Bone Jt. Surg.,48-A:66-71
- SUTHERLAND D.H., COOPER L., DANIEL D. 1980  
The role of the ankle plantar flexors in normal walking.  
J. Bone Jt. Surg.,62,3:354-363
- SUTHERLAND D.H., COOPER L., DANIEL D. 1980  
The development of mature gait.  
J. Bone Jt. Surg.,62-A:336-353
- SVANTESSON G. 1966  
Mechanics of the foot in standing.  
4ème Congrès Méd. Phys. Except. Méd. Found. Amsterdam Ed. :32-33
- TANNEAU W., GONON G.P. 1983  
Cinématique des os du pied en charge.  
Ann. Kinésithèr.; 10,5:153-164
- TARDIEU Ch. 1983  
L'articulation du genou. Analyse morpho-fonctionnelle chez les Primates.  
Application aux Hominidés fossiles.  
Cah. Paléanthrop., Ed. du CNRS
- TARDIEU G., MICHAUT E., TARDIEU C., PELISSE F., LESPARGOT 1982  
Tibio-tarsienne et médio-tarsienne pendant la marche. Nécessité de mesures  
distinctes pour la biomécanique du triceps.  
J. Biophys. Méd. Nucl., 6,1:27-29
- TESTUD L., LATARJET A. 1948  
Traité d'anatomie humaine.  
Ed. Doin et Cie,9ème éd.,Paris
- THONNARD J.L. 1981  
La kinésithérapie post-traumatique et post-opératoire du pied.  
Ann.Kinésithèr.,8:447-452
- TRAN-ANH, LE NGOG-HUONG 1966  
L'astragale du Vietnamiens et les facettes articulaires d'accroupissement.  
Bull. Mem. Soc. Anthr.,Paris,9,11:281-284

- TRUSCELLI D., LESPARGOT A., TARDIEU G. 1979  
Variation in the long-term results of elongation of the tendo achillis in children with cerebral palsy.  
J. Bone Jt. Surg.,61-B,4:466-469
- VALLOIS H.V. 1955  
Ordre des Primates  
in Grassé, Zoologie,  
Ed. Masson, Paris,17,2:1854-2206
- VANDEWALLE H., PERES G., FLOURET A. 1984  
Etude de la contractilité du muscle triceps sural par l'enregistrement de la secousse maximale isométrique.  
Cinésiolo.,23:229-234
- VANNEUVILLE G., GUILLOT N., CHAZAL J. et Al. 1982  
Etude biomécanique du calcaneus.  
Bull. Soc. Anat., Paris,7:16-21
- VIEL E. 1985  
Biomécanique des fonctions majeures du pied humain: amortissement, équilibre, propulsion et pivotement.  
Ann. Kinésithèr.,12,1-2:35-49
- VIEL E., BLANC Y., PLAS F. 1981  
Analyse de la dynamique du contact pied-sol au cours de la marche.  
Ann. Kinésithèr.,8,365-378
- VILADOT A. 1966  
Tratamento quirurgica del pie plano en el nino.  
Xè Congrès International de Chir. Orthop. et de Traumatologie.
- VILADOT A., ROIG J., ESCARPENTER J. 1963  
Biomecanica de la articulacion subastragalina.  
Podologie. Pratique. Techniques. Actualités. PARIS,2:35-59
- VOLKOV T.H. 1903  
Variations squelettiques du pied chez les primates et dans les races humaines.  
Bull. Mem. Soc. Anthropol.,Paris,3:632-708
- VOLKOV T.H. 1904  
Variations squelettiques du pied chez les primates et dans les races humaines.  
Bull. Mem. Soc. Anthropol.,Paris,5:1-50:201-231
- WILLIAM S.D., GRIMM J., WIMP, WHAYS 1930  
Calf muscles in American whites and Negroes.  
Amer. J. Phys. Anthropol.,14,1,45-58
- WILLIS T.A. 1935  
The function of the long plantar muscles.  
Surg. Gyn. Obst.,60:150-156
- WINTER D.A., KURYLIAK W.M. 1977  
Dynamic stabilisation in human gait. The bio mechanicals relationships between the triceps surae and the metatarso phalangel joint.  
M.D., Baltimore(USA), ISBN 0-8391-1242-4:280-286
- WINTER D.A., QUANBURY A.O., REIMER G.D. 1976  
Analysis of instantaneous energy of normal gait.  
J. Biomechanics,9,253-257
- WISNER A., MONOD H. 1963  
Quelques données anthropométriques concernant un groupe de 100 femmes françaises.  
Biotypol.,24:165-176
- YAMASHITA T., KATHO R. 1976  
Moving pattern of point of application of vertical force during level walking.  
J. Biomechanics,9:93-99

ZAJAC F.E., WICKE R.W., LEVINE W.S. 1984  
Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use only  
calf muscles for propulsion.  
J. Biomechanics, 17, 7: 513-523

ZARRUGH M.Y. 1979  
Computer generation of human gait kinematics.  
J. Biomechanics, 12, 99-111

ZARRUGH M.Y. 1981  
Kinematic prediction of intersegment loads and power at the joints of the  
leg in walking.  
J. Biomechanics, 14, 10: 713-725

ZARRUGH M.Y. 1981  
Power requirements and mechanical efficiency of treadmill walking.  
J. Biomechanics, 14, 3: 157-165



## **BIBLIOGRAPHIE**

B I L I O G R A P H I E

- BENUMP., BERG V., FREITHEIM D.J. 1984  
The strain on structured achilles tendons in walking cast an  
electromyographic analysis.  
Eur. Chir. Forsch.,16,2:14-21
- BERGMANS J., DELWAIDE P.J., GADEA-CIRIA M. 1978  
Short-latency effects of low-threshold muscular afferent fibers on different  
motoneuronal pools of the lower limb in man.  
Experimental Neurology,60:380-385
- BERSTEIN MN.A. 1967  
The coordination and regulation of movements.  
Ed. Pergamon Pres,Oxford
- BISHOP B., MACHOVER S., JOHNSTON R., ANDERSON M. 1968  
A quantitative assesment of gamma-motoneurone contribution to the achilles  
tendon reflex in normal subjects.  
Arch. Phys. Med. Rehabil.,49:145-154
- BONNEL F. 1981  
Organisation biomécanique du pied.  
Monographie de Podologie,Ed. Masson,1:21-27
- BOURDIOL R.J. 1969  
Constitutions, anthropobiométrie et biotypologie  
Lyon-Méd. Méd.,40:41-64
- BRESSLER B., BERRY F.R. 1951  
Energy and power in the leg during normal level walking.  
Prosthetic Devices Research project,11,15,Berkley, CALIFORNIA
- BROWNE J.S. 1976  
The contractile properties of slow muscle fibres in sheep extraocular  
muscle.  
J. Phys.,London, 254:535-550
- CARRET J.P., SCHNEPP J. 1981  
Etude cinématique des articulations de la cheville et du pied.  
T.A.P. de Pied normal et méthodes d'exploration du pied.  
Ed. Claustre et Simon
- CARVALHO (de) C.A., KONIG B.Jr., VITTI M. 1967  
Electromyographic study of the muscles "extensor digittorum brevis" and  
"extensor hallucis brevis".  
Rev. Hosp. Clin. Fac. Méd.,22(2):65-72 -Sao Paulo
- CHALINE J. 1982  
L'évolution biologique humaine.  
P.U.F., Coll. Que sais-je, Paris,1996
- CHAO E.Y., RIM K., SMIDT G.L., JOHNSTON R.C. 1970  
The application of 4\*4 matrix method to the correction of measurements of  
hip joint rotations.  
J. Biomechanics,3:459-471
- CHARPENTIER J.,GOUJON M., CHOMKI R. 1983  
Les orthèses plantaires.  
Rev. Réadapt. Fonct. Prof. Soc.,11:3-12
- CHENG I.S. 1974  
Computer-Television analysis of biped locomotion.  
C.C.S.L., Departement of Electrical Engineering,Ohio State Univers.
- CORSER T. 1974  
Co-contraction and reciprocal relaxation in the ankle plantar flexors and  
dorsiflexors during rapid stepping and jumping.  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol.,13,3:289-306
- DELAHAYE R.P., JOLLY R. 1978  
Jambe, cheville. Technique radiologique et aspects normaux.  
E.M.C. Radiodiagnostic I,II,3-23-09,30410 A10

- DELHEZ L., CAMUS G., LOVERIUS J.P., PETIT J.M. 1976  
Compared activity of the sural triceps in walking tests on a treadmill.  
J. Phys., 72, 1:5A
- DELMAS A. 1958  
L'acquisition de la station érigée.  
In les processus de l'homínisation.  
Coll. Intern. CNRS, Paris: 9-35
- DICWORTH T., BOULTON A.J., BETTS R.P., FRANCK S C.I. 1985  
Plantar pressure measurements and the prevention of ulceration in the  
diabetic foot.  
J. Bone Jt. Surg., 67(1):79-85
- DOLTO 1976  
Le corps entre les mains.  
Ed. Hermann, Paris: 311-357
- DUJARDIN B. 1979  
Relation morphologie-contraintes au niveau du pied.  
Mém. A.E.U. Biomécanique, Fac. Méd., Lyon
- DUMOULIN J., AUCREMANNE Ch. SSCHOP (de) G. 1959  
Précis d'électromyographie.  
Ed. Maloine, Paris, 2:65-71
- DUYSENS J., PEARSON K.G. 1979  
Inhibition of flexion mechanism by proprioceptors of sural triceps in the  
corticated cat while walking.  
J. Physiol., London, 75, 5:37A
- DVIRZ., TROUSIL T. 1982  
Electromyographic study of several lower limb muscle during maintenance of  
dynamique balance in the frontal plane.  
Agressologie, Paris, 23, 2:71-73
- ESNAULT-POLIAKOFF M. 1985  
Les contraintes exercées sur le pied du coureur de longue distance d'après  
l'analyse des traces enregistrées sur la plate-forme de force.  
Ann. Kínésithér., 12(1-2):21-33
- ESTANOVE B. 1973  
Abord radiologique de la pathologie du pied.  
CML, 49, 16:1672-1680
- FINSTERBUSH A., FRANKEL U., PHARM B., RON ARNON R. 1983  
Quantitative power measurment of extensor hallucis longus: a simple  
objective test in evaluation of low-back pain with neurology.  
Spine, 8, 2:206-210
- FISCHER L.P., DIMNET J., GONON G.P., CARRET J.P. 1976  
Méthode d'exploration des radiographies pour une étude cinématique  
articulaires.  
Acta Orthop. Belg., 42:125
- FUGL A.R., SJOSTROM M., WAHLBY L. 1979  
Human plantar flexion strenght and structure.  
Acta Physiol. Scand., 107:47-56
- FUKUNAGA T., MATSUO A., YUASA K., FUJIMATSU H., ASKINA K. 1978  
Mechanical power output in running.  
Intern. Ser. Biomechanics, 2B:17-23, Baltimore
- GENET-VARCIN E. 1969  
A la recherche du Primate ancêtre de l'Homme.  
Ed. Boubée et Cie, Paris
- GERBER H. 1982  
A system for measuring dynamic preasure distribution under the human foot.  
J. Biomechanics, 15/3:225-227

