

REPERCUSSIONS DE LA PRONATION DU PIED SUR LE MEMBRE INFERIEUR ET LE RACHIS LOMBAIRE.

D.I.U DE BIOMECHANIQUE DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR ET DU
MOUVEMENT

CLEMENT LAURENT

REPERCUSSIONS DE LA PRONATION DU PIED SUR LE MEMBRE INFERIEUR ET LE RACHIS LOMBAIRE.

INTRODUCTION

L'appareil locomoteur constitue une chaîne osseuse articulée. Cette chaîne est rendue motrice par le jeu du système musculaire. Ce système ostéo-articulaire, musculo-aponévrotique et tendineux est organisé pour répondre à la principale contrainte subie par le corps : la gravité.

Depuis la bipédie, le pied est devenu l'élément d'interface entre l'appareil locomoteur et le support sur lequel il évolue, le sol. La gravité exerce sur le corps une force verticale vers le sol et c'est le pied qui, en réaction, supporte toute l'intensité de cette force.

Le pied a donc un rôle fondamental de fondation pour la posture.

En cas de déficience de maintien du pied ce sont toutes les structures ostéo-articulaires, musculo-aponévrotiques et tendineuses de maintien en station érigée de l'appareil locomoteur qui vont être impactées.

La déviation du pied la plus souvent observée est le mouvement de pronation, c'est de ce mouvement dont nous allons parler.

Nous allons rappeler l'organisation architecturale du pied et son fonctionnement pour décrire ensuite la pronation du médio-avant pied.

Nous détaillerons certaines des caractéristiques fonctionnelles du membre inférieur pendant la marche qui expliquent pourquoi la pronation du pied initie un mouvement global du membre inférieur et quel est le point de départ de ce mouvement.

Nous observerons ensuite ces modifications positionnelles, du pied au rachis lombaires, sur des clichés radiologiques.

Et après avoir évoqué la nature des contraintes biomécaniques induites sur un système articulaire qui ne travaille plus dans ses axes physiologiques nous ferons le lien de toutes ces descriptions avec un ensemble de pathologies communes.

Plan :

Le pied

A- Structure

- 1) Le pied base structurelle de l'appareil locomoteur
- 2) Le tripode et la voûte
- 3) Les arches

B- La pronation du médio avant pied

- 1) Description
- 2) Insuffisance fonctionnelle de M1
- 3) Difficulté d'observation

Modification positionnelle, du pied au rachis

A- La stabilité intrinsèque facteur aggravant des déviations

B- Le pied en charge, complexe sous-talien, le bloc calcanéopédieux

C- Modèle D'INMAN

D- Inclinaison antérieure du bassin

E- Synthèse et hyperlordose.

Observations radiologiques

- 1) Le pied
- 2) La cheville
- 3) Le genou
- 4) La hanche
- 5) Le rachis lombaire

Contraintes biomécaniques

Pathologies

- 1) Au niveau du pied
- 2) Au niveau de la cheville
- 3) Au niveau du genou
- 4) Au niveau de la hanche
- 5) Au niveau sacro iliaque et ilio lombaire
- 6) Au niveau du rachis lombaire

Conclusion

LE PIED

A Structure :

1) Le Pied base structurelle de l'appareil locomoteur.

Le pied est un système complexe qui sert de fondation et de base pour le maintien de la station érigée mais aussi d'axe autour duquel s'organise le mouvement lors de la marche pour l'ensemble de l'appareil locomoteur.

On peut reconnaître au pied deux fonctions :

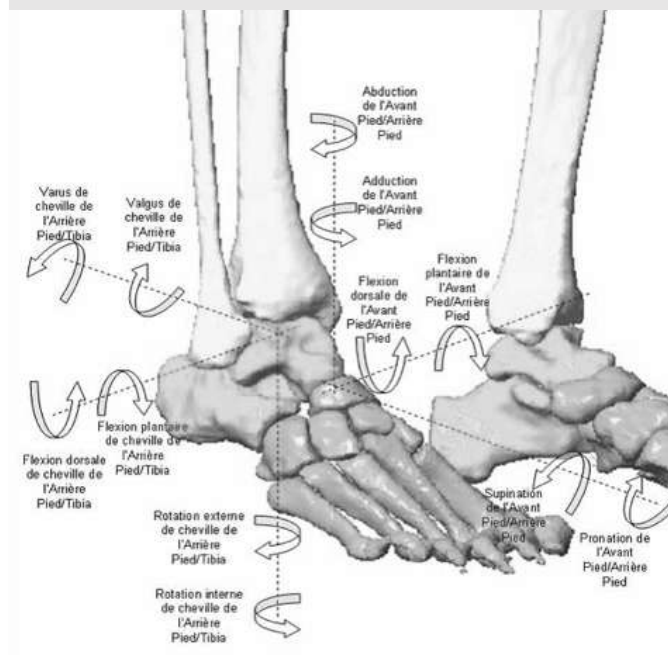
- une fonction que l'on pourrait dire « statique » d'adaptation positionnelle au sol pour une prise d'appui stable.
- une fonction « dynamique » d'amorti et de restitution d'énergie pour la propulsion et le mouvement.

Ces deux fonctions ont pour but de permettre au pied de jouer son rôle : offrir une base architecturale la plus stable possible.

Cette stabilité est nécessaire pour que le l'ensemble de l'appareil locomoteur puisse faire coïncider mobilité et économie d'énergie.

En physiologie les positions anatomiques de référence nous donnent une description géométrique de cette organisation squelettique globale de l'appareil locomoteur à partir de laquelle pour la station debout et la locomotion, le jeu articulaire se fera avec les contraintes les plus faibles possibles et un travail musculaire de la plus faible intensité possible.

Figure 1: Les axes de mouvement du pied



2) Le tripode et la voûte.

Si l'on décrit de nombreux axes de mouvements du pied (fig.1), avec des amplitudes importantes en décharge, le pied en charge se comporte comme une structure relativement peu mobile qui va travailler de façon plutôt élastique.

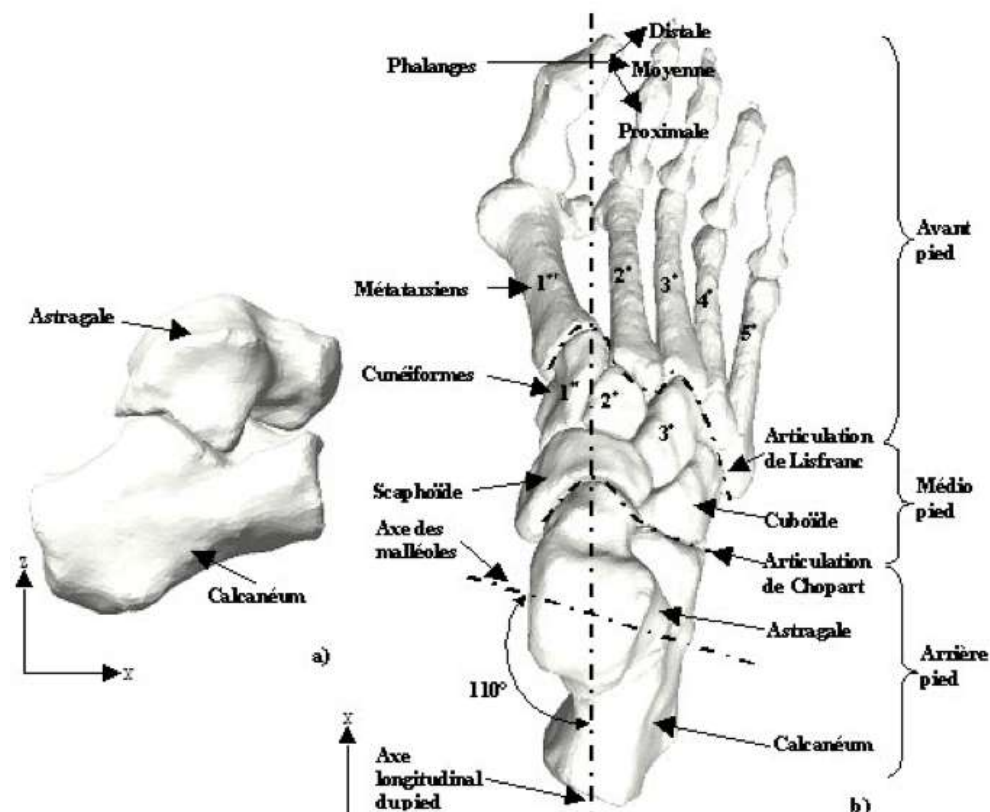
Si l'on veut comprendre le fonctionnement du pied et de l'appareil locomoteur il faut considérer le pied comme le segment proximal du système, sa base, et non comme le segment distal.

