

Rappel biomécanique des articulations talo-crurale et sous-talienne

M. MAESTRO

139, avenue du Docteur Maurice Donat, les balcons de port St Laurent, F-06700 St Laurent du Var, France

Résumé : Les mouvements du pied sont complexes et le talus est très difficilement accessible à l'expérimentation directe. Les résultats obtenus concernant les axes de mouvement, les contacts et les amplitudes articulaires, les charges subies, le rôle des tissus mous varient selon les auteurs et les conditions expérimentales. Le membre inférieur réalise une chaîne cinétique fermée en appui (la rotation externe forcée du pied supprime les possibilités d'inversion). Le pied est une structure visco-élastique qui peut instantanément se déformer et se rigidifier afin de s'adapter et de se fixer l'appui. Les articulations peuvent fonctionner selon un axe simple ou des axes multiples (mouvements ellipsoïdes) en fonction des conditions de charge. L'harmonie et le contrôle du mouvement nécessitent une simultanéité relative des déplacements articulaires, permise par l'interdépendance fonctionnelle des différentes structures anatomiques. Le réglage fin du geste nécessite un contrôle de la vitesse des déplacements articulaires, quelle que soit la valeur de l'angle articulaire de la cheville dans les limites de sa physiologie. L'articulation sub-talaire associée aux articulations de la cheville et de la médio-tarsienne, peut être assimilée au fonctionnement d'un cardan homocinétique plutôt qu'à celui d'un cardan simple avec toute fois un réglage différentiel possible.

Mots clés : Articulation talo-crurale – Articulation sous-talienne – Biomécanique

Biomechanics of the talo-crural and the sub-talar joints

Abstract: Foot movements are complex and the talus is very difficult to access during experimentation. Data concerning articular axes, articular contact surfaces, range of motion, load shearing and soft tissue function vary according to the different authors and experimental conditions. The lower limb acts as a closed kinematic chain against a support (the forced external rotation of the foot prevents foot inversion). The foot is a visco-elastic structure allowing both instantaneous deformations and instantaneous locking, in order to adapt to the support and apply a force against it. Joints may function around a single axis or multiple axis (ellipsoid motion) depending on load conditions. Harmony of movement and kinetic control need relative, simultaneous, and coupled joint dis-

placements which are made possible by the interdependent architecture of the anatomic structures. The fine tuning of movements requires speed control in the joints, whatever the angle between the leg and the foot and within the limits of the motion range of the ankle. In this way, the sub-talar joint, in association with the ankle and the mid-tarsal joints, may be assimilated to an homokinetic universal joint rather than a single universal joint.

Keywords: Talo-crural joint – Sub-talar joint – Biomechanic

Introduction

La cheville et l'arrière-pied constituent un nœud de transmission entre un système vertical, le membre inférieur et un système horizontal le pied. Les mouvements du pied sont complexes et le talus est très difficilement accessible en raison de sa profondeur à l'expérimentation. Les résultats des expérimentations varient selon les auteurs et les conditions des études.

Le membre inférieur réalise une chaîne cinématique avec le pied, la mise en rotation externe forcée supprime toute possibilité d'inversion du pied en charge [10]. Le pied est une masse visco-élastique relativement déformable et instantanément rigidifiable pour donner force au point d'appui. Cela introduit la notion de simultanéité relative des déplacements articulaires.

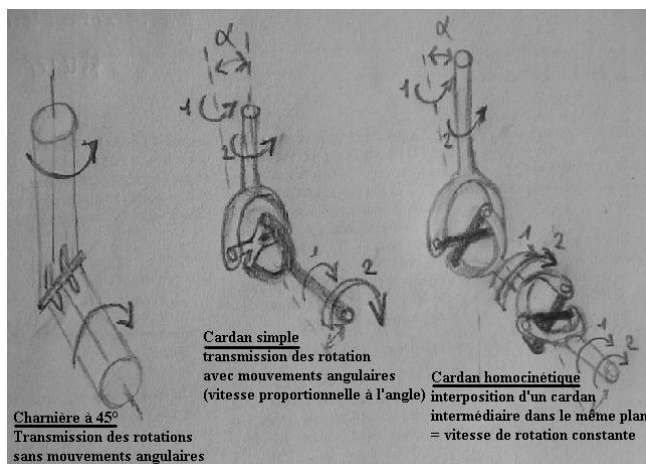
Mobilité articulaire et axes de mobilité

La cheville participe à tous les mouvements du pied. Sa mobilité préférentielle se fait dans le plan sagittal (flexion dorsale 13 à 33° et plantaire 23 à 56°) [12].