- GIROUD M. 1983  
Contribution à l'absorption du choc talon-sol au travers de trois matériaux  
utilisés dans la fabrication de semelles.  
Mém. E.C.K. Bois-Larris, Lamorlaye
- GOREUX J. 1976  
La pathologie du pied liée au port de la chaussure.  
Gaz. Méd. Fr., 83, 21:2077-2084
- GOTTLIEB G., AGARWAL J.C. 1978  
Dependence of human ankle compliance on joint angle.  
J. Biomechanics, 11:177-181
- GRAY E.G. 1958  
Neuromuscular interaction in postural tone of the cat's isometric soleus  
muscle.  
Ann. Med. Phys., 143:387-402
- GROSSIORD A. 1958  
Les variations angulaires des grandes articulations du membre inférieur au  
cours de la marche.  
Ann. Méd. Phys., 1, 4
- GROULIER P., CURVALE G. 1985  
Examen clinique du pied.  
Tempo. Med., 194:6-22
- GUIBAL Ch. 1968  
Electropodographie dynamique. Exploration fonctionnelle de la marche par  
mesure des pressions plantaires.  
Thèse, Montpellier
- HAUSHALTER G., LANG G. 1982  
Le pied du cycliste : considérations bio-mécaniques.  
Med. Sport, 56/6:436-441
- HICKS J.H. 1951  
The function of the plantar aponevrosis.  
J. Anat., 85:414-415
- HOF A.L., VAN DEN BERG J.W. 1977  
Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae  
and the total torque.  
J. Biomechanics, 10:529-539
- HUNTER I.W., KEARNEY R.E. 1983  
Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions.  
J. Bone Jt. Surg., 62, 2:354-363
- JOSEPH J. 1960  
Man's posture. Electromyographic studies.  
Ed. Charles C. Thomas, Springfield
- KAWAMURA T., WATANABE S. 1975  
Timing as a prominent factor of the Jendrassik manoeuvre on the H reflex.  
J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 38:508-516
- KINZEL G.L., HALL S.A., HILLBERRY B.M. 1972  
Measurement of total motion between two body segments. Analytical development.  
J. Biomechanics, 5:93-105
- LELIEVRE J. 1964  
Synthèse sur le valgus du talon.  
Podologie. Pratique. Techniques. Actualité. PARIS
- LEWIS O.J. 1973  
The evolution of the hallucial tarsometatarsal joint in the anthropoidea.  
Amer. Journ. of Phys. Anthropology, 37:13-34
- LIEMOHN W. 1978  
Factors related to hamstring strains.  
J. Sports Méd. Phys. Fitn., 18, 1:71-76

- MARSHALL R.N. 1978  
Foot mechanics and jogger's injuries.  
New Zealand Medical Journal, 88:288-290
- MILLERS, DORIS I. 1978  
Biomechanics of running-what should the future hold?  
Can. J. Appl. Sports Sci., 3:229-236
- MOREL O. 1975  
Analyse mécanique et anatomique de la course de sprint chez l'homme.  
Mém. U.E.R.E.P., Université Nancy
- MOREL P. 1962  
Anthropologie physique.  
Pres. Univ. France, Coll. "Que sais je", Paris
- OKAMOTO T., KUMAMOTO M. 1972  
Electromyographic study of the learning process of walking in infants.  
Electromyography, 12:149-158
- OLIVIER G. 1960  
Pratique anthropologique.  
Ed. Vigot, Paris:251-254
- PATRIARCO A.G., MANN R.W., SIMON S.R., MANSOUR J.M. 1981  
Evaluation of approaches of optimization models prediction of muscle forces during human gait.  
J. Biomechanics, 14/8:513-526
- PATTES E. 1955  
Les néanderthaliens.  
Ed. Masson, Paris
- PHILLIPS R.D. 1983  
Quantitative analysis of the locking position of the midtarsal joint.  
J. Amer. Pod. Assoc., 73, 10:518-522
- PIGNET J. 1905  
Valeurs numériques de l'homme.  
Bull. Med. Paris
- PIVETEAU J. 1963  
Des premiers vertébrés à l'homme.  
Ed. Albin Michel, Paris
- PLAS F., TORTEL D., VIEL E., VAAST D. 1979  
Les quatres roulements du pied.  
Cahiers de l'AFA, 199:79
- PLASSE M.C. 1980  
Le pied et ses déformations morpho-statiques.  
(Forme et usure de la chaussure)  
Ann. Kinésithér., 7:43-60
- REGNAULT F. 1884  
Du pied préhensile chez le Japonnais et l'Annamite.  
Bull. Mem. Soc. Anthr., Paris:241-254
- SETHI P.K. 1977  
The foot and footwear.  
Prosth. Orth. Int., 1/3:173-182
- SHELDON W.H. et Al. 1940  
The varieties of human physique.  
Ed. Hupper and Brother, 3
- SIMEON M., SCREVE C. 1976  
Mesure des conditions d'adaptation du pied dans les chaussures.  
Cahiers de Rééd. Réadapt., 3:101-103
- SORDERBERG 1977  
The effect of negative heel foot wear upon postural muscle activity.  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 34:307-317

- VERES G. 1977  
Graphic analysis of forces acting upon a simplified model of the foot.  
Prost. and Orthot. Intern.,1:161-172
- VIEL E.,ESNAULT-POLIAKOFF M. 1983  
Biomécanique du pied appliquée au chaussage du sportif et de l'opéré du  
membre inférieur.  
Journée Méd. Phys. et Rééduc.:239-246
- VIITASALO J.T. 1980  
Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and  
without shin splints.  
Am. J. Sports Med.,
- WEBER J.L., BONNEVIALLE P., CLOT J., MANSAT M. 1983  
Etude de l'empreinte plantaire au baropodomètre. Evolution de l'enfant à  
l'adulte.  
Cinésiologie,88:128-137
- WELFORD A.T. 1957  
The physiological refractory period and the timing of high speed  
performance.Review and theory.  
Brit. J. Psychol.,43:2-19

**TABLE ANALYTIQUE  
DES MATIERES**

1- <u>INTRODUCTION</u> .....	10
1-1 Plan de travail.....	14
2- <u>RAPPELS</u> .....	15
2-1 Embryologie.....	17
2-2 Morphologie.....	18
2-3 Les Os.....	19
2-3-1 Les Os de la Jambe.....	19
2-3-2 Les Os du Pied ( <u>Ossa Pedis</u> ).....	20
2-3-2-1 Le Talus.....	21
2-3-2-2 Le Calcaneus.....	22
2-3-2-3 Remarque à propos des facettes articulaires d'accroupissement.....	26
2-3-2-4 Anatomie comparée du tarse.....	27
2-3-2-5 La première rangée.....	28
2-3-2-6 Le Métatarse ( <u>Metatarsus</u> ).....	29
2-3-2-7 Les Phalanges ( <u>Ossa Digitorum Pedis</u> ).....	29
2-4 Les Articulations.....	30
2-4-1 Les Articulations du cou-de-pied et du pied.....	30
2-4-1-1 L'Articulation Talo-crurale ou Articulation tibio-tarsienne ou articulation du cou-de-pied ( <u>articulatio tibio-cruralis</u> ).....	30
2-4-1-1-1 Cinésiologie.....	30
2-4-1-1-2 Cinématique, Biomécanique.....	32
2-4-1-2 L'Articulation Sous-talienne ou Articulation Sous-astragaliennne ou Articulation Astragalo-calcaneenne ( <u>Articulatio Subtalaris</u> ).....	33
2-4-1-3 L'Articulation Transverse du Tarse ou Articulation Médio-tarsienne ou Articulation de CHOPART ( <u>Articulatio Tarsi Transversae</u> ).....	34
2-4-2 Les Articulations des os du tarse antérieur.....	35
2-4-2-1 L'Articulation tarso-métatarsienne ou Articulation de LISFRANC ( <u>Articulationes Tarsometatarseae</u> ).....	35
2-4-2-2 Les Articulations inter-métatarsiennes ( <u>Articulationes Intermetatarseae</u> ).....	36
2-4-2-3 Les Articulations Métatarso-phalangiennes ( <u>Articulationes Metatarsophalangeae</u> ).....	36
2-4-2-4 Les Articulations Inter-phalangiennes du Pied ( <u>Articulationes Interphalangeae Pedis</u> ).....	38
2-4-3 Conclusion sur les articulations.....	39
2-5 Les Muscles.....	41
2-5-1 Les muscles de la loge postérieure.....	42
2-5-1-1 Plan profond.....	42
2-5-1-2 Plan superficiel.....	46
2-5-2 Les muscles de la loge antérieure.....	48
2-5-3 Les muscles de la loge externe.....	51
2-5-4 Les muscles intrinsèques.....	52
2-5-4-1 Conclusion sur les intrinsèques du pied.....	54
<u>EXPERIMENTATIONS ET RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE</u> .....	56
3- LES GRANDES FONCTIONS DU PIED.....	58
3-1 Système amortisseur.....	59
3-1-1 La peau plantaire et les parties molles sous calcaneennes...59	
3-1-2 Les ligaments.....	60
3-1-3 La voûte plantaire.....	60
3-1-4 Les extenseurs.....	60
3-2 Systèmes d'équilibration et systèmes d'auto-propulsion.....	60
3-2-1 Généralités.....	60