On a :

- Un contrôle de l'abattée du pas à partir de la phase taligrade.
 - Un étirement en phase plantigrade sous la charge du corps (qui permet un travail d'amorti) et une mise en tension des structures plantaires et notamment de l'aponévrose.
 - Puis une restitution d'énergie en fin de phase pré oscillante qui réalise un travail de propulsion.
- Cette fonction élastique est déterminée par l'organisation structurelle du pied, son système ostéo articulaire et musculo aponévrotique complexe.

On divise communément le pied en trois parties distinctes :
ARRIERE PIED/MEDIO PIED/AVANT PIED (fig.2)

Figure 2: La division du pied, Arrière pied, Médio pied, Avant pied



Ces trois éléments forment une voûte (fig.3).

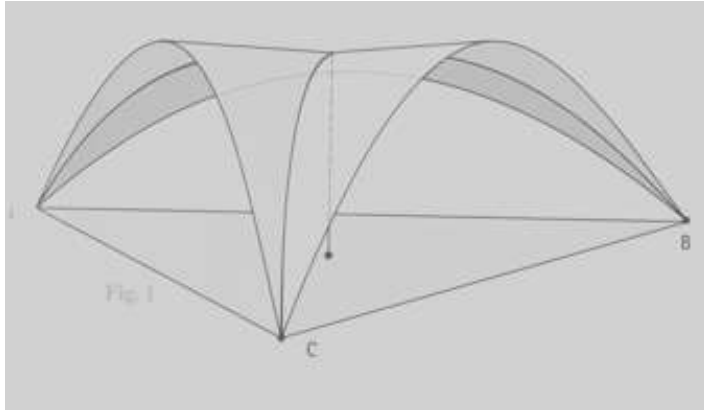


Figure 3: Voute soutenue par trois arches

Kapandji (1) fait une description très précise de l'organisation architecturale du pied, de cette voûte et des arches qui la compose (fig.4).

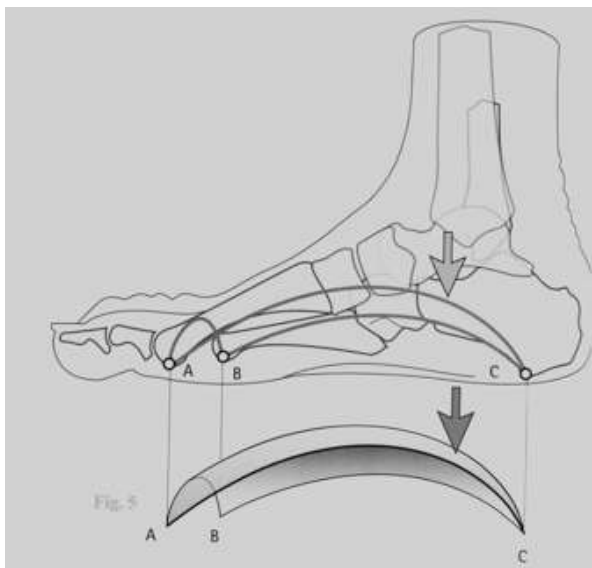


Figure 4: La voute du pied et ses arches.

Entre chacun des trois appuis de la voûte, qui forment un tripode, est tendue une arche. On compte trois arches : AB Arche antérieure / BC Arche externe / AC Arche interne. Cette voûte est une structure architecturale complexe faite de telle sorte que :

La structure osseuse permet une réception des charges du poids du corps au niveau de la clef de voûte. Les travées osseuses assurent la transmission des efforts mécaniques.

Le système ligamentaire soutient les éléments osseux et donne une liberté de mouvement et d'amorti.

Muscle et aponévrose sont « fondus » en un système fort et résistant en charge.

Les corps musculaires sont courts et établis sur toute la surface du pied avec une fonction de force plutôt que l'amplitude du mouvement.

L'aponévrose importante tapisse le pied en s'insérant au niveau du calcaneum et sur la base des 1ères phalanges et donne cette fonction élastique au tripode (emmagasine l'énergie par étirement et la restitue).

3) Les arches.

Arche antérieure :

Est formée de l'alignement des têtes métatarsiennes. Cette arche est fictive car toutes les têtes sont au sol. Elle n'en a pas moins un rôle élastique, les métatarsiens sont liés entre eux par des muscles et des ligaments interosseux qui permettent un mouvement d'écartement et de regroupement.

Lors de la marche on a un déroulé des appuis du 5^e métatarsien au 1^{er} métatarsien sur lequel se finit le pas.

Arche externe : (fig.5)

Appui du calcaneum/Cuboïde/5^e métatarsien.

Les travées osseuses assurent la transmission des efforts.

Très peu formée, elle est quasiment plane et est au contact du sol sur toute sa longueur par le biais des parties molles.

Elle peut s'étirer faiblement et sert de pivot au mouvement de déroulé du pas.

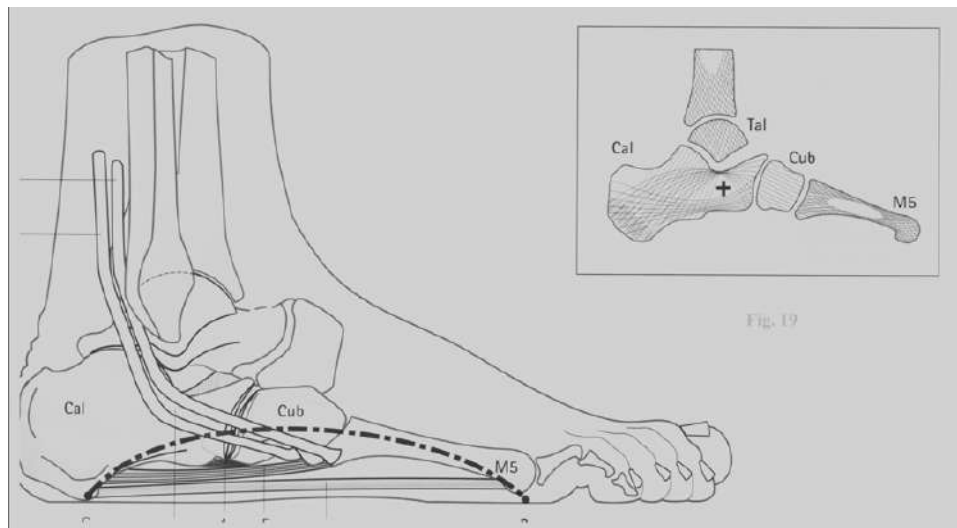


Figure 5: Arche externe.

Arche interne : (fig.6)

Elle est formée de 5 pièces osseuses :

Appui du calcaneum/Talus/Scaphoïde/Cunéiforme/1^{er} Métatarsien.

On retrouve la transmission des efforts mécaniques dans la disposition des travées osseuses.

Elle est beaucoup plus mobile que les deux autres arches, elle peut s'étirer et se contracter.

L'arche interne est la seule à offrir un réel mouvement d'adaptation, elle est composée de quatre articulations qui offrent peu d'amplitude chacune mais la mobilité de l'ensemble est augmentée par autant d'articulations.

Elle est la seule à être pourvue d'un système musculaire propre travaillant dans son axe, et ayant pour fonction son maintien. (Court fléchisseur de l'hallux, abducteur et adducteur forment les cordes totales de l'arche).

D'autre part les muscles de la jambe travaillent également au maintien de cette arche :

- Tibial postérieur travaille à un abaissement de l'arc boutant antérieur.

