

Analyse tridimensionnelle de la mobilité des métatarsiens lors de la mise en charge du pied*

A. Largey^{1,2}, G. Subsol^{4,5}, J.-P. Micallet³, C. Cyteval¹, J.-J. Barrault^{1,6}, F. Canovas^{1,2}, S. Chemouny⁴, F. Banegas⁴, F. Bonnel^{1,2}

¹ Service Orthopédie 3, Hôpital Lapeyronie, Montpellier CHRU, 371, avenue du Doyen-Giraud, 34295 Montpellier Cedex 5, France

² Laboratoire d'Anatomie, Faculté de médecine, Université Montpellier-1, 2, rue de l'École-de-Médecine, 34000 Montpellier, France

³ EA2991 Efficience et Déficience motrices, Faculté des sciences du sport, Université Montpellier-1, 700, avenue du Pic-Saint-Loup, 34090 Montpellier, France

⁴ Intrasense SAS, Cap Omega, Rond point B.-Franklin, 34960 Montpellier Cedex 2, France

⁵ LTRMM-CNRS, 161, rue Ada, 34392 Montpellier Cedex 5, France

⁶ Centre de Rééducation fonctionnelle du D^r Ster, 9, avenue Jean-Ster, 34240 Lamalou-Les-Bains, France

Résumé : La connaissance de la mobilité des métatarsiens est importante pour la compréhension des troubles mécaniques de l'avant-pied. L'objectif de ce travail était le développement d'une méthode spécifique pour la quantification du mouvement métatarsien en chaîne fermée lors de la mise en charge progressive de l'avant-pied. Les données tomодensitométriques de quatre pieds ont été analysées avec un nouveau logiciel de traitement de l'image. Les mouvements spatiaux des métatarsiens étaient en moyenne de 2,3 à 4,1°, avec une mobilité tarsométatarsienne de 0,6 à 4,0° lors d'une mise en charge complète. Les résultats obtenus pour les mobilités métatarsiennes spécifiques dans les trois axes de travail montraient des déplacements en adduction, supination et flexion dorsale pour les métatarsiens latéraux, et en adduction, supination et flexion plantaire pour les métatarsiens médiaux. Ces résultats expriment la réalité de la mobilité tarsométatarsienne, et établissent une base nouvelle de réflexion pour les thérapeutiques chirurgicales et les modélisations de l'avant-pied.

Mots clés : Anatomie du pied – Tomodensitométrie – Pression plantaire – Axe d'inertie

3-D Metatarsal mobility of the weight-bearing forefoot

Abstract: Knowing the mobility of the metatarsal bones is important in understanding forefoot mechanical problems. The purpose of this study was to develop a specific method of quantifying the metatarsal motion of normal adult feet under progressive closed-chain loading conditions. A specially designed loading device was constructed to

apply axial loads. Loading control was made possible using a setscrew and real-time plantar pressure measurement system. Computed tomography (CT) scans of four feet were analyzed with special medical imaging software. The average spatial motion of the metatarsals measured from 2.3 to 4.1°, with a proximal articular motion of 0.6 to 4.0° at total axial load. The results for the specific three-dimensional movement axes indicate that lateral metatarsal motion was in adduction, supination and dorsiflexion; medial metatarsal motion was in adduction, supination and plantar flexion. These data demonstrate the reality of tarsometatarsal mobility, even for the second ray, and establish an objective reference for the development of surgical procedures and forefoot modelling.

Keywords: Foot anatomy – CT scan – Plantar pressure – Axis of inertia

Introduction

La très grande fréquence des métatarsalgies dans la pathologie mécanique du pied [1,2] rend fondamentale la compréhension de l'anatomie et de la biomécanique de l'avant-pied. Les outils d'imagerie disponibles en pratique courante sont assez limités pour une approche tridimensionnelle du pied et de sa fonction. Divers travaux ont été menés à partir d'imagerie bidimensionnelle pour caractériser l'anatomie de l'avant-pied en charge [3-5]. Des relations entre paramètres radiographiques et pressions plantaires enregistrées lors de la marche ont pu être établies [6]. Actuellement des approches plus fondamentales sont proposées : la

* Présenté au congrès de la SFMCP à Paris en décembre 2006. A obtenu le prix Galmiche 2006.

modélisation par les éléments finis pour construire des systèmes d'étude anatomiques et évaluer indirectement les contraintes et déformations des « matériaux vivants » [7-9], et les techniques densitométriques [10] ou tomodesitométriques bidimensionnelles [11] pour caractériser la structure osseuse des métatarsiens.

Concernant la mobilité des métatarsiens, le complexe médian associant deuxième et troisième métatarsien est présenté comme l'axe fixe de l'avant-pied. Cette faible mobilité a pu être expliquée par l'encastrement de la base du deuxième métatarsien entre les cunéiformes médial et latéral [12]. On décrit de part et d'autre les segments médial (premier métatarsien) et latéral (quatrième et cinquième métatarsien) qui sont mobiles. Cette mobilité à la fois verticale et horizontale permettrait à la palette métatarsienne de s'adapter aux irrégularités du sol au moment de l'appui et surtout de la phase propulsive du pas [13]. Nous n'avons retrouvé aucune mesure des amplitudes articulaires tridimensionnelles des métatarsiens en fonction de la charge sur l'avant-pied.