3-2-2	Couple de Torsion.....	61
3-2-2-1	Généralités sur le couple de torsion.....	61
3-2-2-2	Description.....	61
3-2-2-3	Action.....	64
3-2-2-3-1	La relation entre l'axe de HENKE et le Couple de Torsion.....	64
3-2-2-3-2	Le Couple de Torsion et la Torsion Tibiale.....	64
3-2-2-4	Conclusion.....	65
3-2-3	La transmission des pressions.....	66
3-2-4	La répartition des pressions.....	67
3-2-4-1	Les moyens d'études.....	67
3-2-4-2	L'appui antérieur.....	69
3-2-4-3	L'appui postérieur.....	69
3-2-4-4	Les rapports entre l'appui antérieur et l'appui postérieur.....	71
3-2-4-5	La verticale de gravité.....	73
3-2-5	Conclusion sur les pressions plantaires.....	74
3-2-6	La Voûte Plantaire Longitudinale.....	74
3-2-6-1	Description.....	74
3-2-6-2	Stabilisation.....	75
3-2-6-3	Fonctionnement de la ferme.....	78
3-2-6-4	Les diverses incidences de la ferme plantaire.....	80
3-2-6-4-1	Brièveté du tendon d'Achille.....	81
3-2-6-4-2	Surcharge pondérale.....	81
3-2-6-4-3	Insuffisance veineuse.....	82
3-2-6-4-4	Pied plat et marche.....	82
3-2-6-4-5	Pied plat et douleur.....	82
3-2-6-4-6	La torsion du membre inférieur et le pied plat.....	83
3-2-6-5	Anatomie comparée de la ferme plantaire.....	84
3-2-6-5-1	Apparition de la courbure plantaire longitudinale.....	84
3-2-7	Les empreintes.....	86
3-2-8	Conclusions sur la ferme et l'empreinte du pied.....	89
3-2-9	La marche.....	90
3-2-9-1	Description.....	90
3-2-9-2	Etude par l'électromyographie et les variations du Centre de Gravité.....	92
3-2-9-3	La marche chez l'enfant.....	93
3-2-9-4	L'initiation de la marche et sa commande.....	93
3-2-9-5	La fréquence du pas.....	94
3-2-9-6	Méthodes d'étude autres que l'électromyographie.....	94
3-2-9-7	La vitesse de marche.....	95
3-2-9-8	Notions récentes sur la marche.....	96
3-2-9-9	Conclusion sur la marche.....	96
3-3	QUESTIONS.....	98
4-	<u>EXPERIMENTATIONS ET RECHERCHES BIBLIOGRAPHIQUES</u> .....	102
4-1	Etude bibliographique de la fonction du muscle triceps sural...103	
4-1-1	La cinésiologie du pied liée au m. triceps sural.....	103
4-1-2	Les propriétés intrinsèques du m. triceps sural et son rôle dans l'équilibration et la proprioception.....	106
4-1-2-1	Relation entre le m. triceps sural et le m. tibial antérieur dans l'équilibration.....	106
4-1-2-2	Les propriétés intrinsèques du m. triceps sural.....	107
4-1-2-3	Etirement du triceps sural.....	107
4-1-2-4	Energie et travail du m. triceps sural.....	108
4-1-2-5	Proprioception et m. triceps sural.....	109
4-1-2-6	Conclusion sur l'équilibration, la proprioception et les propriétés intrinsèques du m. triceps sural.....	110
4-1-3	Le m. triceps sural dans les cinèses en charges du membre inférieur.....	110
4-1-3-1	Stabilisation et dynamique du pied.....	111
4-1-3-2	M. triceps sural, marche et pathologie.....	117
4-1-4	Conclusion sur le m. triceps sural.....	118
4-2	Mensurations anthropomorphologiques et radiographiques des segments jambe et pied.....	121
4-2-1	Population.....	121
4-2-2	Matériel.....	122
4-2-3	Méthode.....	122

4-2-3-1	Radiographie.....	122
4-2-3-2	Anthropométrie.....	122
4-2-3-3	Mensurations radiologiques.....	124
4-2-3-4	Mensurations différées.....	124
4-2-3-5	Renseignements oraux.....	124
4-2-3-6	Causes d'annulation.....	125
4-2-3-7	Appréciation de la surcharge pondérale.....	125
4-2-4	Résultats.....	126
4-2-4-1	Résultats statistiques.....	126
4-2-4-2	Interprétation des résultats.....	129
4-2-4-2-1	La longueur du calcaneus.....	129
4-2-4-2-2	La stature et le poids.....	133
4-2-4-2-3	La longueur et la largeur du pied.....	136
4-2-4-2-4	Le tour du mollet.....	139
4-2-4-2-5	La longueur du membre inférieur.....	140
4-2-4-2-6	L'angle du calcaneus avec l'horizontale.....	141
4-2-4-2-7	L'épaisseur du pli cutané.....	142
4-2-5	Résumé.....	143
4-3	Etude cinématographique de la variation des angles de la cheville et du pied à la phase d'appui et lors de différentes marches.....	146
4-3-1	Population.....	146
4-3-2	Matériel.....	146
4-3-3	Méthode.....	147
4-3-4	Chronologie d'une séance.....	148
4-3-4-1	Pause des repères cutanés.....	148
4-3-4-2	Film de la séance.....	148
4-3-5	Acquisition des données.....	149
4-3-6	Résultats.....	151
4-3-6-1	Les angles du segment jambe-pied (145,156 et 246).....	151
4-3-6-2	Les angles de la voûte (125 et 135).....	157
4-3-6-3	Les autres angles.....	159
4-3-6-4	Le temps des différentes phases.....	159
4-3-7	Interprétation.....	159
4-3-8	Discussion.....	160
4-3-9	La ferme et le flambage.....	163
4-3-10	Conclusion.....	164
4-4	Mesures électromyographiques du m. triceps sural de la jambe....	165
4-4-1	Population.....	165
4-4-2	Matériel.....	165
4-4-3	Méthode.....	166
4-4-4	Résultats analytiques.....	166
4-4-4-1	Tests pieds à plat au sol.....	168
4-4-4-2	Tests en surélévation postérieure du pied.....	168
4-4-5	Discussion.....	168
4-4-6	Hypothèse.....	170
4-4-6-1	Répartition des pressions.....	170
4-4-6-2	Chaussage.....	170
4-4-6-3	Cause ou conséquence ?.....	171
4-4-6-4	Nécessité du port du talon.....	171
4-4-7	Conclusion.....	172
5-	<u>RESULTATS SYNTHETIQUES</u> .....	175
6-	<u>DISCUSSIONS ET HYPOTHESES</u> .....	180
6-1	Biomécanique liée à la fonction du m. triceps sural.....	181
6-1-1	L'élévation sur la pointe des pieds.....	181
6-1-1-1	Deuxième ou troisième genre ?.....	182
6-1-1-2	Comment le pied se soulève-t-il ?.....	182
6-1-2	La marche.....	187
6-1-3	Autres activités fonctionnelles.....	188
6-1-4	Energétique du m. triceps sural.....	189
6-1-5	Les expérimentations sur la chaussure.....	189
6-1-6	La chaussure à hauts talons.....	190
6-1-7	La ferme du pied.....	191

6-2 L'origine de l'adaptation du pied à la station érigée et à la marche.....	193
6-2-1 Les proportions du pied.....	194
6-2-1-1 Proportions extrinsèques.....	195
6-2-1-2 Proportions intrinsèques.....	195
6-2-2 Proportion du membre inférieur de l'homme.....	196
6-2-3 L'étude des traits spécifiques du squelette chez les hominiens fossiles.....	198
6-2-4 Squelette du pied Néandertalien.....	199
6-2-5 Le squelette du pied des fossiles hominidés de la période plio-pléistocène.....	202
6-2-6 Les Australopitèques semblables aux hommes modernes.....	202
6-2-7 Conclusion sur l'adaptation du squelette du pied à la bipédie.....	205
6-3 Adéquation de l'homme moderne à la bipédie.....	205
6-3-1 Remarques sur l'adéquation à la bipédie.....	206
7- <u>CONCLUSION</u> .....	208
<u>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</u> .....	214
<u>BIBLIOGRAPHIE</u> .....	232
<u>TABLE ANALYTIQUE DES MATIERES</u> .....	238
<u>INDEX ALPHABETIQUE</u> .....	243
<u>LEXIQUE</u> .....	247
<u>INDEX DES FIGURES ET TABLEAUX</u> .....	251
<u>GLOSSAIRE</u> .....	258
<u>ADDENDUM</u> .....	260
<u>SIGNET</u> .....	270

**INDEX**

A

Anatomie 19 à 54  
Anatomie comparée 27, 84, 196, 200, 206  
Articulation (du cou de pied) 30 à 32  
Articulation (du pied) 34 à 39  
Amortisseur 59  
Australopithèque 202, 204  
Axes du pied 64

B

Biomécanique 32, 64, 66, 67, 181  
Bipédie (station érigée) 193 à 206

C

Calcaneus 22, 71, 129, 141  
Chaussure 160, 168, 170, 189, 190  
C.I.P. 94  
C.I.R. 32  
Couple de torsion 61 à 65  
Cuboïde 28, 76

D

Diadococinèse (voir marche)

E

Embryologie 17  
Electromyographie 45, 92, 165,  
Empreinte plantaire 86  
Equilibration 60, 205  
Extenseur du pied 60, 106

F

Facettes articulaires 26, 201  
Ferme 74 à 82, 111, 163, 205  
Flambage 163  
Fléchisseurs du pied 42

G

Genou 206

I

Insuffisance veineuse 82, 142

J

Jambe 19, 140, 196

L

Largeur du pied 136, 195  
Locomotion (voir marche)  
Longueur du calcaneus 129  
Longueur du pied 136, 195

M

Marche (locomotion, diadococinèse) 80, 82, 90 à 96, 110, 117, 187  
Mécanisme de treuil 77  
Metatarse 29, 195  
Mollet 139, 144  
Morphologie 18  
Muscle triceps sural 46, 81, 103 à 118, 189, 191  
Muscles extrinsèques 42 à 51  
Muscles intrinsèques 52 à 54

N

Néanderthalien 198, 199

O

Origines de l'homme 203 à 206  
Origines du pied 84  
Orteil 29, 195, 205

P

Pathologie du pied  
Pathologie du triceps  
Phalanges 29, 195  
Pied Plat 82, 83  
Poids 81, 133  
Pressions 66 à 71, 170  
Proprioception 109, 205

R

Rebond (phénomène de) 159

S

Statique (du pied) 75, 111  
Stature 133

T

Talus 21, 26, 30, 205  
Tarse 21, 22, 195  
Tour du mollet 139  
Torsion tibiale 64, 82

V

Voûte, ferme 74 à 82, 111, 157, 163, 191, 205  
Viscosité (du pied) 191

**LEXIQUE**

### ABREVIATIONS

Art.	----->	Articulation
C.C.F.	----->	Chaîne Cinétique Fermée
C.C.O.	----->	Chaîne Cinétique Ouverte
C.I.R.	----->	Centre Instantané de Rotation
C.I.P.	----->	Pression
E.M.G.	----->	Electromyographie
M.	----->	Muscle
N.	----->	Nerf

### ARTICULATION

condylaire	----->
en selle	----->
plane (arthrodie)	----->
sphéroïde (énarthrose)	----->
synoviale (diarthrose)	----->
trochléenne (ginglyme)	----->
trochoïde	----->

calcanéo-cuboïdienne	----->
cunéo-naviculaire	----->
intermétatarsiennes	----->
interphalangiennes du pied	----->
intertarsiennes	----->
métatarso-phalangiennes	----->
sous-talienne	----->
talo-calcanéo-naviculaire	----->
talo-crurale (tibio-fibulo-tarsienne)	----->
tarso-métatarsiennes	----->
tibio-fibulaire	----->
tibio-fibulaire proximale	----->
transverse du tarse	----->

### LIGAMENT

astragalo-calcanéen externe	----->
astragalo-calcanéen interne	----->
astragalo-calcanéen interosseux	----->
astragalo-calcanéen postérieur	----->
astragalo-scaphoïdien sup.	----->
astragalo-scaphoïdien inf.	----->
calcanéo cuboïdien supérieur	----->
calcanéo-cuboïdien inférieur	----->
Chopart (de)	----->
latéral externe	----->
latéral interne	----->
membrane interosseuse	----->