L'articulation sub-talaire joue le rôle d'une charnière oblique dont la mobilité préférentielle est la pronosupination, mais celle-ci est toujours combinée avec les deux autres plans de l'espace selon deux séquences évoquées déjà par Farabeuf (roulis-tangage-virage) :

- pronation-abduction-extension (= mouvement d'éversion 5° à 10°) ;
- supination-adduction-flexion (= mouvement d'inversion 25 à 30°).

Les deux articulations sont superposées (l'empilement est stable par rapport à la pesanteur) et présentent un



encastrement qui contribue à la stabilité en charge [21] (tenon mortaise pour la cheville et double courbure inversée pour l'articulation sub-talaire).

La notion d'axe de mouvement fixe est révolue, et la notion d'axe unique peut être admise en chaîne ouverte en décharge. En charge, en réalité, il faut concevoir la notion de faisceaux d'axes mobiles (aucun des axes appartenant aux différents faisceaux ne coïncide avec un autre).

Les faisceaux d'axes ont une forme plus ou moins aplatie près de l'axe sagittal ou bien une forme conique sous-entendant une composante d'inclinaison médio-latérale. Les chaînons osseux décrivent des rotations couplées à de discrètes translations autour de ces axes, ce qui se traduit par des mouvements hélicoïdaux (8 ou lemniscate) [10].

La position de verrouillage articulaire (closed packed position de Mac Conaill)

Position durant laquelle l'articulation est la moins vulnérable et la plus apte à transmettre des charges importantes, qui correspond :

- à l'étage talo-crural : à la flexion dorsale extrême ;
- à l'étage sub-talaire : à la position d'éversion en charge avec valgus du calcanéus.

La flexion dorsale de la cheville s'accompagne d'éversion sous-talienne (5 à 6°) et inversement [6].

Ainsi les 2 articulations sont verrouillées en dorsiflexion maximum du pied en charge (position accroupie, grimper, pente raide...).

En position debout et durant la marche, la cheville est en instabilité potentielle, excepté au moment de la charge complète, quand la congruence articulaire augmente avec la mise en charge du toit de la mortaise [19] tandis que la rotation dans l'articulation diminue.

Les articulations sont mécaniquement couplées de façon analogue à un joint universel [13], dont le rôle est la transmission d'un couple, tout en assurant un mouvement angulaire.

Transfert des mouvements, rôle des structures capsulo-ligamentaires

Tout le problème de cette zone jonctionnelle, véritable nœud de transmission tridimensionnel [4] est en effet le transfert des mouvements de la jambe au pied et vice-versa.

Les rotations contrariées par la réaction du support créent une torsion dans la chaîne articulaire, ce qui induit une flexion dans les zones qui le permettent [17]. Ainsi les deux articulations sphériques que sont la coxo fémorale et la *coxa pedis*, cette dernière étant représentée par les articulations talo-naviculaire et talo-calcaneenne antérieure, opposent leur rotation au niveau d'une 3^e articulation dont la caractéristique dominante est la flexion dans le plan sagittal. Cette dernière est représentée par la talo-crurale.

En position immobile ou improprement dénommée statique, squelette et pesanteur jouent dans le même sens pour l'effondrement de la voûte médiale

Provoquant un dévissage et un aplatissement du bloc calcanéopédieux (appelé *lamina pedis* par Mac-Conaill) avec bascule en valgus du calcanéus permis par le porte à faux dans le plan frontal de la superposition tibia-talus-calcaneus) [17, 20].