Pour notre travail, l'objectif était de vérifier la présence d'une mobilité articulaire tarsométatarsienne et d'en mesurer les amplitudes en fonction de la charge transférée sur l'avant-pied à l'aide d'outils spécifiquement développés pour l'analyse tridimensionnelle des segments osseux.

Matériel et méthode

Matériel

Ce travail a été conduit sur quatre pieds nus appartenant à deux sujets volontaires sains (deux hommes avec un âge moyen de 29 ans). Pour les deux sujets, nous avons pratiqué une évaluation bilatérale. Chacun des sujets a été examiné par un chirurgien orthopédiste afin de vérifier l'absence de toute pathologie des pieds et des chevilles. Après informations et explications complètes et loyales sur le protocole et les modalités de l'étude, chaque sujet a donné son consentement éclairé pour confirmer sa participation à cette étude.

Un dispositif d'application de force simulant les charges physiologiques subies par le pied et compatible avec les contraintes de l'appareil scannographique était nécessaire. Nous avons donc conçu, réalisé et utilisé une structure non métallique d'application de charge sur un pied en chaîne fermée. Ce statique était en matériau thermoformable radiotransparent pour être compatible avec une utilisation en tomodesitométrie. Une position de référence stable et reproductible pouvait ainsi être maintenue. Le sujet était en décubitus dorsal sur la table de l'appareil de scanner. Ses membres inférieurs étaient maintenus par le statique. La position de référence était définie avec les chevilles à 90° de flexion dorsale et un contre-appui plantaire sur une plaque fixe, les genoux étant maintenus fléchis à 90°. La charge était produite

par appui direct au niveau des genoux et indirectement évaluée par la pression plantaire mesurée. Chacun des pieds était positionné sur la plaque simulant le sol avec une ouverture de 15° par rapport au plan sagittal médian.

Nous avons utilisé des semelles avec capteurs de pression plantaires F-SCAN Mobile Research version 5.72 (TEKSCAN Inc.). Ce système mesurait la pression plantaire effective, reflet de la charge totale appliquée sur les deux pieds en début d'examen devant être équivalente au poids du corps du sujet. Lors des phases successives du protocole, nous avons pu établir une cartographie de la répartition des pressions plantaires. Ces mesures ont été recueillies simultanément à la pratique des tomodesitométries (TDM). Une répartition des pressions entre avant-pied et arrière-pied a été effectuée grâce à un découpage approprié des zones d'appui de la plante de chaque pied (Fig. 1).

Toutes les données ont été saisies sur un appareil commercial classique (General Electric Inc - Light Speed 16 -, kV 120, mA 60-100). Pour chaque sujet, la fenêtre d'acquisition scanner était fixée et conservée pour les trois examens successifs. Grâce à cette disposition, un repère tridimensionnel orthonormé intrinsèque était conservé pour toutes les acquisitions d'un même sujet. Après reformatage des données d'acquisition, nous avons obtenu pour chaque examen une série de coupes jointives de 1 mm d'épaisseur avec un plan transversal parallèle à la plante du pied.

Méthode

L'acquisition des données s'est déroulée au cours d'une session unique d'expérimentation.

Le protocole (Fig. 2) comportait pour chaque patient trois acquisitions successives en conservant une position stable du membre inférieur et avec une charge appliquée fixe, égale au poids du corps et contrôlée par les capteurs plantaires. Les trois séquences d'acquisition différaient par la répartition de pression plantaire. Cette répartition était dépendante du niveau de contraction du muscle triceps sural demandée au sujet. La première acquisition (condition A) était pratiquée sur un sujet totalement relâché. Le contrôle des pressions plantaires montrait une charge exclusivement répartie sur l'appui calcanéen. La deuxième acquisition (condition B) était réalisée en demandant au sujet une contraction modérée du muscle triceps tout en conservant un appui plantaire complet. La cartographie des pressions plantaires montrait une empreinte plantaire complète avec un transfert de charge de 40 à 60 % sur l'avant-pied. La dernière acquisition (condition C) était obtenue en demandant au sujet une contraction du muscle triceps lui permettant un quasi-décollement du talon. La cartographie des pressions plantaires montrait alors un transfert complet de la charge sur l'avant-pied. Cette manipulation n'a nécessité qu'une courte période d'apprentissage pour les deux sujets.