### MUSCLE

abducteur de l'hallux	----->
adducteur de l'hallux	----->
carré plantaire	----->
court fléchisseur des orteils	----->
court fléchisseur du petit orteil	----->
court péronier (court fibulaire)	----->
gastrocnémien	----->
- chef latéral	----->
- chef médial	----->
interosseux dorsaux	----->
interosseux plantaires	----->
lombricaux	----->
long extenseur de l'hallux	----->
long extenseur des orteils	----->
long fléchisseur de l'hallux	----->
long fléchisseur des orteils	----->
long péronier (long fibulaire)	----->
pedieux	----->

### ARTICULATIO

condylaris
sellaris
plana
spheroidea
junctura synovialis
ginglymus
trochoidea

calcaneocuboidea
cuneonavicularis
intermetatarsae
interphalangeae pedis
intertarsae
metatarsophalangeae
subtalaris
talocalcaneonavicularis
talocruralis
tarsometatarsae
tibiofibularis
tibiofibularis proximalis
tarsitransversa

### LIGAMENTUS

talocalcaneum laterale
talocalcaneum mediale
talocalcaneum interosseum
talocalcaneum posterior
talonaviculare
calcaneonaviculare plantare
calcaneocuboideum dorsale
calcaneocuboideum plantare
bifurcatum
collaterale laterale
mediale deltoïdum
membrana interossea cruris

### MUSCULUS

abductor hallucis
adductor hallucis
quadratus plantae
flexor digitorum brevis
flexor hallucis brevis
peroneus brevis
gastrocnemius
- caput laterale
- caput mediale
interossei dorsales
interossei plantares
lumbricales
extensor hallucis longus
extensor digitorum longus
flexor hallucis longus
flexor digitorum longus
peroneus longus
extensor digitorum brevis

plantaire	----->	plantaris
soléaire	----->	soleus
tendon d'Achille	----->	tendo calcaneus
tibial antérieur	----->	tibialis anterior
tibial postérieur	----->	tibialis posterior
troisième péronier	----->	peroneus tertius

NERF

péronier (fibulaire) commun	----->
péronier profond (tibial ant.)	----->
plantaire latéral	----->
plantaire médial	----->
sciatique	----->
tibial (*)	----->
tibial postérieur	----->

NERVUS

peroneus (fibularis) communis
peroneus profundus
plantaris lateralis
plantaris medialis
ischiadicus
tibialis
tibialis posterior

(\*) correspond à la succession du sciatique poplité interne et tibiale postérieur de l'ancienne nomenclature.

OS

calcaneus	----->
cuboïde	----->
cunéiforme médial	----->
" intermédiaire	----->
" latéral	----->
métatarsien I-V	----->
naviculaire	----->
péroné	----->
phalange proximale	----->
" moyenne	----->
" distale	----->
phalanges	----->
sésamoïdes	----->
sustentaculum tali	----->
talus	----->
tibia	----->
trigone	----->

OS

calcaneum
cuboideum
cuneiforme mediale
cuneiforme intermedium
cuneiforme laterale
metatarsalia I-V
naviculare
fibula
phalanx proximalis
phalanx media
phalanx distalis
ossa digitorum pedis
sesamoidea
sustentaculum tali
talus
tibia
trigonum

REGION

arc longitudinal du pied	----->
arc transversal du pied	----->
bord latéral (fibulaire)	----->
bord médial (tibial)	----->
doigts du pied	----->
dos du pied	----->
doigts II-IV	----->
face dorsale	----->
face latérale	----->
face médiale	----->
face plantaire	----->
hallux (doigt I)	----->
jambe	----->
malléole externe	----->
malléole interne	----->
métatarses	----->
partie latérale	----->
partie médiale	----->
petit orteil (doigt V)	----->
pied	----->
plante (du pied)	----->
région tibial antérieure	----->
région tibial postérieure	----->
talon	----->
tarse	----->

REGIO

arcus pedis longitudinalis
arcus pedis transversalis
margo lateralis (fibularis)
margo medialis (tibialis)
digiti pedis
dorsum pedis
digiti II-IV
facies dorsalis
facies lateralis
facies medialis
facies plantaris
hallux (digitus I)
crus
malleolus lateralis
malleolus medialis
metatarsus
pars lateralis
pars medialis
digitus minimus (digitus V)
pes
planta
regio cruris anterior
regio cruris posterior
calx
tarsus

# **I N D E X**

DES FIGURES

<<<< N° T A B L E A U X === N° P A G E S >>>>

Tab. 1 - 1.....	18
Les différents type de pied d'après la longueur relative des orteils. (résumé du tableau de Lelièvre - 1971)	
Tab. 1 - 2.....	19
Morphotype du pied	
Tab. 2.....	95
Rapport entre le travail, la consommation et la vitesse. (d'après ZARRUGH - 1981)	
Tab. 3 - 1.....	126
Résultats statistiques des variables mesurées sur 110 sujets féminins.	
Tab. 3 - 2.....	127
Histogramme et tableau des trois séries de sujets féminins.	
Tab. 4.....	129
Résultats statistiques sur 40 sujets féminins. (mensuration du pli cutané)	
Tab. 5.....	130
Corrélation des paramètres par ordre décroissant.	
Tab. 6.....	131
Longueur du Calcaneum (en cm)	
Tab. 7.....	131
Les différentes longueurs du calcaneus. (d'après VOLKOV - 1904)	
Tab. 8.....	132
Corrélation de la longueur du calcaneus (LC) avec les autres paramètres.	
Tab. 9.....	133
Stature et poids extrêmes (d'après HERTZBERG - 1954)	
Tab. 10.....	134
Stature et poids extrêmes sur une population de 110 sujets féminins. (FINE M.C - 1985)	
Tab. 11.....	134
Stature et poids par ordre croissant de coefficient de corrélation.	
Tab. 12.....	135
Tab. 13.....	135
Indice Porera = masse multipliée par 100.000, divisée par le cube de la stature. (poids * 100.000)/(stature) <sup>3</sup>	
Tab. 14.....	136
Longueur du pied	
Tab. 15.....	136
Largeur du pied	
Tab. 16.....	136
Mensuration du pied. (d'après DE FELICES - 1958). (xx) = nombre de sujets	
Tab. 17.....	137
Longueur et largeur du pied par ordre croissant de coefficient de corrélation.	
Tab. 18.....	137
Indice du pied (largeur * 100 divisée par longueur)	
Tab. 19.....	138
Rapports entre la longueur du pied (LP), sa largeur (lP) et la stature (ST)	
Tab. 20.....	140
Tour du mollet par ordre croissant de coefficient de corrélation.	

Tab. 21.....	141
Longueur du membre inférieur par ordre croissant de coefficient de corrélation.	
Tab. 22.....	141
Angle Téta par ordre croissant de coefficient de corrélation.	
Tab. 23.....	142
Épaisseur du pli cutané	
Tab. 24.....	143
Résumé des relations. C = calcaneus P = pied	
Tab. 25.....	155
Les Points par Seconde de l'angle 145	
Tab. 26.....	156
Sujets pieds nus	
Tab. 27.....	156
Sujets pieds chaussés	
Tab. 28.....	167
Moyenne des 7 hauteurs de talon.	

<<<< N° F I G U R E ===== N° P A G E S >>>>

Fig. 1.....	21
Os sésamoïdes du pied (d'après BOUCHET - 1978)	
Fig. 2.....	21
Répartition des lignes de force au niveau du pied.	
Fig. 3.....	22
Le Talus. d'après Giannestras (1973), d'après Brizon et Castaing (1972)	
Fig. 4.....	23
Le calcaneus et ses axes. (d'après BOUCHET - 1978)	
Fig. 5.....	25
L'amortisseur de l'arrière pied (d'après De Doncker - 1981)	
Fig. 6.....	25
L'écartement du calcaneus sur des squelettes de pied. (d'après Volkov - 1904)	
Fig. 7.....	26
Représentation schématique des exostoses du tendon d'Achille.	
Fig 8.....	27
A) Comparaison des forces postérieures d'un cercopitheque en haut et de l'homme en bas (d'après Olivier - 1965). B) Squelette de pied droit de Prosimiens sauteurs montrant l'allongement démesuré du calcaneus et du naviculaire (d'après Vallois - 1955).	
Fig. 9.....	28
Les os du pied de la première rangée. (d'après BOUCHET - 1978)	
Fig. 10.....	31
<u>Articulatio talocruralis</u> (d'après Brizon et Castaing - 1972)	
Fig. 11.....	33
Calque radiologique de l' <u>articulatio subtalaris</u>	
Fig. 12.....	34
Représentation schématique des <u>articulationes Tarsi Transversae</u> , <u>Tarsometatarsee</u> et des <u>art. intertarsee</u> .	
Fig. 13.....	37
Amplitude des <u>articulationes metatarso phalangeae</u> et <u>interphalangeae pedis</u> (d'après Faure - 1981)	
Fig. 14.....	38
Direction des muscles permettant l'application de la pulpe au sol et la disposition en crochet des orteils de l'homme. (d'après FAURE - 1981)	
Fig.15.....	41
Chaîne cinétique ouverte et chaîne cinétique fermée.	
Fig. 16.....	42
Les muscles du plan profond de la loge postérieure de la jambe. (d'après BRIZON et Al. - 1977)	
Fig. 17.....	44
Action du <u>m. flexor hallucis longus</u> (d'après De Doncker - 1981).	
Fig. 18.....	45
Résultats E.M.G. entre les <u>mm. Flexor Hallucis Brevis et Longus</u> .	
Fig.19.....	48
Loge antérieure de la jambe (d'après BRIZON et Al. - 1977).	
Fig. 20.....	20
Répartition et action des muscles par rapport aux différents axes du pied.	
Fig. 21.....	53
Schéma des intrinsèques du pied (d'après BOUCHET - 1978)	

Fig. 22.....	62
Les différents axes du pied. A) d'après PALES 1960., B) d'après MORTON (cité par Michon - 1985)	
Fig. 23.....	63
Schéma de l'axe de Henke	
Fig. 24 - 1.....	66
Rôle des palettes du pied (d'après De Doncker - 1979)	
Fig. 24 - 2.....	67
La répartition des pressions. A) d'après Lelièvre (1971), B) d'après Kapandji (1978), C) d'après Pales (1960)	
Fig. 24 - 3.....	68
Vitesse et position des centres instantanées de pressions (C.I.P.) (d'après Draganich - 1980)	
Fig. 25.....	71
Répartition des appuis antérieurs (d'après Leduc - 1980)	
Fig. 26.....	72
Répartition théorique des pressions (d'après Lelièvre 1971)	
Fig. 27.....	75
Schéma de la voûte longitudinale en forme de coupole (d'après Kapandji - 1978)	
Fig. 28.....	76
Schémas comparatif d'une voûte et d'une ferme.	
Fig. 29.....	77
Le mécanisme de treuil de HICKS.	
Fig. 30.....	78
Direction des travées osseuses dans le corps humain (d'après Lelièvre - 1971)	
Fig. 31.....	84
Squelette du tarse du pied droit (d'après VOLKOV 1904)	
Fig. 32.....	86
Empreinte plantaire du pied droit d'une femme française de 30 ans.	
Fig. 33.....	88
Différentes empreintes plantaires (d'après Pales 1960)	
Fig. 34.....	90
Découpage en pourcentage des cycles de la marche. (d'après Plas 1983)	
Fig. 35.....	91
Les actions musculaires en fonction des cycles de la marche. (d'après Plas 1983)	
Fig. 36.....	113
Représentation de l'action du m. triceps sural dans la marche. (d'après Kapandji 1978)	
Fig. 37.....	124
La longueur du calcaneus et son angle par rapport à l'horizontale (angle téta).	
Fig. 38.....	147
Représentation schématique de l'expérience.	
Fig. 39.....	149
Schéma du matériel permettant d'acquérir les données.	
Fig. 40.....	150
L'angle 125 dans la marche pieds nus.	
Fig. 41 - 1.....	152
L'angle 145	