Ce sens unique de flambage met en tension le système capsulo-ligamentaire et surtout le système musculotendineux disposé dans le sens opposé à l'effondrement. La notion d'éversion biomécanique de Pisani [18] traduit bien la lutte des muscles qui en prenant appui sur le pied calcanéen (calcaneus-cuboïde - 4^e et 5^e rayon) vont visser le bloc calcanéopédieux et creuser ainsi la voûte médiale.

Après mise en inversion, le tarse revient passivement en éversion sous l'influence du poids de la jambe, qui tourne en rotation interne, et le talon revient à la verticale [24]. Sur les sujets vivants, Lumberg trouve une intense inversion en réponse à une rotation externe de jambe. La sortie du pas sur l'axe latéral des articulations



métatarso-phalangiennes ou *metatarsal break*, aurait le même effet inverseur et rotateur externe.

Le tarse se comporte comme un mécanisme contraint dont les mouvements sont prédéfinis, prédictibles et immuables. Cela permet à la fois le réglage fin, la stabilité et la transmission de forces importantes [22]. Les articulations à grande mobilité comme la talo-crutale et la subtalaire ayant un axe préférentiel unidirectionnel sont asservies à l'équilibre.

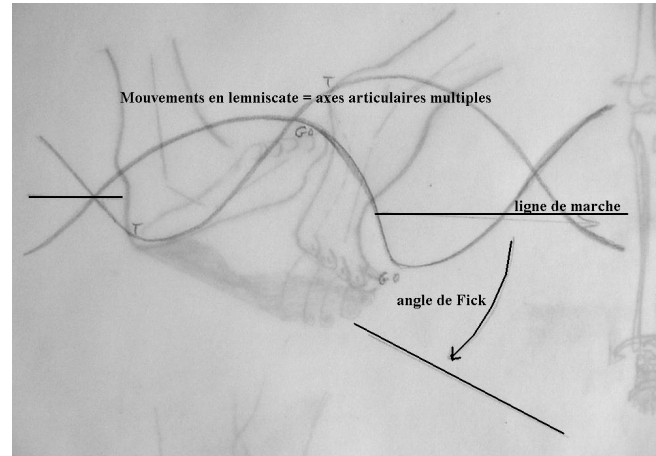
L'ajustement positionnel fin (*tuning*) est nécessaire à la régulation posturale. La cheville est en effet très sensible aux variations angulaires ($0,5^\circ$ dans le plan sagittal et 1° dans le plan frontal) [2].

En situation dynamique

Les degrés de liberté augmentent et les centres de rotation instantanés sont modifiés par plusieurs facteurs [8] :

- l'orientation de l'articulation ;
- la charge (l'instabilité ne peut pas survenir lorsque la cheville est complètement chargée) ;
- les surfaces articulaires en contact ;
- les structures capsulo-ligamentaires ;
- les actions musculaires.

Lors de la marche, l'atterrissage va provoquer, en raison du décalage frontal talo-calcaneen, une poussée brutale en valgus sur les structures de l'arrière-pied [7]. Sous l'influence du poids du corps (70 % du p.d. c) et de la rotation interne du membre portant, l'articulation subtalaire subit une éversion rapide de 0 à 8 % du cycle de marche, cela déverrouille l'articulation de Chopart et rend le pied passivement adaptatif au terrain (dévissage du bloc



calcanéo-pédieus). Le pied est vite à plat, freiné par le muscle *tibialis anterior*, puis la cheville débute sa flexion dorsale (8 à 45 %, avec un maximum à 40 % du cycle). La poussée pronatrice sur le médio-pied, freinée par le muscle *tibialis posterior*, atteint 120 % du poids du corps, elle est accentuée en cas de tendon calcaneen court [11].

Rôle des structures capsulo-ligamentaires et tendino-musculaires

En raison de l'incongruence du tenon talien et de sa mortaise, le talus doit glisser et tourner lors de la flexion sagittale. Cela est permis par la taille en coin de sa surface postéro-latérale. L'importance de ce dernier a été corrélée avec l'obliquité de l'axe de flexion plantaire [1] (plus l'axe est oblique, plus le coin est marqué). La fibula (os principal du pied selon Destot) pose le problème de sa mobilité et de la transmission des charges, en effet lors du choc talonnier, 1/5 du poids du corps serait réparti sur les malléoles.