- Long fibulaire et Long fléchisseur de l'hallux fléchissent le 1^{er} méta sur le cunéiforme et sur le talus pour augmenter la concavité de l'arche.

- Le muscle tibial antérieur a un rôle à peu près équivalent, il tire la clef de voute vers le haut.

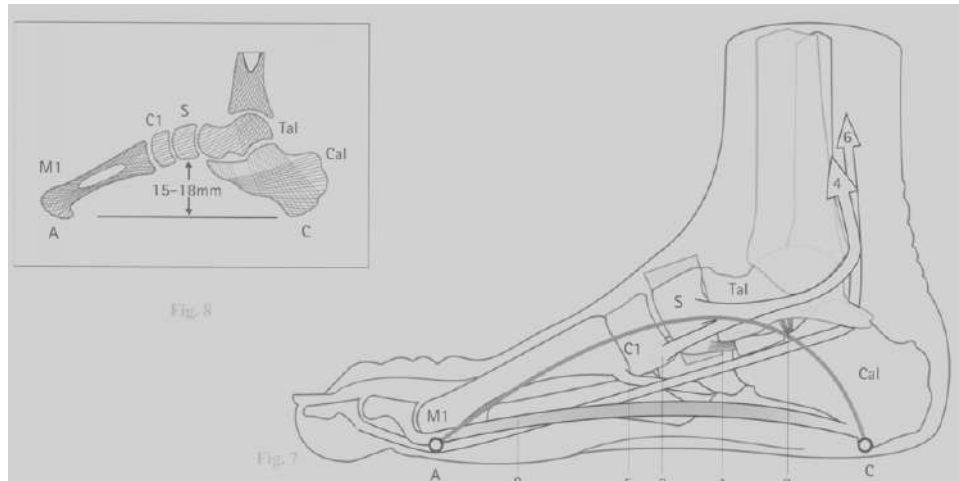


Figure 6: Arche interne.

B La pronation du médio avant pied :

1) Description :

La pronation du médio avant pied est une déviation observée le pied en charge dans le plan frontal, elle peut être décrite comme une bascule du pied en interne.

Attention à la terminologie employée qui souvent décrit le pied en décharge :

Un avant pied qui a tendance à basculer vers l'intérieur sera décrit en décharge comme un « avant pied supinateur » alors que si l'on observe le pied en mouvement et donc en charge on parlera plus justement d'un « pied pronateur ».

Si l'on se fie uniquement à l'empreinte du pied sur podoscope on risque d'évoquer un pied creux car il y a souvent un décollement de la bande externe de l'empreinte alors que ce décollement est dû à la bascule en interne du pied et non à la concavité excessive des arches.

La déviation en pronation est différente du pied plat en ce sens qu'elle n'est pas forcément associée à un affaissement important de l'arche interne. Cependant en règle générale lorsqu'il y a un affaissement de l'arche interne on note également une bascule du pied en interne.

Cette différence entre affaissement et bascule est importante car un affaissement seul ne génère pas (ou peu) de mouvement rotatoire du membre inférieur.

Cette pronation du médio avant pied est observée à la station debout en statique, mais plus évidemment en dynamique. La déviation, lorsqu'elle est observée en statique, est toujours majorée en dynamique.

2) Insuffisance fonctionnelle de M1

Cette pronation du médio avant pied est quasiment toujours associée à ce que l'on nomme une insuffisance fonctionnelle du premier rayon. C'est une difficulté du premier métatarsien(M1) à jouer son rôle de prise de charge en statique et (ou) en dynamique.

On parle de brièveté de M1, d'horizontalisation de M1, d'hyper laxité... le fait est que le pied doit basculer en interne pour que le premier métatarsien prenne correctement sa charge.

La seule façon d'objectiver cette insuffisance d'appui du premier rayon semble être de réaliser des mesures sur une plateforme podométrique :

- On fait une 1ere mesure de la force d'appui de la tête du premier métatarsien en position statique sans correction positionnelle du pied.

- On fait une deuxième mesure de la force d'appui du premier rayon, le pied en position anatomique de référence.

- En cas d'insuffisance fonctionnelle du premier rayon on note une différence entre ces deux mesures.

Dans les cas de pronation importante on a un décollement total de la première colonne qui s'élève du sol au redressement de la cheville et du pied dans l'axe.

-C'est effectivement l'arche interne qui offre le plus de mouvement et par conséquent, c'est elle la plus concernée par des défaillances fonctionnelles. De plus lors de la croissance l'enfant présente naturellement cette pronation du pied, qui se corrigera totalement ou partiellement avec la croissance. On peut également penser qu'au passage à la bipédie le pied a dû modifier considérablement sa position et que très vraisemblablement, il était très pronateur à l'origine. Enfin il est intéressant de noter que les patients IMC présentent majoritairement cette même déviation pronatrice, qui prend alors des proportions bien plus importantes.

3) Difficulté d'observation :

La station debout en statique positionne les articulations du membre inférieur en position de « blocage » qui permet une forte stabilité.

Cette stabilité articulaire intrinsèque permet au système musculo squelettique de l'appareil locomoteur le maintien, en station debout et à la marche, avec une dépense minime d'énergie.

En statique le pied peut réussir à se maintenir dans l'axe malgré des défauts de répartition des charges de l'avant pied et donc masquer ce défaut d'appui.

Lors du déroulé du pas (fig.7), le pied attaque l'appui par le talon en externe, on a ensuite le pivot sur la bande externe du pied (l'arche externe) puis un déroulé des appuis sur les têtes métatarsiennes de la 5^{ème} à la 1ère sur l'arche antérieure.

La fin du pas ou phase de propulsion se fait sur le premier rayon, première tête métatarsienne et gros orteil.

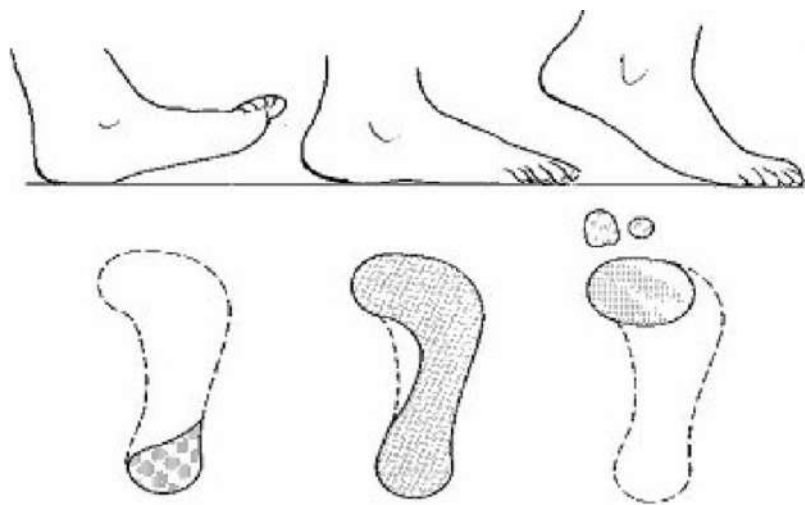


Figure7 : Le déroulé du pas.

La prise de charge du premier rayon est donc majeure en phase d'appui unipodal plantigrade et au tout début de la phase de propulsion, juste avant le transfert de charge sur le pied controlatéral.

A la marche les facteurs de « stabilité passive » ne suffisent plus, en cas d'insuffisance fonctionnelle du premier rayon, les efforts appliqués sur le pied sont tels que la prise d'appui du premier rayon devient une nécessité qui force à la pronation du médio avant pied.

C'est pourquoi la déviation doit être mise en évidence en dynamique et sur une durée de marche assez longue pour éviter que le patient puisse contrôler son pas. L'utilisation d'un tapis de marche est nécessaire pour une bonne observation de la marche.

Modifications positionnelles : Du pied au rachis.

A Une stabilité intrinsèque à l'origine d'une rotation globale du membre inférieur.

En station érigée statique le maintien passif des articulations en position de blocage permet une très faible dépense d'énergie.