Fig. 41 - 2.....	153
L'angle 156	
Fig. 41 - 3.....	154
L'angle 246	
Fig. 42.....	154
Découpage de l'angle 145 EXT NU G A	
Fig. 43 - 1.....	157
L'angle 125	
Fig. 43 - 2.....	158
L'angle 135	
Fig. 44 .....	161
Centres Instantanés de Pression (d'après Draganich - 1980).	
Fig. 45.....	163
Comparaison de l'angle de la ferme avec l'angle jambe-pied	
Fig. 46.....	166
La hauteur des talons en fonction de l'âge parmi 16 sujets.	
Fig. 47.....	169
Conséquences mécaniques des talons hauts (d'après Robert d'Eshougues - 1975)	
Fig. 48.....	181
Le pied levier du deuxième genre. (d'après Giraudet - 1976)	
Fig. 49 A-B-C.....	183
Schéma de la brouette et de la succession des phases amenant l'équilibre	
Fig. 49 D et E.....	184
Schéma de la brouette et de la succession des phases amenant l'équilibre	
Fig. 50 A - B - C.....	186
Schéma des différents phases de l'élévation sur la pointe des pieds.	
Fig. 51.....	194
Squelettes de Primates érigés et semi-érigés (d'après Grasse - 1973)	
Fig. 52.....	199
<u>Pied antique (pes anticus), pied Néanderthalien (d'après Kapandji - 1978)</u>	
Fig. 53.....	200
Vues postérieures de la partie inférieure de la jambe et du pied gauche d'un chimpanzé (C), d'un squelette féminin de la Ferrassie (LF.II) et d'un homme moderne (FR). (d'après BOULE - 1939)	

**GLOSSAIRE**

**FERME** : Terme d'architecture sous-tendant le principe physique de construction d'une charpente.

**DIADOCOCINESE** : Mouvement alterné symétrique des membres. Ex : les marionnettes, la marche.

**PROPRIOCEPTION** : Ensemble des voies afférentes qui, stimulées de manière spécifique, déclenchent des réponses motrices appropriées.

**CHAINE CINETIQUE** : Ensemble des muscles qui travaillent à la réalisation d'un mouvement. Elle est **OUVERTE** si c'est l'extrémité inférieure qui se déplace et **FERMEE** si c'est l'extrémité supérieure.

**E.M.G.** : (Abréviation d'électromyographie). Appareil électrique permettant d'enregistrer l'activité des muscles et de la traduire sous forme graphique. La traduction sera en plus numérique si l'on adjoint un intégrateur.  
Variante : l'électromyocartographie.

**C.I.R.** : Centre Instantané de Rotation. Position du centre de rotation d'une articulation pour un mouvement donné et à une angulation donnée.

**C.I.P.** : Centre Instantané de Pression. Résultante de toutes les pressions à un moment donné du mouvement.

**ELECTROPODOSCOPE** : Appareil électrique permettant d'enregistrer les empreintes plantaire avec une notion qualitative et quantitative.

**ADDENDUM**

Tableaux complets des mensuration du pied.

18 à 45 ans	FEMMES		HOMMES	
	46 Kg	68 Kg	60 Kg	91 Kg
TOUR DE MOLLET	29,7	38,1	33	41
LONGUEUR DU PIED	22,1	25,9	24,9	28,7
LARGEUR DU PIED	8,1	9,9	8,9	10,2
STATURE	152	175	160	185

D'après HERTZBERG (1954)

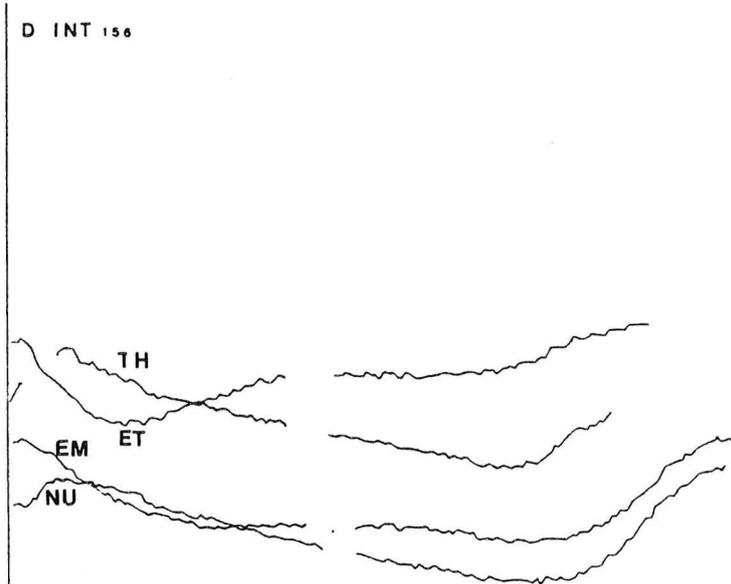
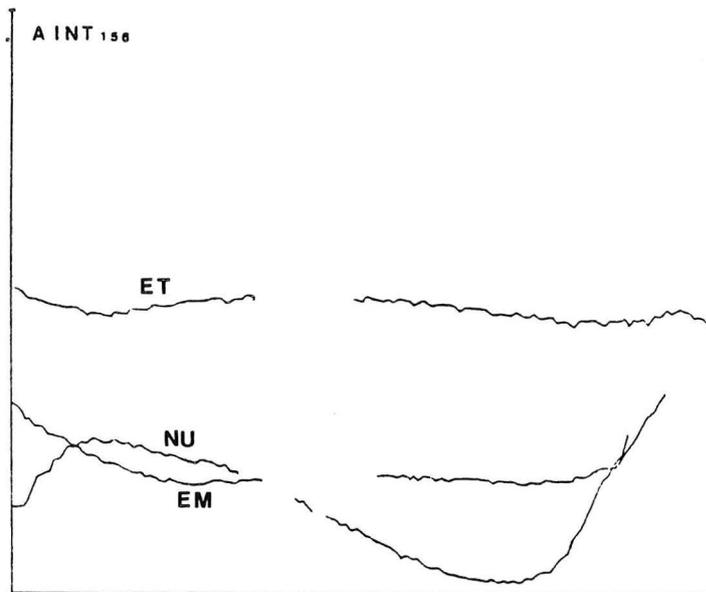
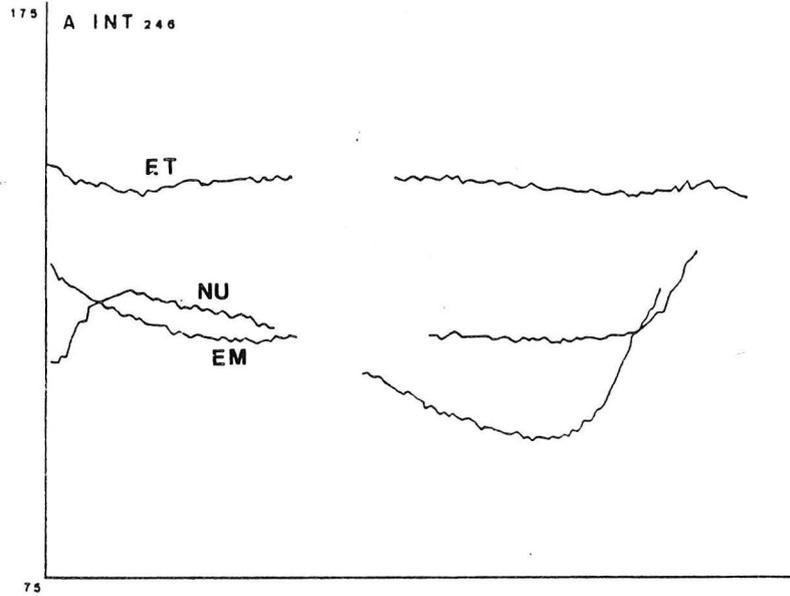
	SECRETAIRES	CONSCRITS	
LARGEUR DU PIED	9.5 ± 0.5 (133)	10,5 ± 0,6 (760)	(1)
LONGUEUR DU PIED	24.2 ± 1,0 (133)	26.6 ± 1.2 (760)	(1)
LONGUEUR DU MI (point ilio spinal)	90,0 ± 4.3 (140)	94,2 ± 4.7 (762)	(2)

(x) = nombre de sujet

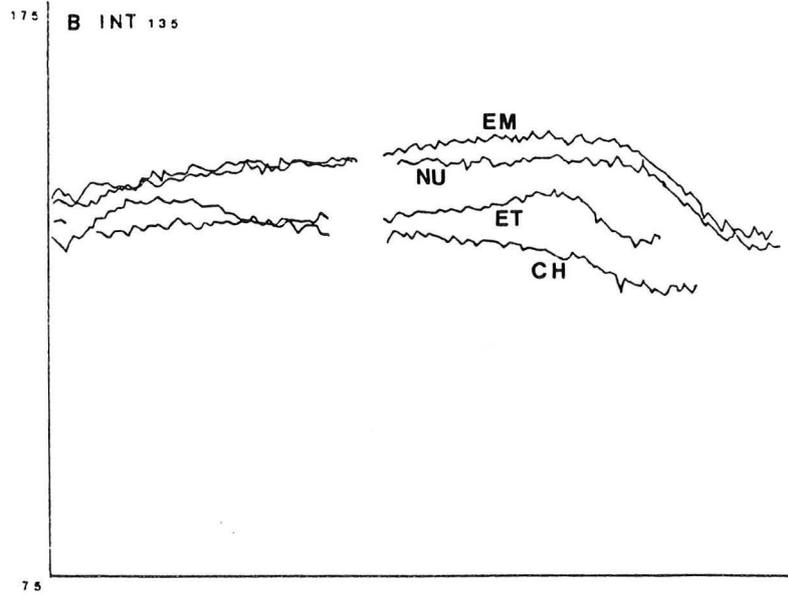
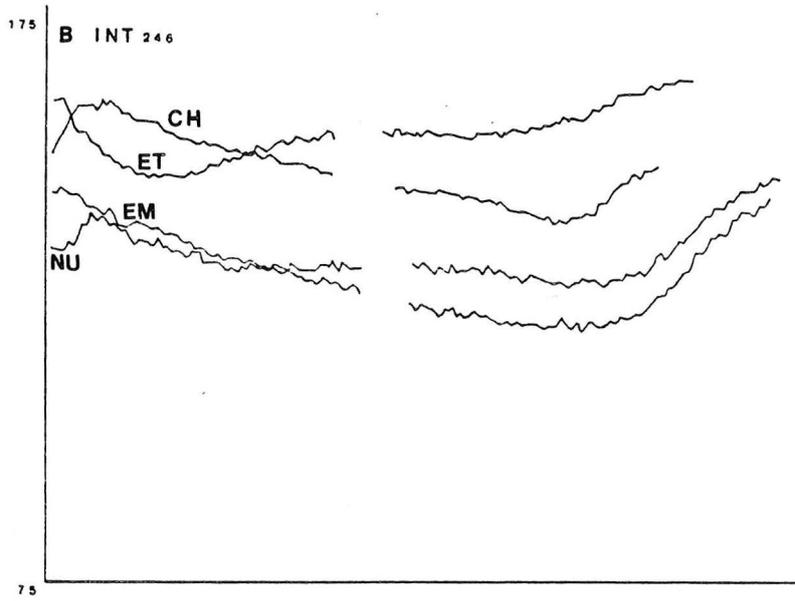
(1) = d'après DE FELICE (1958)