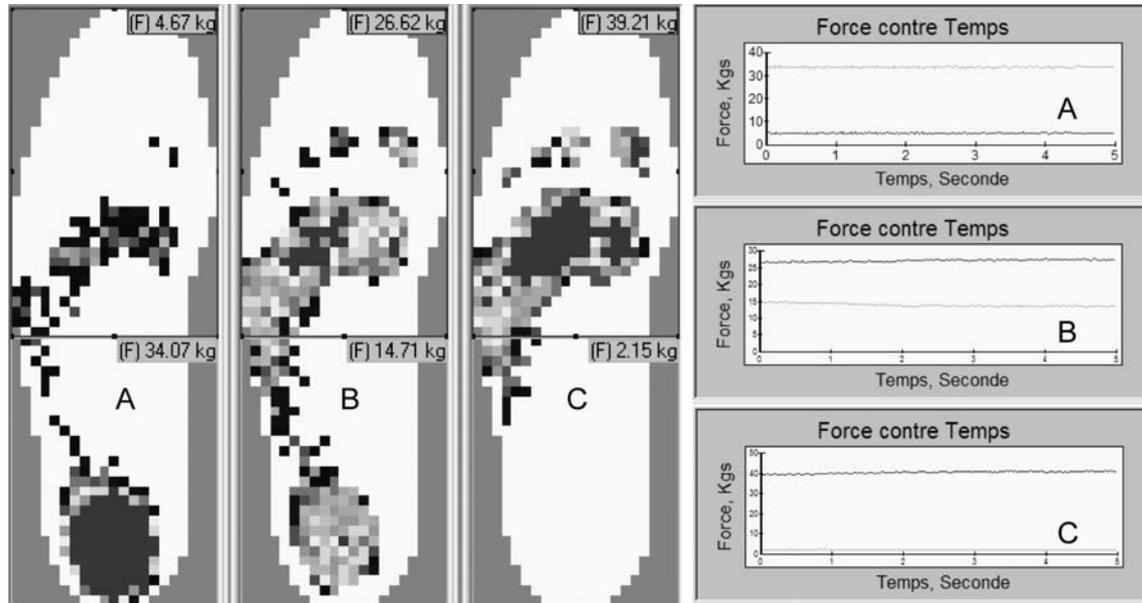


Fig. 1. Cartographie des pressions plantaires

Lors des trois séquences successives, l'utilisation de capteurs de pressions plantaires nous a permis de contrôler la réalité du transfert de charge sur l'avant-pied grâce à des fenêtres de mesure de charge différentielle. La durée des mesures était de cinq secondes. Les courbes « force contre temps » montrent la constance de la répartition de la charge entre avant-pied et arrière-pied sur toute la durée de chaque examen

Pour traiter les données d'imagerie tomodensitométrique, nous avons utilisé le logiciel Myrian® (Intra-sense SAS, Montpellier, France). L'ensemble des applications du logiciel est fondé sur la reconstruction volumétrique osseuse. Son utilisation a été conduite en trois étapes pour chacune des 12 acquisitions tomodensitométriques.

Première étape : la segmentation

Cette étape correspond à la délimitation des pièces osseuses du pied. Le logiciel Myrian® utilise un seuillage

par densité pour attribuer à chaque pixel de l'examen un caractère osseux ou non.

Deuxième étape : la construction des volumes

L'ensemble des pièces osseuses étant délimité, chaque os a été individualisé. Nous avons utilisé une technique de coloration de régions d'intérêt (ROI, *region of interest*) pour dénombrer chaque os. Cette phase restait strictement manuelle. À partir de cette dénomination, le logiciel a établi automatiquement une reconstruction volumétrique de chaque os.

Troisième étape : l'estimation des paramètres morphologiques

Les paramètres morphologiques obtenus pour les os correspondaient aux paramètres géométriques des volumes reconstruits. Ces paramètres peuvent être rapprochés des caractéristiques inertielles des volumes en considérant par approximation le tissu osseux comme un matériau homogène et isotrope. Le logiciel donnait pour chaque os : le volume osseux (cm^3), les coordonnées du centre géométrique (ou centroïde), les intensités des trois moments principaux d'inertie ($\text{mm}^2 \text{kg}$), et les coordonnées des vecteurs unitaires portant les trois axes principaux d'inertie. Les coordonnées étaient exprimées dans le repère orthonormé intrinsèque à l'examen.

Le traitement des données mesurées a été effectué à partir d'une programmation sur le logiciel Scilab® version 3.1.1. (Inria, ENPC). Pour chaque os, nous avons considéré l'axe principal primaire d'inertie comme axe géométrique du volume étudié. Le vecteur unitaire

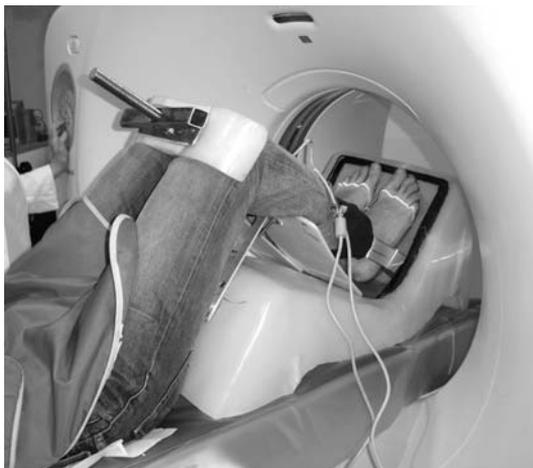


Fig. 2. Protocole d'acquisition tomodensitométrique

Chaque sujet a été placé sur la statique de simulation de charge réglée pour son poids. La mesure des pressions plantaires était réalisée simultanément sur une durée de capture de cinq secondes par examen

correspondant à l'axe géométrique pour chaque os a été utilisé pour toutes les mesures angulaires. Ces mesures ont porté d'abord sur les variations angulaires spatiales puis sur les variations angulaires projetées.

Pour les variations spatiales, nous avons calculé les variations d'un même axe dans le repère orthonormé intrinsèque et les variations des axes métatarsiens par rapport à l'axe géométrique des os du médiopied. Cela nous a permis de distinguer, dans cette mobilité globale des métatarsiens, la part liée à leur mobilité différentielle dans l'interligne articulaire tarsométatarsien, et la part liée au jeu articulaire des interlignes plus proximaux.