Pour permettre cette économie d'énergie à la marche pendant les périodes de fortes contraintes de prise de charge, les articulations du membre inférieur en phase d'appui vont se rapprocher de cette position de stabilité maximum.

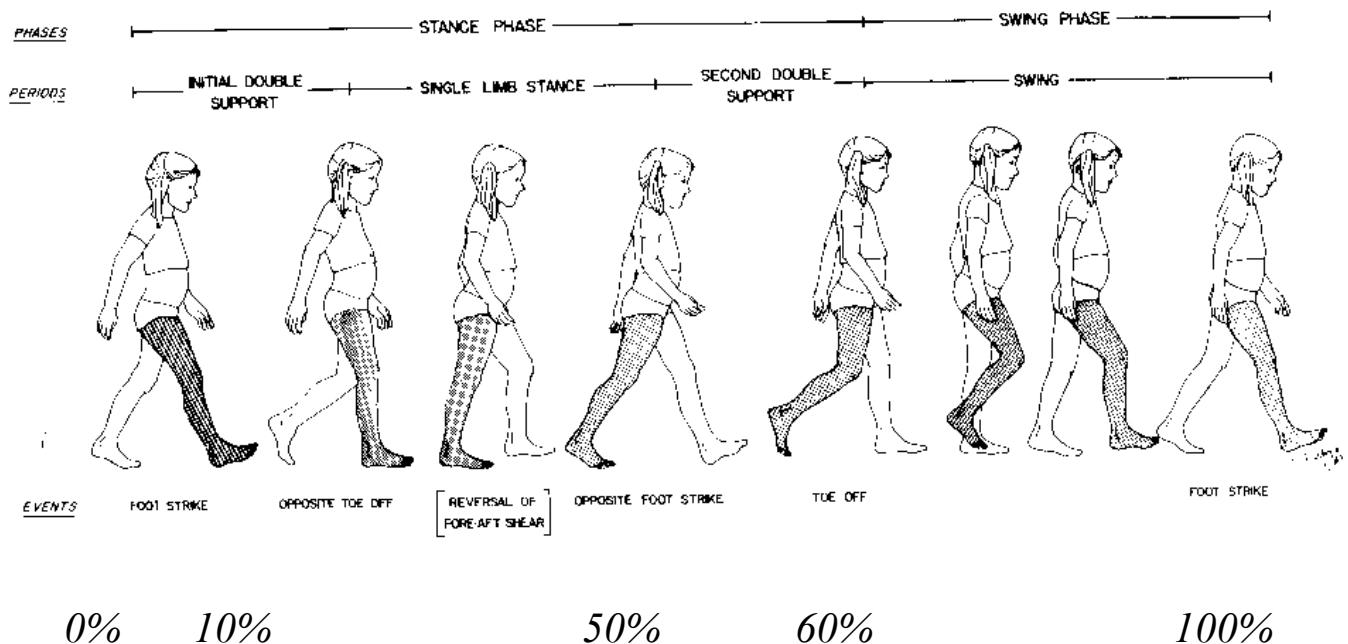
Le cycle de marche(Fig.8) correspond à une période comprise entre deux attaques successives du même talon au sol, on considère cette période de 100%.

On a une phase d'appui de 0% à 60% de ce cycle, puis une phase oscillante de 60% à 100% du cycle. La phase pendant laquelle le membre subit le plus de contraintes est la phase de support de la charge, elle est comprise entre 10% et 50% de ce cycle de marche.

Le détail de la phase d'appui est le suivant :

0-2%	contact initial	Double appui réception
2-10%	Mise en charge	Double appui réception
10-30%	Milieu d'appui	Support de la charge
30-50%	Fin d'appui	Support de la charge
50-60%	Phase pré-oscillante	Double appui propulsion

Figure 8 : Le cycle de marche



A la marche les amplitudes de mouvement des articulations du membre inférieur sont faibles, elles le sont encore plus pendant cette phase de prise de charge. Pendant cette phase le tibia avance sur le pied, l'articulation talo-crurale est une poulie qui ne permet que les mouvements de flexion/extension et le genou reste en extension. Le verrouillage articulaire rend le tibia solidaire du fémur.

Cette organisation est très efficace sur un support ferme et stable : Le pied prend ses appuis et reste dans l'axe, le talus garde une position de référence et permet un fonctionnement optimum dans son axe physiologique de l'articulation talo-crurale et donc un bon positionnement des segments supérieurs.

Lorsque la base de cette organisation architecturale est défaillante, c'est l'ensemble des segments supérieurs qui vont subir une déviation. Ces facteurs de stabilité vont contraindre à la déviation de l'ensemble.

B Le pied en charge, complexe sous-talien, bloc calcanéo pédieux.

Pour comprendre l'origine des déviations du membre inférieur il faut commencer par la charnière sous-talienne.

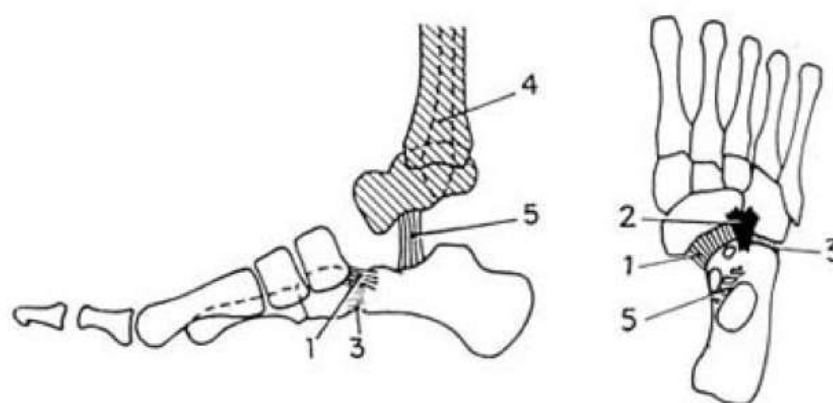
Le Talus transmet les efforts du poids du corps au pied sur la voûte et inversement c'est donc le talus qui soutient l'ensemble les segments supérieurs. Il présente des surfaces articulaires orientées vers la pince bi-malléolaire, qui vont permettre « l'avancée du tibia sur le pied ». C'est le mouvement de flexion-extension de la cheville. Le talus est solidaire de la pince bi-malléolaire c'est lui qui va déterminer l'orientation du squelette jambier.

Le talus ne reçoit aucune insertion musculaire, son positionnement dépend de la structure sur laquelle il repose.

Le talus transmet ses efforts à ce que l'on appelle le bloc calcanéo pédieux. Le bloc calcanéo pédieux (Fig.9) est bien décrit dans un article de la Maîtrise orthopédique de R. SERINGE et P. WICART qui rappellent l'évolution de cette notion (2)

Figure 9 : Le bloc calcanéo-pédieux (BCP) séparé de l'unité talo-tibio-fibulaire (UTTF) (4) par le ligament talo-calcanéen inter-osseux (5)

Vue dorsale du BCP : il est formé par le calcaneum et le médio-avant-pied solidement unis par les ligaments calcanéo-naviculaire plantaire (1), calcanéo-cuboïdo-naviculaire en Y de Chopart (2) et calcanéo-cuboïdiens (3)



C'est autour de l'axe de Henke (fig.10) (oblique en bas en arrière et en dehors) que se font les mouvements élémentaires du bloc Calcanéo pédieux par rapport à l'unité Talo-tibio-fibulaire. Le pivot est représenté par le ligament interosseux Talo-calcanéen (ligament en haie de Farabeuf).

Ce sont les mouvements d'inversion et d'éversion décrits en décharge.