(2) = d'après BOUISSET et Coll. (1959)

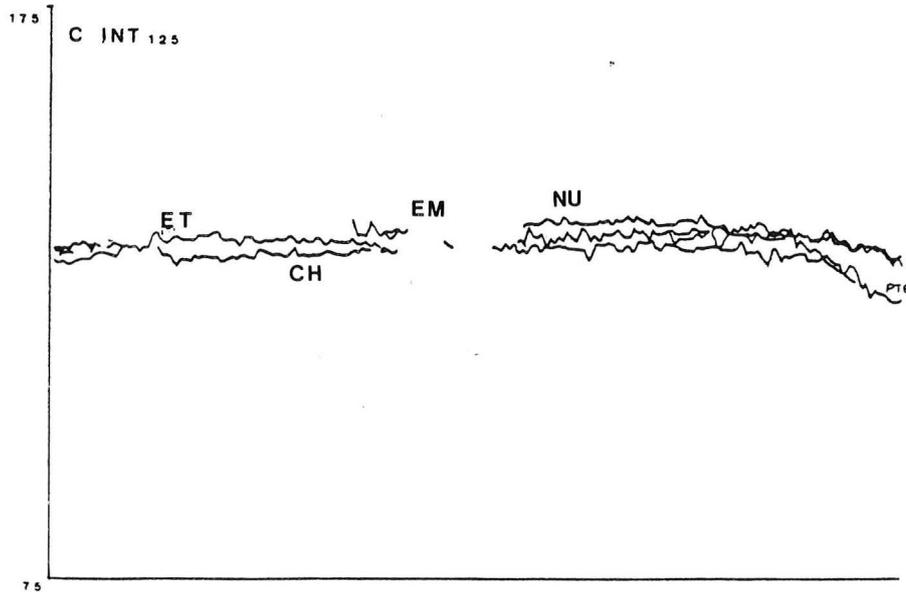
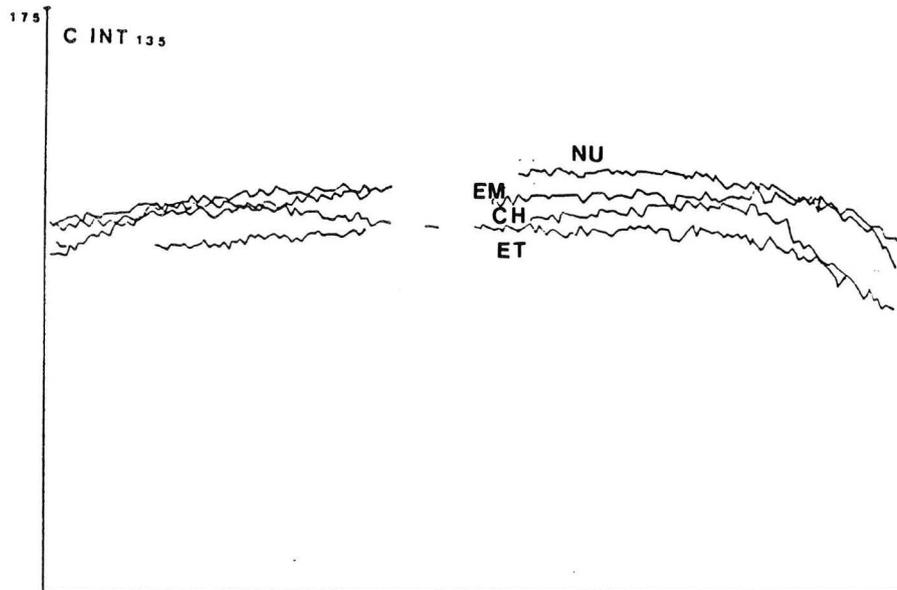
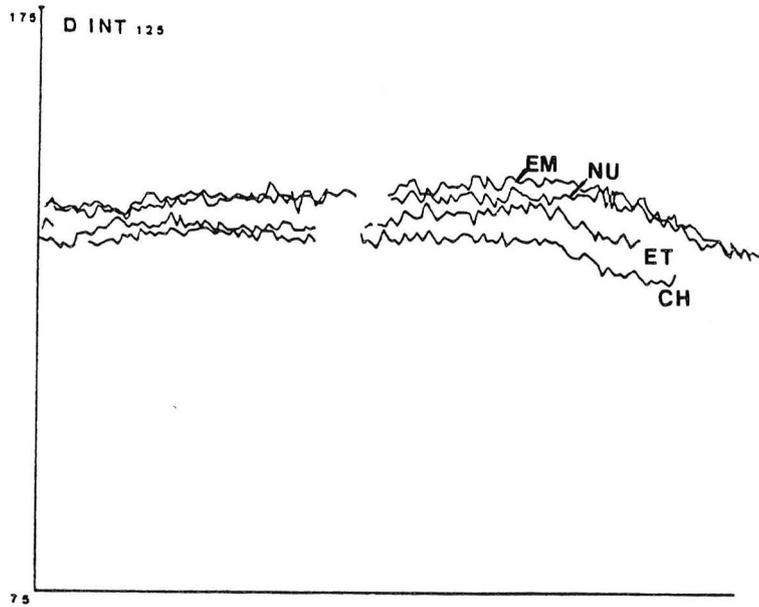
Complément aux figures 40 à 43



Complément aux figures 40 à 43



Complément aux figures 40 à 43



D NU INT D 156

156 7 F2

190 IMAGES

86.1626381696	87.2845211764	86.9941612307	86.7547941464
86.6489347322	86.6764294005	87.220651799	87.4463211582
87.2161712099	88.9979715874	89.2263123247	90.3200780821
90.538280242	91.5464224765	91.9961924772	91.6432567067
91.5427217143	92.640932899	92.3472765671	93.014374734
92.6009940375	92.5451327686	93.0526326822	92.8081208788
92.1099721214	92.310612532	92.5137234744	91.5788828196
92.0318746514	92.276954341	91.8283188208	91.4383351933
91.7286412344	91.9349420645	91.7035040157	91.4967508866
91.4578747194	91.112589027	91.574663382	91.7318509324
91.1070390254	91.0153823962	90.4120464164	90.934411759
89.9924376896	90.2637248311	89.7673471022	90.3825961556
90.0858385695	89.6329232364	88.9337653787	88.811766091
89.5967683744	87.9775859661	88.5955226161	88.3203358475
87.8753868396	88.0365991805	88.361571002	87.2038567183
87.496622248	87.5397758471	87.3635181172	87.3890622418
87.3092172148	86.5266990082	86.5073266739	86.0633695276
86.3750516156	86.8240238034	85.8784646615	86.2924798911
85.8259121897	85.6310966699	85.5324971652	85.8072395667
84.826805469	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
99999	99999	99999	99999
80.7201082798	80.6215246996	80.0165985959	79.9421503041
80.0541053183	79.6902671541	79.8797134597	79.9592656603
79.7469077516	78.8344874257	79.0303020614	79.0141720339
79.0009580853	79.0005739279	79.3641036075	78.5549655134
78.8816825513	78.5009142451	78.3947381387	78.0078063894
78.7704272389	78.5080130555	78.4229183176	78.4168117353
78.4285268974	77.9318270636	78.0825250804	78.3548314787
78.2727014148	77.7735702888	78.8412756327	78.3807074363
77.9368036057	77.883530232	77.9574624824	77.4812570736
77.4970452115	78.095609211	77.999294286	78.2877615551
78.0608068338	78.0662987556	78.0772877409	77.9822375579
78.420763202	78.1485039732	78.7349560608	78.5121086081
78.2873739284	77.9275262487	78.3897124848	78.5755889804
78.771785872	78.6146894804	78.5580897733	79.2357549381
78.7852449317	79.1893985092	79.4398409656	79.5266310028
78.8645172337	80.0800128051	79.8978368808	80.2797856071
79.8061952581	80.3497889235	81.7971628905	81.2701622003
82.3407472597	83.219852075	83.8003233999	84.477671628
84.1815091158	85.6776132603	87.4005205657	87.8500354856
89.056174115	89.6460521512	90.942579411	91.6274423141
93.796233065	93.7528905682	95.6136782317	96.740278555
97.887980473	99.8286789071		

VALEUR MINIMUM : 77.4812570736  
VALEUR MAXIMUM : 99.8286789071

---

Sujet D, pieds NUs, face INTerne, côté Droit, angle 156

En haut et à gauche :

- "156" = angle
- "7F2" = code de l'ordinateur
- "190" = nombre d'images
- les blancs sont représentées par "99999"