Nous avons pratiqué ensuite à partir du vecteur unitaire de l'axe anatomique de l'os les trois projections orthogonales de ce vecteur dans les trois plans de l'espace. Ces trois plans correspondaient à ceux du repère orthonormé intrinsèque des trois séquences tomodensitométriques (Fig. 3). Dans chaque plan de référence, nous avons calculé les variations angulaires spécifiques d'un même axe métatarsien au cours des trois séquences. Sur le plan sagittal, la mobilité correspondait aux mouvements en flexion plantaire (variation positive) et en flexion dorsale (variation négative). Sur le plan coronal, la mobilité correspondait aux mouvements de supination (variation positive) et de pronation (variation négative). Sur le plan transversal, la mobilité correspondait aux mouvements d'adduction (variation positive) et d'abduction (variation négative). Concernant ces mouvements dans le plan transversal, nous avons choisi comme axe de référence le bord médial (interne) du pied alors que la nomenclature anatomique internationale prend comme référence l'axe du second métatarsien. Cet axe a été choisi afin de pouvoir déterminer la mobilité propre du second métatarsien. Nous avons distingué la mobilité réelle des articulations tarsométatarsiennes en utilisant les projections vectorielles des os du médiopied (cuboïde, cunéiforme latéral, cunéiforme moyen et cunéiforme médial) et en calculant la mobilité différen-

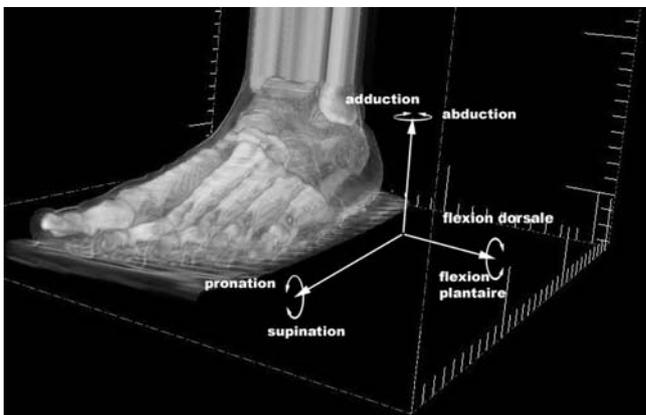


Fig. 3. Mobilités représentées sur les trois axes de travail
Le pied étudié est replacé dans le repère orthonormé intrinsèque à l'examen tomodensitométrique. Les axes représentés sont les axes de référence utilisés pour les mesures de variation angulaire

tielle de chaque métatarsien par rapport à la variation angulaire de l'os directement proximal.

Nous avons calculé le volume de l'ellipsoïde d'inertie (VE) et le rapport volumique (RV) de chaque os de l'avant-pied (cinq métatarsiens) et du médiopied (trois cunéiformes, naviculaire et cuboïde).

$$(1) VE = \frac{4}{3} \pi (A \times B \times C)$$

$$(2) RV = VE/\text{volume osseux}$$

Le VE est un paramètre théorique. Le RV permet de comparer le volume réel à ce volume théorique. Ce rapport est d'autant plus proche de 1 que la forme de l'os se rapproche de la forme ellipsoïdale. La constance de ce rapport pour un même os dans différentes conditions traduit l'absence de déformation de cet os.

Nous avons procédé à une analyse statistique descriptive simple pour chacun des paramètres. La fiabilité de la technique de segmentation des images a été évaluée par la concordance entre les mesures de volume osseux pour chaque pied lors des trois TDM successifs. La méthode utilisée a été le calcul du coefficient de corrélation intraclass (ICC) avec son intervalle de confiance à 95 %. Par la même méthode, nous avons analysé les volumes de l'ellipsoïde d'inertie correspondant à chaque os. Cet ICC nous a montré la constance des caractéristiques inertielles de chaque os et par là même l'absence de la déformation osseuse. Ces calculs ont été pratiqués avec le logiciel SAS version 9.1.3.

Résultats

Lors de l'ensemble des séquences d'acquisition, la charge totale mesurée au niveau de la plante d'un pied correspondait en moyenne à $49,4 \pm 5,06$ % (min. 42,0 %-max. 56,8 %) du poids du corps exprimé en kg (soit 70 kg pour les pieds 1 et 2, et 86 kg pour les pieds 3 et 4). Concernant la répartition entre avant-pied et arrière-pied, nous avons obtenu une charge relative moyenne sur l'avant-pied de $8,9 \pm 4,19$ % (min. 4,1 %-max. 12,8 %) dans la condition A, $51,5 \pm 12,39$ % (min. 39,2 %-max. 64,4 %) dans la condition B, et $96,7 \pm 1,48$ % (min. 94,8 %-max. 97,9 %) dans la condition C.