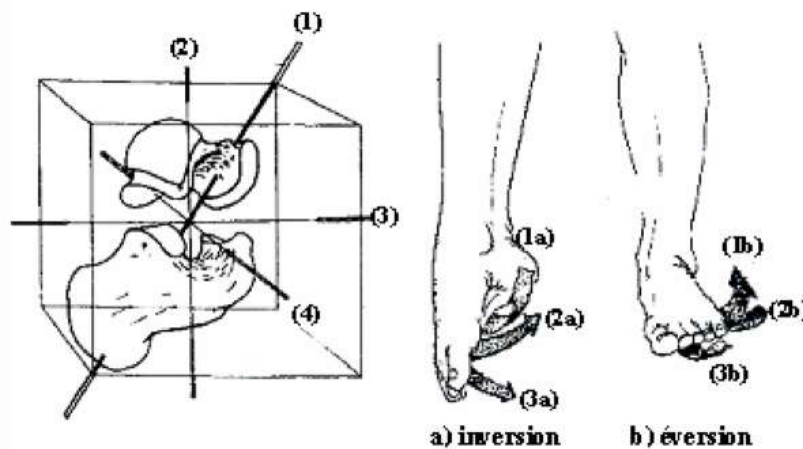


Figure 10 : Les mouvements d'inversion et d'éversion (d'après Calais-Germain, 1986)

Axe de Henké : (1)
 axe vertical : (2)
 axe antéro-postérieur : (3)
 axe médio-latéral : (4)
 (1a) : supination,
 (1b) : pronation,
 (2a) : adduction,
 (2b) : abduction,
 (3a) : flexion plantaire,
 (3b) : flexion dorsale.

Lors du moment de contrainte maximum, les charges supportées par le pied sont orientées vers l'arche interne. Le premier métatarsien est le point de soutien de l'arc boutant antérieur de l'arche, une insuffisance ou une défaillance de cet appui entraîne une bascule médiale jusqu'au moment où le pied trouve une position de blocage et de soutien efficace. C'est la bascule interne du bloc calcanéopédieux. (Fig.11)

Figure 11: Pronation du pied, bascule interne du bloc calcanéopédieux.



C Modèle d'Inman.

La pronation du pied à l'origine de la rotation interne du squelette jambier.

On doit à Inman (3) un modèle simplifié du fonctionnement du complexe articulaire sous-talien chez le sujet en charge (fig.12). Il s'agit de deux pièces de bois attachées l'une à l'autre à angle droit au moyen d'une charnière dont l'axe est incliné à 45° : la rotation axiale d'une des planchettes entraîne la rotation de l'autre.

Si l'on assimile l'une des planchettes au pied et l'autre au squelette jambier on comprend ainsi comment la rotation axiale du pied en pronation entraîne la rotation médiale du squelette jambier(Fig.13).

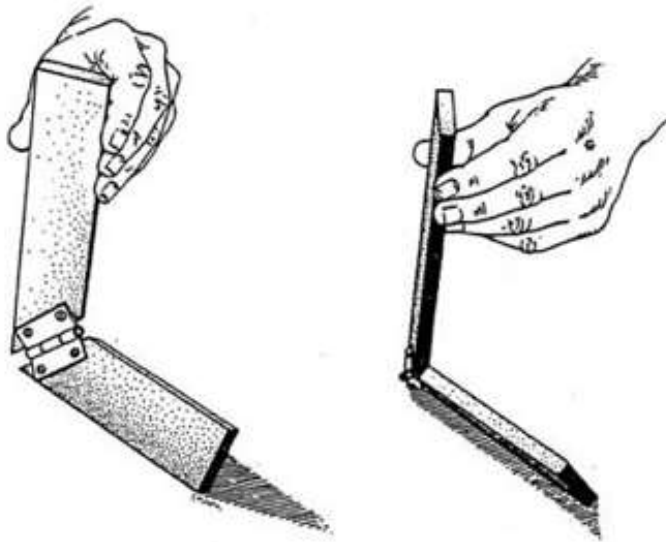


Figure 12 : Modèle d'INMAN.

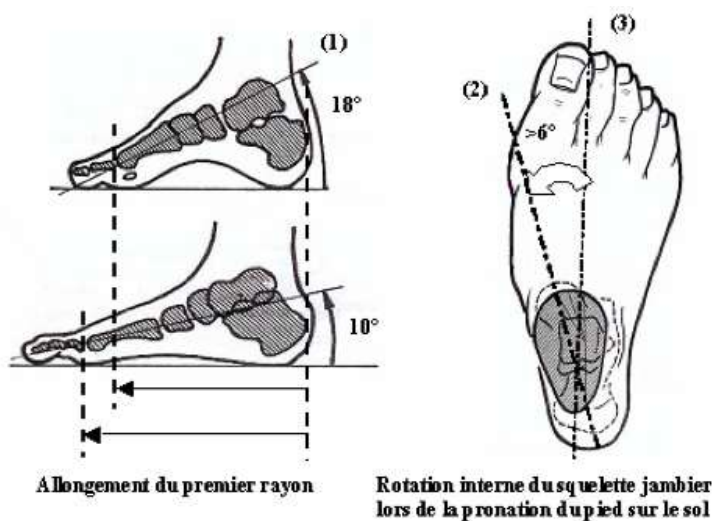


Figure 13: Rotation interne du squelette jambier.

(1) : axe longitudinal du premier métatarsien
(2) : axe antéro-postérieur du tibia,
(3): axe longitudinal du pied.

D Inclinaison antérieure du bassin, le mouvement de nutation.

Dans une étude publiée, Khamis (2007) (4) a montré une augmentation significative de l'inclinaison antérieure du bassin avec la rotation interne du membre inférieur induit par la pronation du pied. (Fig.14)

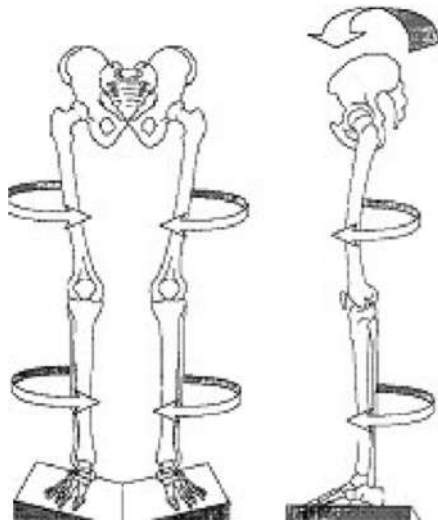


Figure 14 : Effet de l'hyper pronation du pied sur l'inclinaison antérieure du bassin (Khamis, 2007)

La rotation médiale du fémur associé à la flexion de hanche a pour conséquence un mouvement de nutation du bassin (Fig. 15) (mouvement décrit en médecine obstétrique) :

- antéversion du bassin
- rapprochement des ailes iliaques vers l'avant
- écartement des ischions

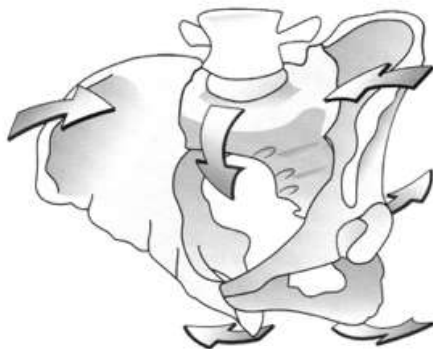


Figure 15 : Mouvement de nutation du bassin

E Synthèse et hyperlordose.

Le cheminement suivi nous fait remonter de bas en haut le membre inférieur par le biais des systèmes articulaires.

La pronation du pied entraîne la rotation interne du squelette jambier, le genou en position de blocage effectue une rotation médiale et le fémur solidaire du genou suit ce mouvement rotatoire.

Enfin l'antéversion du bassin modifie l'orientation du plan d'articulation sacro-iliaque et entraîne l'hyperlordose lombaire.

Observations radiologiques :

Avec le système EOS, nous avons réalisé la capture d'image de deux postures différentes chez un même patient. Le système EOS en plus de faibles charges de radiation permet simultanément la prise d'un cliché de face et d'un cliché de profil.

Deux positions sont étudiées chez un même patient :

- En statique debout appui les pieds dans l'axe de référence (fig.16)
- En statique debout les pieds en pronation (fig.17).

Le patient pour passer d'une position à l'autre ne fait que mobiliser son médio pied pour entraîner un mouvement de pronation.

Ces clichés sont pris en statique pour l'immobilité du sujet.