D NU EXT D 123

123 7F1

185 IMAGES

160.291947948	163.453718972	161.222598964	165.173796932
162.644329977	164.554533617	162.744156957	165.922165702
165.313719952	165.994509057	163.443525743	163.333551434
163.323471236	164.151480406	164.767672555	162.772533925
163.455512363	164.923147566	163.556119538	162.762877007
161.890248503	159.254957384	160.47716997	160.124638234
162.431938171	162.815513321	162.131819594	162.144843245
160.622755584	160.684413806	159.706155666	162.04984539
161.764229214	161.309306644	160.241770497	160.404336482
161.709751623	160.858256163	160.548884204	162.509657299
161.814033898	162.202819374	162.228838546	163.640070075
161.370708317	159.884081144	159.527741401	161.148545951
157.992633544	160.218295666	160.89022174	161.227895174
162.580251032	160.172540294	161.026398538	162.453435004
160.073941051	161.975689284	161.476110678	158.910412731
160.539108292	158.363918923	159.617701563	161.74058257
160.703567716	160.627671184	160.999826543	160.619108505
158.268921368	159.327231387	159.611762369	163.710237742
159.882356753	157.118724273	160.348903245	161.436708045
160.426058775	159.022590962	158.273164126	158.708659146
158.240806202	155.427716039	159.932684365	158.117412172
158.547199381	159.279592159	158.796304381	160.560959376
162.009449876	156.763199059	158.39336196	159.594294541
157.820005565	160.353086937	159.012729747	159.555566846
159.940047746	158.926531773	159.543346602	158.5580813
160.910076347	158.092628404	160.432336878	160.492103849
158.748813327	158.765425717	159.485671626	158.690409038
159.547751729	158.527431313	160.224570303	156.953376719
161.444327945	157.853028035	162.38881995	161.27392526
159.317833224	160.720660453	162.436649918	161.418827435
162.003804761	161.975812583	160.724196281	160.449457009
162.801307826	162.462989814	163.650344532	160.703453401
162.285097427	161.233303353	161.912739246	160.820461588
161.121175407	160.984227747	159.376827456	162.198725495
159.840332266	164.626938842	162.715575569	160.815533311
161.525301485	162.777745674	161.631394518	160.803125709
161.719183701	160.256143454	161.916854433	161.745674407
160.906423551	161.524208133	160.225748915	161.898073045
161.506998924	162.364422316	161.294319534	164.339485836
162.217596514	162.840834167	163.285144704	163.028726055
162.347307081	163.472965488	162.06339256	165.606094011
164.30164042	165.634291591	167.770506905	163.620810719
167.545999543	166.386790936	166.45188156	167.488415275
165.187645153	168.742033956	168.447009074	169.020542141
167.958992869	166.963381225	169.446604867	169.234647926
169.389625983	169.610277748	169.975463658	172.016589933
170.129520471			

VALEUR MINIMUM : 155.427716039

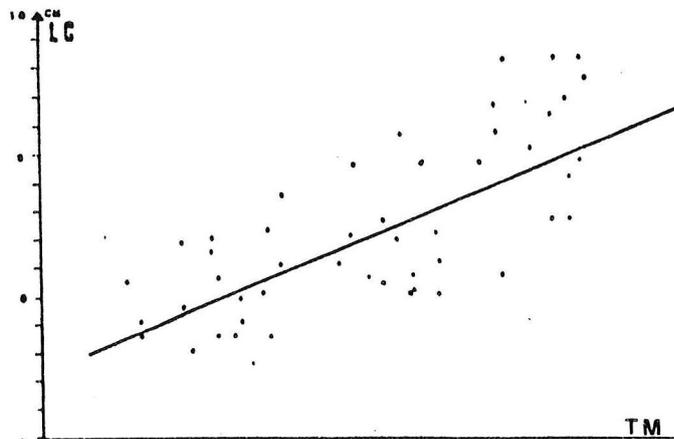
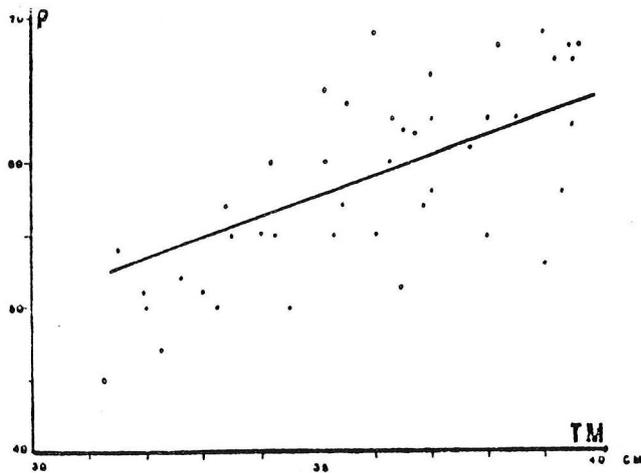
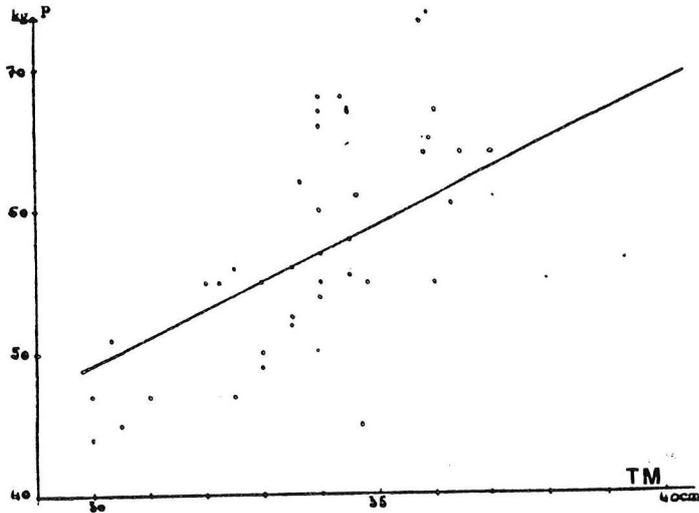
VALEUR MAXIMUM : 172.016589933

Sujet D, pieds NUs, face EXTerne, côté Droit, angle 123

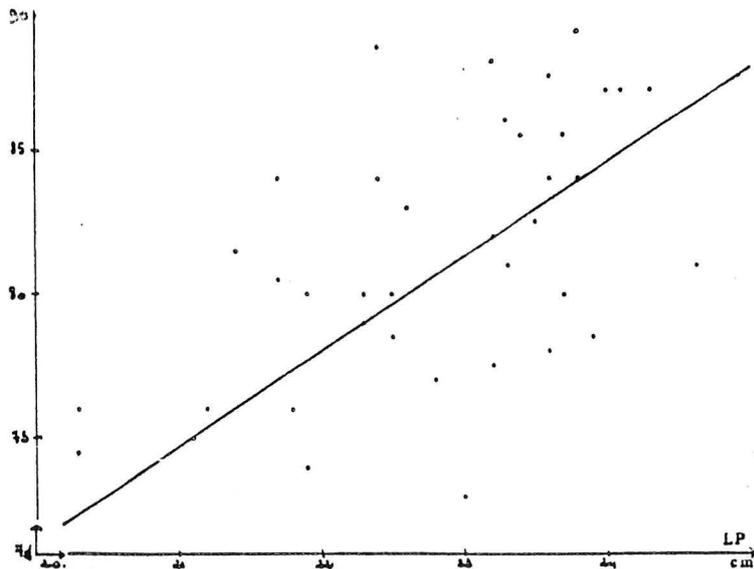
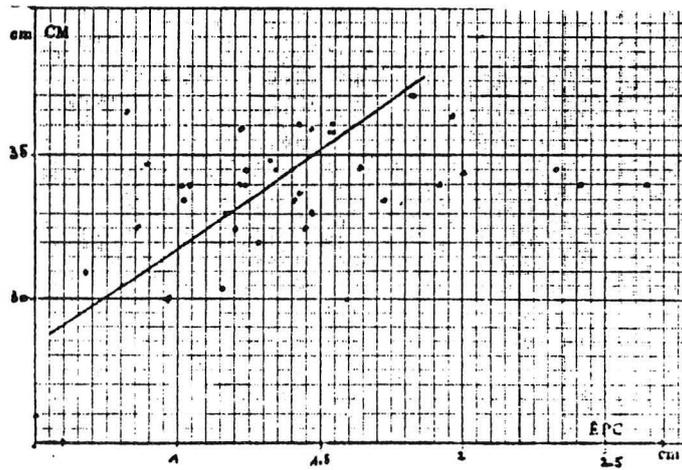
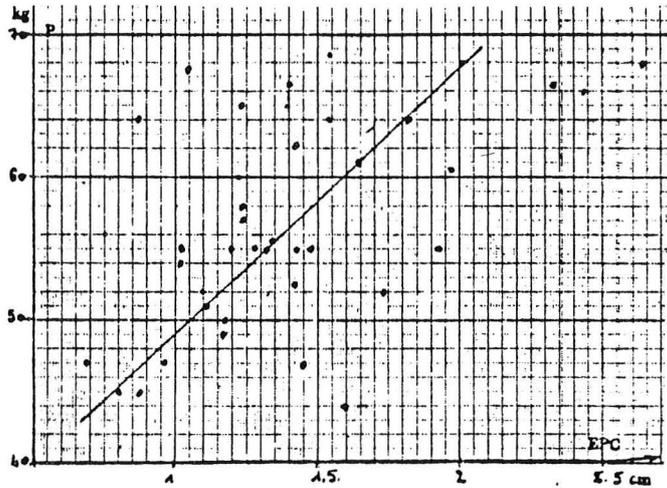
En haut et à gauche :

- "123" = angle
- "7F1" = code de l'ordinateur
- "185" = nombre d'images
- aucun blanc

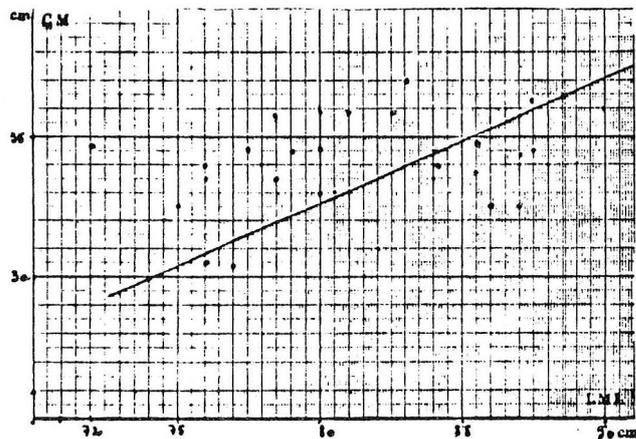
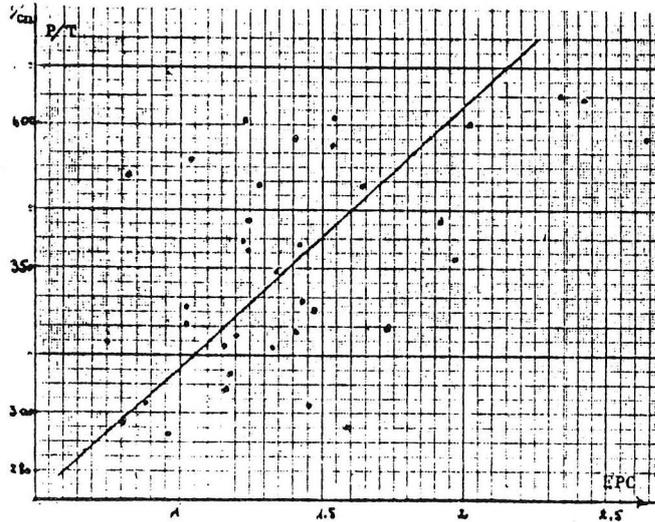
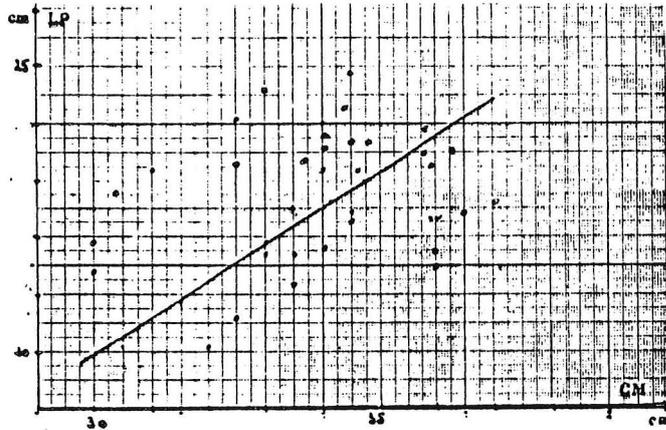
Droite de corrélation correspondant au tableau 5, page 130  
Etant donné que pour 12 paramètres nous avons 60 courbes possibles seul  
quelques exemples de graphique sont représentés.