Les volumes osseux moyens des métatarsiens étaient : $20,8 \pm 0,64$ cm³ pour M1, $10,6 \pm 0,25$ cm³ pour M2, $8,8 \pm 0,8$ cm³ pour M3, $8,5 \pm 0,8$ cm³ pour M4, et $9,0 \pm 1,0$ cm³ pour M5. Dans tous les cas et toutes les conditions, le volume le plus important était toujours celui du premier métatarsien. Il correspondait globalement au double de celui des métatarsiens latéraux. Les volumes moyens de l'ellipsoïde inertiel étaient respectivement pour M1, M2, M3, M4 et M5 : $117,8 \pm 7,84$ cm³, $66,4 \pm 1,37$ cm³, $57,7 \pm 6,90$ cm³, $48,8 \pm 4,42$ cm³, et $48,9 \pm 3,33$ cm³. Le rapport volumique global des métatarsiens était de $16,4 \pm 1,28$. Pour l'analyse de concordance des

Tableau I. Amplitudes de mobilité tridimensionnelle absolue des métatarsiens

Les variations angulaires sont exprimées en degré et calculées entre les vecteurs principaux d'inertie de chaque métatarsien pour deux conditions données. L'amplitude globale est celle mesurée entre la condition A et la condition C

	Pied 1			Pied 2			Pied 3			Pied 4		
	AB	BC	AC									
M1	2,36	0,72	3,07	4,92	1,80	4,73	2,36	2,60	4,85	1,25	2,36	3,31
M2	2,86	0,63	3,45	5,42	1,28	5,21	1,80	3,14	4,65	0,77	2,13	2,90
M3	3,15	0,54	2,98	5,01	0,73	4,78	1,78	2,36	4,00	0,00	1,71	1,71
M4	2,14	0,57	2,62	4,76	0,55	4,50	1,22	2,57	2,85	0,55	0,80	0,57
M5	2,42	0,00	2,42	4,62	0,79	3,83	2,14	1,76	3,10	0,57	0,57	0,00

Tableau II. Variations angulaires tridimensionnelles globales à l'interligne tarsométatarsien

Les variations angulaires sont exprimées en degré et calculées à partir des angles formés entre le vecteur principal d'inertie de chaque métatarsien et le vecteur de l'os avec lequel il s'articule

	Pied 1			Pied 2			Pied 3			Pied 4		
	AB	BC	AC									
C1M1	0,01	0,50	0,51	0,39	1,16	0,77	1,02	0,50	0,53	0,22	0,54	0,76
C2M2	2,12	2,21	4,34	2,27	2,91	0,64	0,23	1,18	1,41	1,88	1,36	3,24
C3M3	2,60	4,22	6,82	4,75	0,39	5,15	2,81	0,63	2,17	1,79	0,13	1,92
CuboM4	2,08	0,68	2,76	1,05	0,57	0,48	1,23	0,09	1,32	0,71	1,28	1,99
CuboM5	1,00	0,94	1,94	0,72	0,44	0,28	1,17	0,27	0,90	2,02	1,03	3,05

volumes osseux, l'ICC était supérieur à 0,99 (0,9995-0,9998). Pour l'analyse de concordance des volumes de l'ellipsoïde inertielle, l'ICC était supérieur à 0,99 (0,9997-0,9999).

Mobilités spatiales

La mobilité spatiale globale des métatarsiens était toujours inférieure à 6° (Tableau I). Entre les conditions A et C, l'amplitude moyenne mesurée était de $4,0^\circ \pm 0,93$, $4,1 \pm 1,06$, $3,4 \pm 1,33$, $2,6^\circ \pm 1,61$ et $2,3^\circ \pm 1,66$ respectivement pour M1, M2, M3, M4 et M5. La mobilité spatiale relative entre les pièces osseuses s'articulant à l'interligne de Lisfranc montrait des amplitudes très variables selon le rayon considéré et le niveau de charge sur l'avant-pied (Tableau II). Lors du passage de la condition A à la condition C, les variations angulaires moyennes à l'interligne de Lisfranc étaient de $0,6^\circ \pm 0,14$ en C1M1, de $2,4^\circ \pm 1,69$ en C2M2, de $4,0^\circ \pm 2,38$ en C3M3, de $1,6^\circ \pm 0,97$ en CuboM4 et de $1,5^\circ \pm 1,22$ en CuboM5.

Mouvements spécifiques (Figs. 4 et 5)

Tous les mouvements des métatarsiens dans le plan transversal étaient en adduction. Avec la mise en charge totale de l'avant-pied (AC), les amplitudes les plus importantes ont été mesurées pour M2 ($4,3^\circ \pm 1,4$), M1 ($4,0^\circ \pm 1,1^\circ$) et M3 ($3,4^\circ \pm 1,6$). Pour les mouvements dans le plan sagittal, nous avons observé pour la transition AB une tendance à la flexion dorsale de tous les métatarsiens. Avec le passage de la condition B à la condition C,

nous avons observé une tendance à la flexion plantaire. Avec la mise en charge complète (AC), les mouvements dans le plan sagittal étaient plutôt en flexion plantaire pour les métatarsiens médiaux (moyenne à $1,1^\circ \pm 0,9$ pour M1), et plutôt en flexion dorsale pour les métatarsiens latéraux (moyenne à $-1,54^\circ \pm 1,2$ pour M5). Les mouvements en pronosupination ont été ceux qui ont présenté les plus fortes amplitudes. Les mouvements étaient essentiellement en supination. Les mouvements en pronation n'étaient observés qu'avec une faible amplitude et lors du passage de la condition B vers la condition C. Avec la mise en charge complète, les amplitudes globales mesurées étaient de $6,3^\circ \pm 3,2$ pour M1, $9,2^\circ \pm 3,5$ pour M2, $8,7^\circ \pm 4,5$ pour M3, $6,9^\circ \pm 4,2$ pour M4 et $2,9^\circ \pm 3,4$ pour M5.