Nous allons observer les changements de position des segments osseux induits par cette bascule du pied et vérifier la description théorique précédente.



Figure16 : Statique, debout les pieds dans l'axe de référence.



Figure 17 : Statique, debout les pieds en pronation.

1) Le pied :

Au niveau du pied les déviations sont mal perçues sur les clichés radio.

Le système EOS ne permet pas de prendre le pied dans sa totalité et le nombre d'articulations rends flou l'analyse.

On observe cependant cette bascule en interne globale et la modification de position et d'orientation du talus (fig.18).

2) La cheville :

Comme sur le modèle d'INMAN, nous voyons le talus s'orienter en bas et en dedans (Fig. 19), le segment tibio-fibulaire fait une rotation médiale, l'axe bi malléolaire oblique en dehors et en arrière devient plus frontal.



Figure 18 : En haut : pieds dans l'axe de référence.

En bas : pieds en pronation

Figure 19 : A gauche : Pied dans l'axe de référence, à droite : Pied en pronation



3) Le genou :

On observe toujours la rotation médiale de l'articulation, rapprochement du plan frontal de l'articulation tibio fibulaire proximale (Fig.20).

Ouverture du compartiment tibio-fémoral interne, pincement du compartiment tibio-fémoral externe et déport de la patella en interne.

Sur le cliché du membre inférieur en entier (fig.17) on note une flexion du genou, la rotation de l'articulation du genou est limitée en extension, le genou doit alors se fléchir pour accepter un angle de rotation supérieur. On parle du Genu Valgum.

Figure 20 : A gauche : Genou de face, pied dans l'axe de référence

A droite : Genou de face, pied en pronation.



4) La hanche et le bassin :

L'axe du col fémoral se rapproche du plan frontal. On note la modification de forme des foramènes et la modification de forme de l'ouverture du bassin (Fig. 21 et 22).

On observe une légère flexion de hanche, le recul des ischions (Fig.23 et 24) et la bascule en avant des ailes iliaques qui signent l'ante version du bassin.

Figure 21 : Bassin de face, pieds dans l'axe de référence.



Figure 22 : Bassin de face, pieds en pronation.



Figure 23 : Bassin de profil, pieds en position de référence.

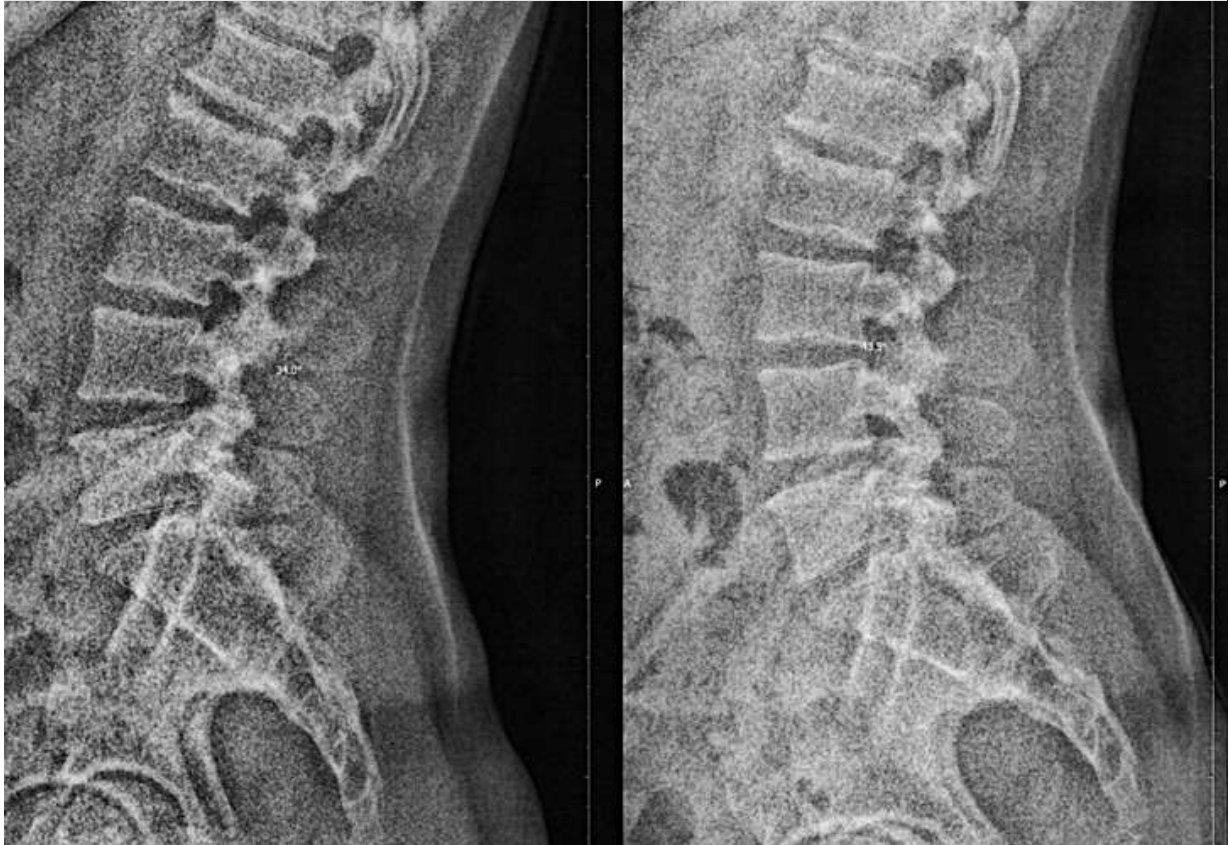


Figure 24 : Bassin de profil, pieds en pronation.



5) Le sacrum et Rachis lombaire :

Figure 25 : Rachis lombaire de profil. A gauche, pieds en position de référence. A droite, pieds en pronation.



On voit nettement l'horizontalisation du sacrum et son avancée par rapport au plan frontal vertical passant par le centre des têtes fémorales. (Fig.25)

L'horizontalisation du sacrum verticalise le plan d'articulation L5-S1 et force à l'augmentation de la lordose lombaire.

Sur ces clichés l'augmentation de la lordose a été mesurée à plus de 9°.

La lordose étudiée passe de 34° à 43,5° soit une augmentation de presque 30%.

Pour rappel, ces clichés sont pris en statique et on a expliqué précédemment l'augmentation des déviations en dynamique.

Contraintes biomécaniques :

Le Vecteur Réaction Force (Fig.26) est le vecteur opposé au vecteur du poids du corps qui s'exerce sur le pied.

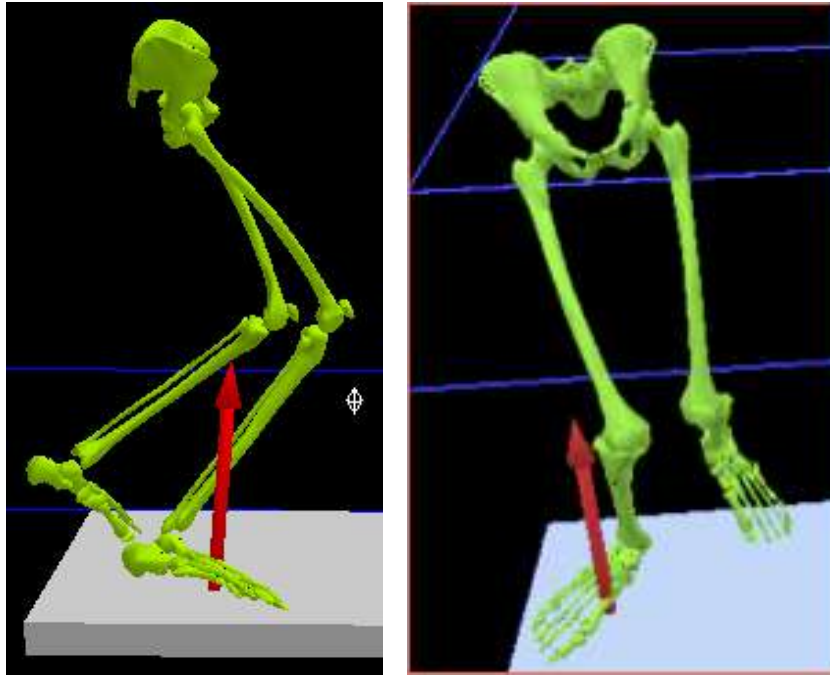


Figure 26 : Vecteur Réaction Force

Les déviations du membre inférieur écartent les centres articulaires de l'axe de direction du vecteur réaction force, cette déviation crée des moments de force externes de valgisation du pied, de pronation de cheville, de valgisation du genou et d'adduction de hanche ainsi que des moments de force externe de flexion.