Droite de corrélation correspondant au tableau 5, page 130  
Etant donné que pour 12 paramètres nous avons 60 courbes possibles seul  
quelques exemples de graphique sont représentés.



Droite de corrélation correspondant au tableau 5, page 130  
Etant donné que pour 12 paramètres nous avons 60 courbes possibles seul  
quelques exemples de graphique sont représentés.



```
AG      = Age
PO      = Poids
ST      = Stature
TE      = Angle teta
IPo(*)  = Index Porera
IPi(**) = Index du Pied
IP      = Largeur du Pied
LP      = Longueur du Pied
TM      = Tour du Mollet Droit
LC      = Longueur du Calcaneum
EPC     = Epaisseur du pli cutané
EM      = Longueur du Membre Inferieur Droit

(*) L'Index Porera = (poids * 100000)/(stature)3
(**) L'Index du Pied = (largeur * 100) / Longueur

A      )
B      ) sujet
C      )
D      )

INT    ) côté
EXT    )

125    ) angle de la
135    ) voussure du pied

145    ) variations dans le plan sagittal
156    ) des segments jambe et pied
246    )

PN     ) Pieds Nus
EM     ) pointe du pied en Elévation Moyenne
ET     ) Extension Totale de la tibio tarsienne
TH     ) avec Talons Hauts.
CH     )

0 à
70    > Hauteur du talon en mm

IG    > gastrocnemius interne gauche
EG    > " externe "
ED    > " " droit
IG    > " interne "
```

	MAXI	153,49	MINI	124,48		
	DEBUT	145,25	FIN	147,43		
		PS	%	Degré	*/PS	
A CHAUSS EXT 145	Phase 1	16,00	11,68	8,24	0,52	
	Phase 2	94,00	68,61	29,01	0,31	
	Phase 3	27,00	19,71	22,95	0,85	
	Tot PS	137,00	100			
	Temps Tot	0,69				
-----						
	MAXI	145,98	MINI	119,55		
	DEBUT	138,26	FIN	149,39		
		PS	%	Degré	*/PS	
B CHAUSS EXT 145	Phase 1	8,00	5,16	7,72	0,96	
	Phase 2	116,00	74,84	26,43	0,23	
	Phase 3	31,00	20,00	25,84	0,83	
	Tot PS	155,00	100			
	Temps	0,78				
-----						
	MAXI	145,98	MINI	114,31		
	DEBUT	129,54	FIN	145,98		
		PS	%	Degré	*/PS	
C NJ EXT 145	Phase 1	13,00	7,19	20,44	1,57	
	Phase 2	149,00	79,01	31,67	0,22	
	Phase 3	25,00	13,81	31,67	1,27	
	Tot PS	187,00	100			
	Temps	0,91				
-----						
	MAXI	134,62	MINI	114,31		
	DEBUT	148,49	FIN	152,93		
		PS	%	Degré	*/PS	
D CHAUSS EXT 145	Phase 1	13,00	7,60	13,87	1,07	
	Phase 2	114,00	68,67	20,31	0,18	
	Phase 3	44,00	29,73	38,62	0,88	
	Tot PS	171,00	100			
	Temps	0,85				
-----						
	MAXI	128,09	MINI	102,89		
	DEBUT	121,91	FIN	124,22		
		PS	%	Degré	*/PS	
A NJ EXT 145	Phase 1	17,00	11,72	6,18	0,34	
	Phase 2	102,00	79,34	25,2	0,25	
	Phase 3	28,00	17,93	21,33	0,82	
	Tot PS	147,00	100			
	Temps	0,72				
-----						
	MAXI	163,66	MINI	137,66		
	DEBUT	163,66	FIN	152,97		
		PS	%	Degré	*/PS	
D CHAUSS EXT 145	Phase 1	87,00	75,00	0	0,00	
	Phase 2	1,00	0,86	26	26,00	
	Phase 3	29,00	24,14	15,31	0,55	
	Tot PS	117,00	100			
	Temps	0,58				

Les valeurs de l'angle 145 décomposées comme vu dans le texte.

		MAXI	137,05	MINI	108,6	
		DEBUT	123,72	FIN	33,945	
		PS		%	Degré	°/PS
MOY NU	Phase 1	13,50	10,63	13,325	0,99	
	Phase 2	88,00	69,29	28,45	0,32	
	Phase 3	25,50	20,08	25,345	0,99	
	Tot PS	127,00	100			
	Temps	0,64				

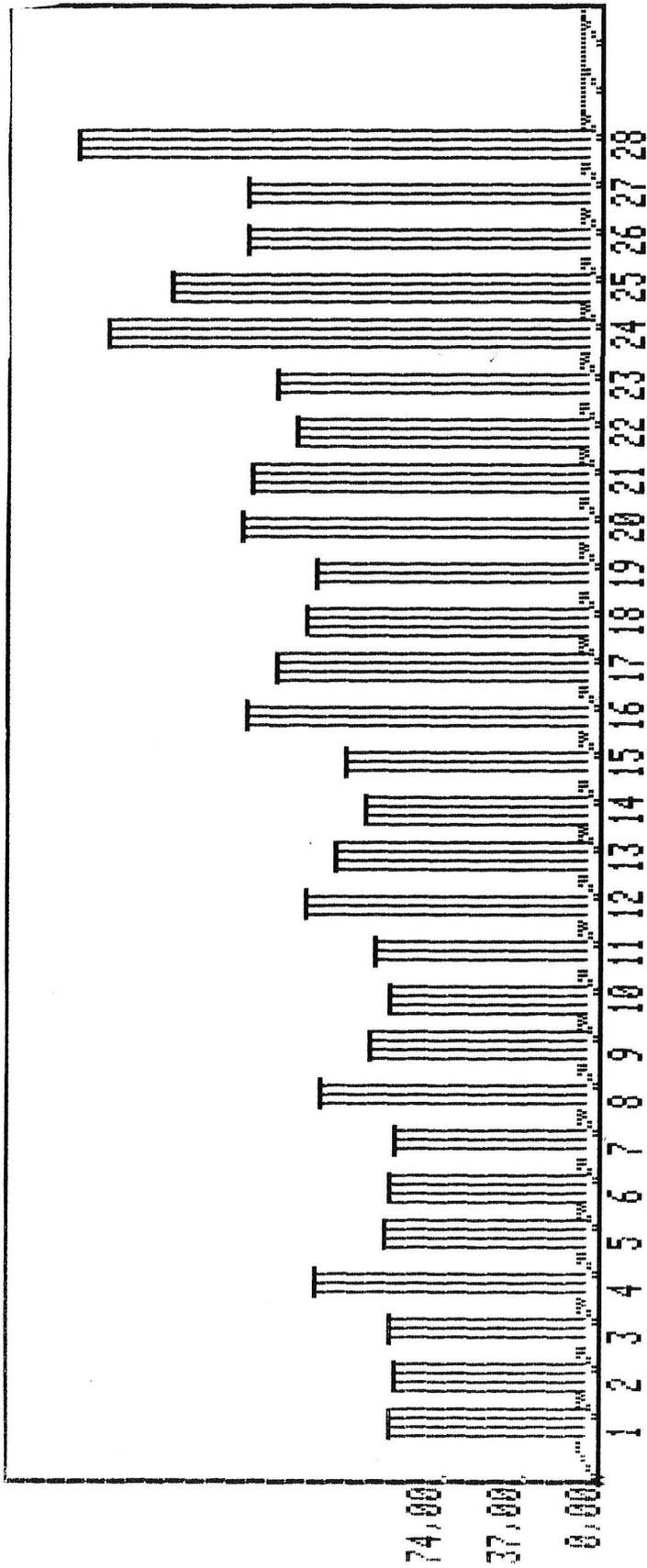
  

		MAXI	154,77	MINI	129,0775	
		DEBUT	148,91	FIN	149,68	
		PS		%	Degré	°/PS
MOY CHAUSS	Phase 1	12,33	7,99	5,8575	0,48	
	Phase 2	108,00	69,98	25,695	0,24	
	Phase 3	34,00	22,03	20,6025	0,61	
	Tot PS	154,33	100			
	Temps	0,77				

Moyenne de l'angle 145

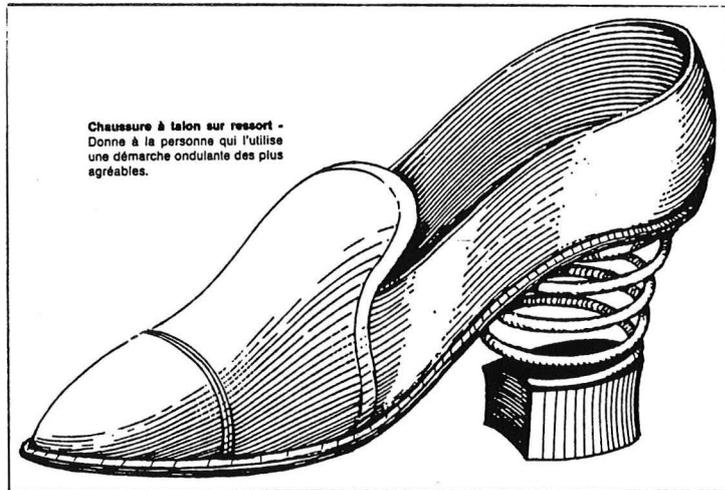
En haut pieds nus, en bas pieds chaussés

- % = Phase X / Tot PS. Pourcentage de chaque phase
- °/PS = Degré / PS (augmentation angulaire pour 1/200ème de seconde)
- Temps = Tot PS \* 0,002 seconde. Durée de la phase d'appui (1+2+3)
- Degré = Augmentation angulaire maximale de la phase correspondante.



Valeurs des E.M.G. du triceps pour différentes hauteurs de talon.

1 à 4 talon 0 mm ; 5 à 8 talon 15 mm etc... 28 = 70 mm.



**Association Corporative des Etudiants en Médecine de Lyon**  
8, avenue Rockefeller - 69373 LYON Cedex 08 - Tél. (7) 874.33.47