Les résultats obtenus pour la mobilité articulaire à l'interligne tarsométatarsien ont été différents de ceux observés pour les mouvements métatarsiens. Les amplitudes articulaires moyennes dans le plan transversal lors de la mise en charge complète (AC) étaient de médial en latéral : $3,0^\circ \pm 0,95$, $3,7^\circ \pm 2,08$, $5,7^\circ \pm 4,37$, $2,2^\circ \pm 1,35$, et $2,8^\circ \pm 2,32$. Dans le plan sagittal, ces amplitudes étaient respectivement de $2,3^\circ \pm 0,80$, $3,8^\circ \pm 2,17$, $4,5^\circ \pm 3,95$, $3,0^\circ \pm 2,0$, et $3,5^\circ \pm 2,24$. Dans le plan frontal, ces amplitudes étaient respectivement de $4,8^\circ \pm 4,54$, $6,2^\circ \pm 6,0$, $8,3^\circ \pm 6,50$, $3,4^\circ \pm 3,20$, et $3,3^\circ \pm 3,06$.

Discussion

Ce travail a mis en évidence la réalité de la mobilité des métatarsiens lors de la mise en charge de l'avant-pied.

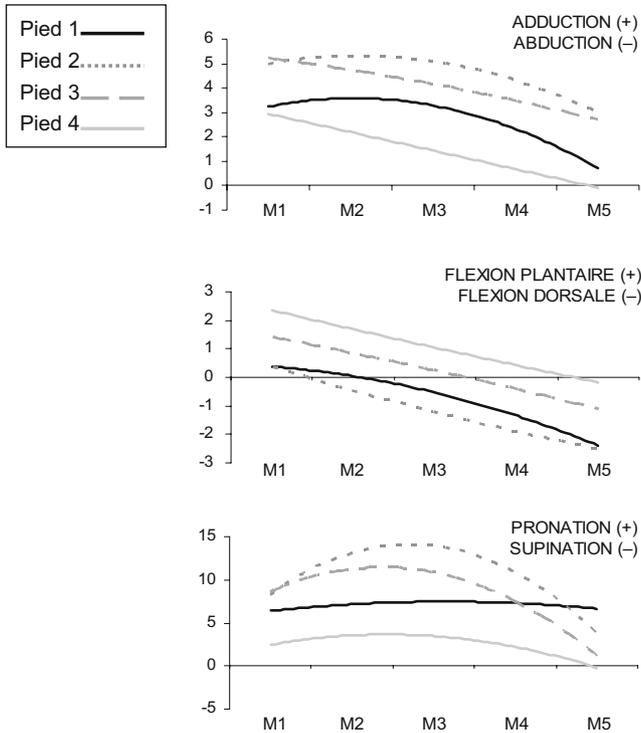


Fig. 4. Mobilités spécifiques des métatarsiens
Les courbes proposées sont des courbes de tendance polynomiale d'ordre 2

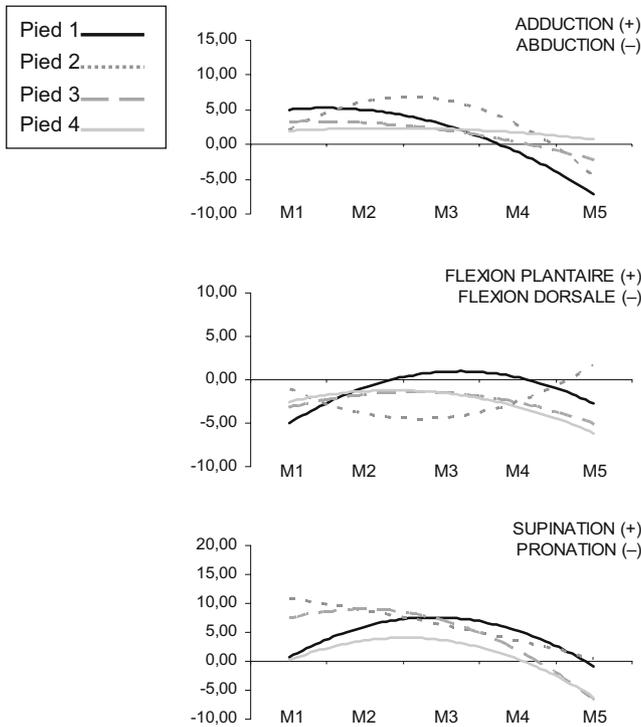


Fig. 5. Mobilités spécifiques tarsométatarsiennes
Les courbes proposées sont des courbes de tendances polynomiales d'ordre 2

Nous avons quantifié ces variations angulaires dans les trois plans de l'espace en les distinguant de toute mobilité osseuse sus-jacente.

Sur le plan technique, le choix que nous avons fait pour ce travail était directement lié à son objet. Depuis quelques années, de nouvelles méthodes d'analyse informatique sont apparues parallèlement au développement des systèmes d'acquisition en imagerie médicale tridimensionnelle [14]. L'intérêt principal de tels outils est l'analyse géométrique tridimensionnelle des segments osseux. Cette acquisition volumétrique offre un ensemble de mesures caractérisant de façon stable et reproductible un os ou un squelette. Plusieurs travaux, notamment sur le squelette du carpe [15,16], ont démontré la fiabilité et la stabilité de tels systèmes dans l'évaluation des volumes osseux et de leurs caractéristiques inertielles. Les coefficients de corrélation intraclass que nous avons obtenus sont excellents. L'ICC relatif au volume osseux montre la reproductibilité de la segmentation avec le logiciel Myrian[®]. L'ICC relatif au volume de l'ellipsoïde d'inertie montre la conservation des caractéristiques inertielles des os et donc l'absence de déformation osseuse au cours de la mise en charge.