Cette augmentation de contrainte dans le sens de la déviation nécessite une réponse par un moment de force interne, musculaire, pour maintenir les segments dans l'axe.

C'est l'ensemble des structures : osseuses, cartilagineuses, ligamentaires, musculo aponévrotique et tendineuses qui subissent une augmentation de contraintes du fait de ces modifications positionnelles.

On va avoir :

- Une augmentation de l'**amplitudes du mouvement** de rotation interne et de flexion du membre inférieur à la prise d'appui en phase plantigrade et digitigrade il en résulte une augmentation équivalente d'amplitude du mouvement pour un retour à une position d'oscillation qui permette une attaque du pas physiologique.
- La modification de la position des articulations entraîne une **perte ou une diminution de la congruence articulaire**, les charges ne sont plus réparties de façon homogène sur les articulations, le mouvement est rendu plus difficile et les usures vont s'accélérer.
- Une modification des positions de travail des articulations par rapport à la physiologie avec une **perte d'efficacité pour le travail musculaire et tendineux**. Les muscles ne travaillent plus dans leur axe physiologique, les bras de levier sont modifiés, ce qui nécessite une contraction plus importante, augmente les contraintes de tension et les contraintes de frottement.

C'est dans les zones d'augmentation de contrainte que les pathologies apparaissent en premier lieu :

Avec des **contraintes passives** subies du fait de la déviation :

Contraintes de compression (pincements articulaires)

Contraintes de cisaillement

Contraintes de traction (distension capsulo-ligamentaire)

Des **contraintes actives** de tentative de compensation :

Contraintes de traction (travail musculaire modifié, tant sur l'intensité de l'effort que sur les axes dans lesquels se réalisent les efforts : avec souffrance musculaire, tendineuse ou des insertions tendineuses)

Pathologies que l'on peut lier à la pronation du pied :

L'énumération suivante ne vise pas à dire que la pronation du pied est la seule responsable de ces pathologies mais comme on va le voir toutes ces pathologies trouvent une explication dans le schéma postural induit par la pronation du pied.

On observe de nombreuses pathologies communes, elles intéressent des structures différentes (os, cartilage, ligament, muscle, aponévrose, tendon) à des étages articulaires différents.

Les structures lésées et les zones touchées dépendent de nombreux facteurs parmi lesquels :

- Age du patient
- Activité physique du patient, pratique sportive, posture de travail.
- Capacité physique du patient (entraînement sportif)
- Historique pathologique du patient.
- Schémas de compensation adoptés.

Au niveau du pied :

Contraintes passives :

Le premier métatarsien n'arrive pas à prendre son appui correctement, les appuis de l'avant pied ne sont donc plus répartis de façon harmonieuse :

Il s'ensuit une surcharge au niveau de l'arche externe pendant la phase plantigrade

-souffrance du 5^{ème} métatarsien, fracture de fatigue

A la fin de la phase plantigrade et début de phase digitigrade là encore le premier métatarsien tarde ou n'arrive pas à prendre son appui

-syndrome d'instabilité douloureuse des métatarsiens, 2-3-4 et 5.

-fracture de fatigue du 2^e 3^e ou 4^{ème} métatarsien.

-ostéochondrite de croissance « maladie de Freiberg »

Le médio et avant pied bascule en interne pour chercher l'appui de M1 on a un mouvement de torsion du médio pied

-souffrances articulaires externes par compression ou cisaillement.

La pronation du pied, modifie l'orientation du travail du tendon calcanéen.

- « Maladie de Sever » ostéochondrite du calcanéum chez enfant.

-tendinopathie d'Achille.

L'arche interne subit une forte pression lorsque le pied est en position de pronation en fin de phase plantigrade.

-Etirement de l'aponévrose, myoaponevrosite d'insertion, aponévrosite plantaire médiane.

Contraintes actives :

Le premier métatarsien cherche à compenser son défaut d'appui par une griffe du gros orteil.

-souffrance musculaire des fléchisseurs propres de l'hallux.

-souffrance des insertions sésamoïdiennes. « Maladie de Renander » (ostéochondrite chez enfant)

-excès de travail de la 1ère articulation métatarso phalangienne qui cherche à compenser le défaut d'appui, Hallux Rigidus.

-griffe des orteils 2-3-4 qui vise à soulager l'appui des métatarsiens en souffrance et à stabiliser le pied. (Sub luxation-luxation)

Les muscles de la jambe dont la fonction est liée au maintien de l'arche interne et à la lutte contre le mouvement de pronation du pied vont travailler en force.

- « Maladie de Köhler Mouchet » ostéochondrite du tubercule du scaphoïde chez enfant.

-tendinopathie d'insertion du muscle tibial postérieur.

-tendinopathie d'insertion du muscle tibial antérieur.

Au niveau de la Cheville :

Contraintes passives (aucune insertion musculaire)

-Possible conflit Talo calcanééo fibulaire.

-Souffrance par étirement ligamentaire tibio calcanééo naviculaire.

Au niveau du Genou :

Contraintes passives :

-Le genou est déporté en interne, on a donc une surcharge du compartiment fémoro-tibial latéral avec une possible atteinte méniscale. (Fig.27)

-On peut avoir un excès de tension du ligament fémoro tibial médial.

-Le mouvement de rotation du genou crée un frottement de la bandelette ilio tibiale en externe du genou, syndrome de l'essuie-glace.

-Le genou en rotation interne, la rotule est maintenue dans l'axe par le tendon rotulien et le tendon quarcipital, on a une contrainte de compression de la rotule sur le condyle fémoral latéral, syndrome fémoro-patellaire. (Fig.28)

-Le genou augmente son mouvement de rotation interne par une flexion alors que dans la physiologie la flexion est très faible, on a un excès de traction et une modification d'axe du tendon rotulien sur la tubérosité tibiale antérieure, tendinopathie du tendon rotulien, maladie d'Osgood Schlatter.

Figure 27 :

Types genou (d'après Kapandji, 1996)

1: axe joignant le centre de la tête fémorale et celui de la cheville (axe mécanique du membre inférieur).

2: axe mécanique du fémur.

3: axe mécanique du tibia.

4: axe des condyles

5: axe des plateaux tibiaux.

A gauche, genou dans l'axe de référence

A droite, genu valgum

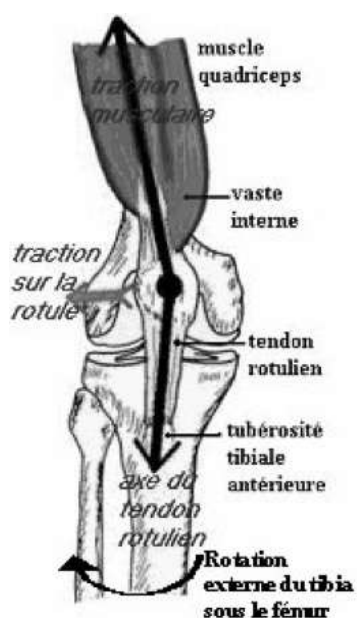
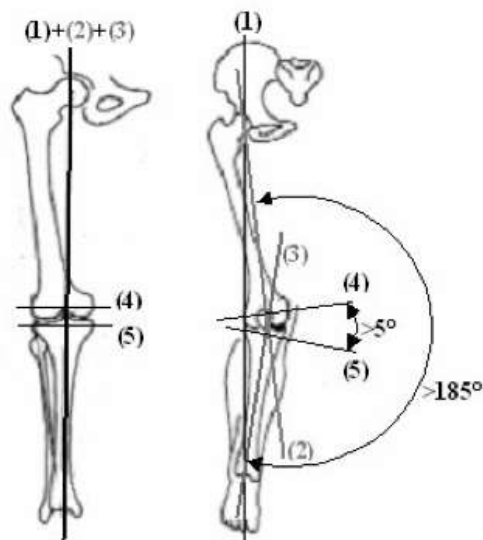


Figure 28 : syndrome fémoro-patellaire

Contraintes actives :

-Les muscles de la patte d'oie (Muscles Semi-tendineux, Semi-membraneux et Sartorius) sont rotateurs externes du genou, ils travaillent en force pour limiter cette rotation, Tendinopathie des muscles de la patte d'oie.

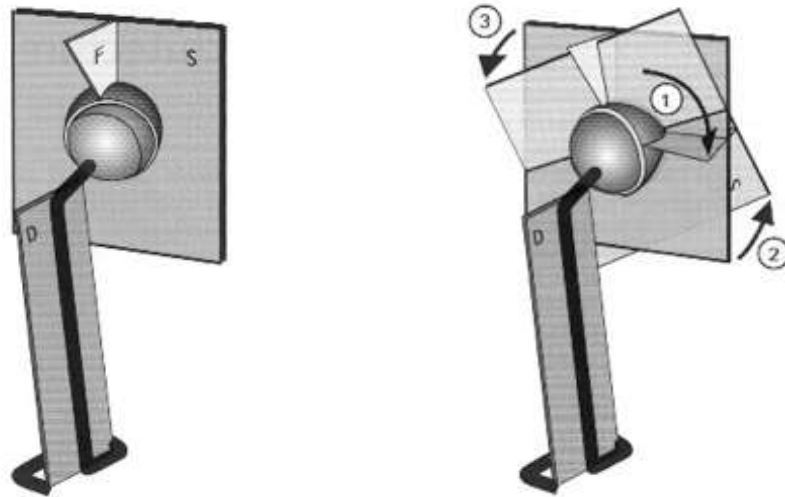
Au niveau de la Hanche :

Un modèle de l'articulation de la hanche (fig.29) permet de figurer la congruence de la tête fémorale dans l'acétabulum. (Kapandji)

Ce modèle nous montre que la coïncidence maximum de l'articulation correspond à une flexion voisine de 90° (flèche 1), une légère abduction (flèche 2) et une légère rotation externe (flèche 3). Cette position de la hanche correspond à la station quadrupède.

Figure 29 : D plan passant par axe diaphysaire et axe transversal des condyles. S plan sagittal. F plan frontal passant par le centre de l'hémisphère.

Figure de gauche : position de rectitude. Figure de droite : position de congruence maximum.



En station debout la tête fémorale n'est pas entièrement recouverte par l'acétabulum, la partie antéro supérieure de son cartilage est à découvert, la hanche est en extension, la pronation du pied entraîne une adduction et une rotation interne ce qui éloigne encore l'articulation de sa position de congruence maximum, l'organisation des corticales qui permet la transmission des efforts n'est plus respectée dans cette position on a donc une usure prématurée des surfaces articulaires.

Au niveau Sacro iliaque et ilio lombaire :

Le bassin est très faiblement mobile, on a une mise en tension des structures ligamentaires qui limitent le mouvement de nutation(Fig.30). Ces structures se trouvent donc hyper sollicitées en tension.

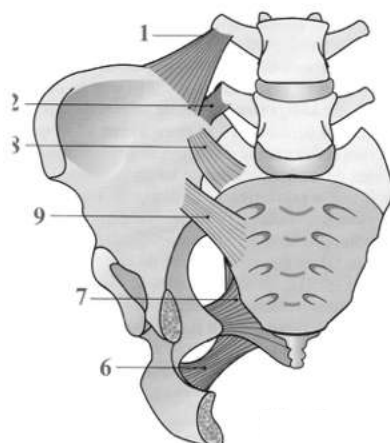


Figure 30 :
 6 ligament sacro-épineux
 7 ligament sacro-tubéral
 8 faisceaux antéro supérieur
 9 faisceau antérieur inférieur
 du ligament sacroiliaque ventral

Au niveau Lominaire :

L'hyperlordose entraîne une modification de la répartition des charges entre le corps vertébral et l'arc postérieur. (80/20 en position physiologique). (Fig.31)



Figure 31 :

L'augmentation de la lordose a pour effet de rapprocher les surfaces postérieures des corps vertébraux, l'espace articulaire diminue et crée un angle de pincement.

-Arthrose postérieure des corps vertébraux.

-Arthrose des articulations inter apophysaires.

-possible conflit des apophyses postérieures.

-La verticalisation des plans d'articulation peut engendrer un glissement des surfaces : spondylolisthésis. (Fig. 32)

Cette position peut avoir des conséquences sur la structure intra articulaire :

-Ecrasement du disque intervertébral qui se dérobe vers l'arrière, Hernie discale postérieure. La réduction du canal rachidien par hernie discale provoque l'écrasement des nerfs sciatiques, sciatiques lombaires. (Fig. 31)

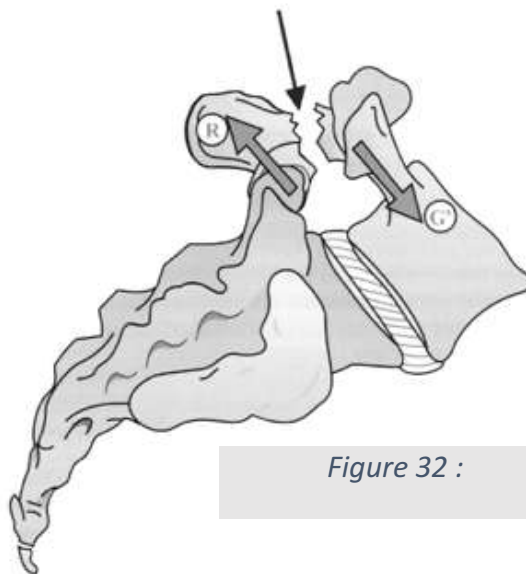


Figure 32 :

Conclusion

La démonstration faite des déviations engendrées par l'instabilité pronatrice du pied associée aux notions de biomécanique fonctionnelle du membre inférieur et du rachis nous donne une explication rationnelle et étiologique des pathologies évoquées.

Un travail de Modélisation biomécanique du mouvement a déjà démontré l'intérêt des semelles orthopédiques correctrices dans la prévention de l'arthrose du membre inférieur et du rachis lombaire lors des déviations du pied. (5)

Aucune recherche clinique n'a été encore réalisée qui nous permette d'affirmer de façon plus définitive ce lien de causalité entre les pathologies énoncées et la déviation du pied pronateur. On peut donc utiliser la formule suivante :

« En corrigeant la pronation du pied nous ne savons pas si nous allons soulager les patients et soigner ces pathologies, cependant si la pronation du pied n'est pas corrigée, on peut ne pas s'étonner que ces pathologies perdurent ou s'accroissent. »

Le prolongement de ce travail serait la description des caractéristiques et des principes de réalisation d'une semelle orthopédique de correction posturale biomécanique à visée anti-pronatrice du médio-avant pied ; puis la réalisation d'une étude clinique prospective.

Bibliographie

1. **A.I. KAPANDJI**. : Anatomie fonctionnelle. Membre inférieur. 6^e édition.
2. **R. SERINGE, P. WICART**. : Maitrise orthopédique « L'articulation sous-talienne revisitée ou le concept de bloc calcanéo-pédieux. » octobre 2007.
3. **V. INMAN**.: The influence of the foot and ankle complex on the proximal skeletal structures. Artificial limbs. 1969.
4. **KHAMIS S., YIZHAR Z** (2007) « Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position », Gait and Posture, Vol.25, n°1, P.127-134.
5. **Jean-Philippe LEPOUTRE**. Modélisation biomécanique du mouvement : vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie. Physiologie. (Q-bio.TO). Université Sud Toulon Var, 2007.