Dans l'étude de l'anatomie du pied, le recours à des logiciels d'analyse tridimensionnelle pour la caractérisation géométrique est de plus en plus fréquent. Ces systèmes présentent l'énorme avantage de pouvoir autoriser des évaluations fonctionnelles *in vivo*. Dans l'analyse des mobilités intersegmentaires, nous n'avons retrouvé que quelques travaux qui portaient tous sur la mobilité de l'arrière-pied [17-19]. Un seul de ces travaux était effectué sur des pieds de sujets soumis à une contrainte simulée [20]. Aucun travail n'étudiait la structure fonctionnelle du pied en charge. Dans notre travail, l'obtention d'imagerie tridimensionnelle directement en charge (position verticale du sujet) nous était impossible avec le matériel disponible. L'utilisation de l'IRM, pourtant plus favorable pour une étude *in vivo* du fait de son absence d'irradiation, était inadaptée compte tenu du volume du dispositif de simulation de la charge et surtout du matériel métallique embarqué pour l'acquisition des pressions plantaires. La tomographie à densité de matière était la seule technique d'acquisition envisageable. Elle présentait en plus l'avantage d'une meilleure définition des structures osseuses et d'un temps d'acquisition nettement plus faible que pour l'IRM. Ce facteur temps n'était pas négligeable. Il est établi que les déformations des matériaux et donc des tissus vivants sont fonction du temps d'application des contraintes. Le pied subit 120 à 130 % du poids du corps lors de la marche, et jusqu'à 300 % lors de la course [21,22]. Ces contraintes majeures sont appliquées pendant des temps très courts et peuvent être supportées par l'ensemble des structures [23]. Notre délai d'acquisition, bien que nettement supérieur au temps d'application réel des contraintes lors de la marche, est resté minimal grâce à l'utilisation de la tomographie à densité de matière.

Divers travaux ont mis en relation l'évolution dynamique des pressions plantaires avec des données

d'imagerie bidimensionnelle [6,2,2]. Notre travail offre la possibilité de rechercher de telles corrélations entre pressions plantaires et mesures tridimensionnelles de mobilité métatarsienne. Cependant, nos conclusions restent limitées compte tenu des difficultés d'élaboration de ce protocole, du peu de cas disponibles et du faible nombre de séquences d'acquisition par sujet. Les résultats montrent néanmoins l'efficacité du système de simulation de la charge.

À notre connaissance, aucun travail sur la mobilité fonctionnelle *in vivo* n'avait encore été effectué sur la palette métatarsienne. Les amplitudes articulaires admises sont inférieures à 2° pour le deuxième métatarsien et de l'ordre de 15° dans les plans transversal et sagittal pour les premier et cinquième métatarsiens [24]. Nous n'avons retrouvé aucune donnée sur la mobilité en rotation axiale des métatarsiens (pronosupination). Dans ce travail, les mouvements spatiaux des métatarsiens, avec la mise en charge complète de l'avant-pied, avaient, des amplitudes mesurées inférieures à 5°. En considérant de façon isolée la mobilité spatiale des articulations tarsométatarsiennes, les valeurs restaient faibles mais prépondérantes sur les deuxième et troisième rayons. La stabilité du deuxième rayon habituellement décrite a été reliée à l'encastrement de la base du métatarsien entre les cunéiformes médial et latéral. Fonctionnellement, sur un pied mis en charge, il n'en est rien. Ce constat d'une mobilité plus importante sur les rayons médiaux est renforcé par les résultats obtenus dans les trois plans de référence. Les mobilités métatarsiennes que nous avons retrouvées dans le plan transversal sont exclusivement en adduction et prépondérante sur les rayons médiaux, notamment sur le second métatarsien. Cela correspond à l'étalement transversal de la palette métatarsienne. Cette harmonie du mouvement transversal sur l'avant-pied n'est pas semblable pour les mobilités articulaires tarsométatarsiennes. Même si les amplitudes moyennes étaient plus importantes pour les articulations cunéométatarsiennes moyenne et latérale, nous avons noté une variabilité importante avec des mobilités en adduction sur les articulations cuboïdométatarsiennes des pieds 1, 2 et 3. Dans le plan sagittal, le mouvement global des métatarsiens était en flexion plantaire pour les rayons médiaux, et en flexion dorsale pour les rayons latéraux. Cette répartition n'était pas retrouvée dans la mobilité articulaire sus-jacente. Aucune description globale n'a pu être dégagée de ces mouvements articulaires. Cependant, ils sont là encore le facteur de « correction » des mobilités osseuses proximales afin d'obtenir un appui antérieur adapté. Concernant le plan frontal, il paraît probable que les mécanismes adaptatifs pour l'appui antérieur du pied nécessitaient également des mouvements de rotation. Sur le plan strictement osseux, il existe une rotation axiale intrinsèque dans la structure de chaque métatarsien, variant de 5 à 50° en fonction du

rayon considéré. Cette différence d'orientation entre la base et l'extrémité céphalique des métatarsiens est un paramètre de résistance osseuse et de capacité adaptative de l'avant-pied. Cette structure doit être adaptée par des phénomènes articulaires complémentaires. Les mouvements métatarsiens les plus importants étaient retrouvés en pronosupination. Le sens de déplacement pouvait être différent selon le niveau de charge pour un même métatarsien. Cette variabilité témoigne des capacités adaptatives de l'avant-pied et de l'importance des mouvements dans le plan frontal. Avec la mise en charge du pied, nous avons constaté que tous les métatarsiens avaient des mouvements en supination, les plus marqués pour les deuxième et troisième rayons. La répartition des mobilités intra-articulaires était sans particularité. Mais il faut noter que les plus fortes amplitudes étaient encore retrouvées pour les deuxième et troisième rayons.

Conclusion

L'homogénéité des déplacements métatarsiens lors de la mise en charge du pied correspond à la combinaison des déplacements osseux sus-jacents et des mobilités des articulations tarsométatarsiennes. L'ensemble de ces mobilités articulaires est le dernier mécanisme adaptatif pour le positionnement des têtes métatarsiennes. Avec la mise en charge du pied, les métatarsiens se déplacent en adduction, supination et flexion dorsale pour les rayons latéraux, et en adduction, supination et flexion plantaire pour les rayons médiaux.

Notre méthode offre des possibilités d'analyse étendues à toutes les articulations du pied. Sa difficulté réside dans sa complexité technique et le délai de traitement des données scannographiques. Ces résultats sont un élément supplémentaire pour une meilleure connaissance fonctionnelle de l'avant-pied, avec des applications potentielles en chirurgie des troubles mécaniques de l'avant-pied ou en modélisation globale du pied en charge.

Références

1. Bardelli M, Turelli L, Soccianti G (2003) Definition and classification of metatarsalgia. *Foot Ankle Surg* 9: 79-85
2. Coughlin MJ (2000) Common causes of pain in the forefoot in adults. *J Bone Joint Surg Br* 82: 781-90
3. Besse JL, Maestro M, Ragusa M (2005) Radiographies standard et pathologies de l'avant-pied. In: Valtin B, Leemrijse T (eds.), *Chirurgie de l'avant-pied*. Elsevier SAS, Paris, pp 112-25
4. Dreeben S, Thomas P, Noble P, et al. (1987) A new method for radiography of weight-bearing metatarsal heads. *Clin Orthop* 224: 260-67
5. Tanaka Y, Takakura Y, Sugimoto K, et al. (2000) Precise anatomic configuration changes in the first ray of the hallux valgus foot. *Foot Ankle Int* 21: 651-56

6. Cavanagh P, Morag E, Boulton A, et al. (1997) The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech* 30: 243-50
7. Chen WP, Tang FT, Ju CW (2001) Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. *Clin Biomech* 16: 614-20
8. Cheung J, Zhang M, Leung A, et al. (2005) Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *J Biomech* 38: 1045-54
9. Jacob S, Patil KM, Brank LH, et al. (1996) Stresses in a 3D two arch model of a normal human foot. *Mech Res Comm* 23: 387-93
10. Muehleman C, Bareither D, Manion BL (1999) A densitometric analysis of the human first metatarsal bone. *J Anat* 195: 191-97
11. Griffin N, Richmond R (2005) Cross-sectional geometry of the human forefoot. *Bone* 7: 253-60
12. Delagoutte JP (1992) Les métatarsalgies. In: Conférence d'enseignement de la Sofcot no 42. Expansion scientifique, Paris, pp 145-56
13. De Doncker E, Kowalski C (1970) Le pied normal et pathologique. *Acta Orthop Belg* 36: 377-560
14. Udupa JK, Odhner D, Samarasekera S, et al. (1994) 3DVIEWNIX: an open, transportable, multidimensional, multiparameteric imaging software system. *Proceedings of SPIE* 2164: 58-73
15. Canovas F, Roussanne Y, Captier G, et al. (2004) Study of carpal bone morphology and position in three dimensions by image analysis from computed tomography scan of the wrist. *Surg Radiol Anat* 26: 186-90
16. Crisco JJ, McGovern RD, Wolfe SW (1999) Noninvasive technique for measuring in vivo three dimensional carpal bone kinematics. *J Orthop Res* 17: 96-100
17. Cahuzac JP, Navascues J, Baunin C, et al. (2002) Assessment of the position of the navicular by three-dimensional magnetic resonance imaging in infant foot deformities. *J Pediatr Orthop B* 11: 134-138
18. Mattingly B, Talwalkar V, Tytkowski C, et al. (2006) Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. *J Biomech* 39: 726-33
19. Wong Y, Kim W, Ying N (2005) Passive motion characteristics of the talocrural and the subtalar joint by dual Euler angles. *J Biomech* 38: 2480-85
20. Siegler S, Udupa JK, Ringle SI, et al. (2005) Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. *J Biomech* 38: 567-78
21. Hayafune N, Hayafune Y, Jacob H (1999) Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *Foot* 9: 88-92
22. Whittle M (1999) Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture* 10: 264-75
23. Chi K, Schmitt D (2005) Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running. *J Biomech* 38: 1387-95
24. Morag E, Cavanagh PR (1999) Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech* 32: 359-70
25. Thometz J, Liu X, Tassone J, et al. (2005) Correlation of foot radiographs with foot function as analyzed by plantar pressure distribution. *J Pediatr Orthop* 25: 249-52
26. Bonnel F, Claustre JE (1989) Organisation biomécanique du pied. In: Delagoutte JP, Bonnel F (eds) *Le pied-pathologies et techniques chirurgicales*. Masson, Paris, pp 23-33