Son rôle ne peut se concevoir qu'avec le complexe ligamentaire qui lui est annexé assurant par un mouvement de rotation axiale, un serrage élastique du talus nécessaire à l'adaptation transversale lors de la marche, en particulier en terrain accidenté [3, 5].

Dans l'articulation sub-talaire, talus et calcaneus se déplacent en sens inverse : le valgus calcaneen induit par la rotation interne de jambe ou la pronation de l'avant-pied provoque une extension-pronation-abduction du calcaneus et simultanément une flexion-supination-adduction du talus.

Le phénomène inverse se produit pour le varus calcaneen selon le mécanisme contraint. En charge il existe en plus un glissé antérieur du talus qui induit une tension du ligament interosseux et un auto blocage osseux [22]. Les fibres ligamentaires latérales par rapport à l'axe de Henke contrôlent l'inversion (ligt. capsulaire antérieur).

L'encastrement sub-talaire est très variable selon les individus. En étudiant l'importance du moment rotatoire de la jambe nécessaire pour induire une inversion tarsienne, Benink définit l'index tarsien (*Tarsal index*) en

rapport avec la hauteur de la voûte médiale (le type creux apparaît moins stable que le type plat) [22].

Cela montre le rôle important des structures capsulo-ligamentaires à la fois mono- et bi-articulaires. Une partie des fibres des ligaments talo-fibulaires reste en tension quel que soit le mouvement, et une autre partie est en tension seule dans les mouvements extrêmes.

La portion de fibres restée laxa permet le mouvement, tandis que les fibres en tension en « fixent » l'axe instantané.

Le lig. calcanéo-fibulaire est très variable dans son comportement car il longe l'interligne sub-talaire. Lorsque l'angle entre le ligament talo-fibulaire antérieur et le ligament calcanéo-fibulaire est proche de 90°, les deux ligaments protègent le talus (il y a coopération fonctionnelle) [10]. Quand le ligament calcanéo-fibulaire est plus horizontal, la stabilité du talus est moins bonne en dorsiflexion.

Le faisceau talo-fibulaire antérieur, renforcé par la gaine des tendons fibulaires joue un rôle important à la fois dans la stabilité mais aussi dans la transmission des mouvements du fait d'une certaine compliance mécanique. Il emmagasinerait une tension avant de la restituer au talus. Cela induit un différentiel de rotation entre la jambe et le talus et donc dans l'inversion du tarse appelé par Huson *talar and tarsal delay* [22]. Ce phénomène est variable d'un individu à l'autre.

Ce mécanisme permet de modifier les mouvements pendant la transmission rotatoire. Les sujets plutôt raides ont un retard de transmission rotatoire survenant à la fin de la rotation externe de jambe spécialement en flexion plantaire ; les lésions ligamentaires seraient mieux tolérées chez eux, sauf en flexion plantaire.

Le retard de transmission est plus précoce chez les sujets laxes et est augmenté par la section du faisceau talo-fibulaire antérieur et de la capsule attenante.

La laxité articulaire permet un bâillement talien latéral considéré comme normal à 6° et un tiroir antérieur considéré comme normal à 3 mm à 90° de flexion (il diminue en flexion plantaire) [10].

Considérations sur le rôle des muscles

Il faut être prudent sur les affirmations en raison des variabilités individuelles et de certains résultats parfois inattendus des études de l'EMG fonctionnelle [25]. La plupart du temps, les muscles fonctionnent de façon automatique et non volontaire, leur action peut changer en fonction du point d'appui, passer sur le mode hystérésis dans un but de freinage et d'économie d'énergie. Leur action peut aussi varier en fonction des activités, par exemple durant la pratique des escaliers on détecte une activité constante dans les muscles intrinsèques, traduisant un rôle plutôt stabilisateur [16].

Les muscles les plus proximaux (rotateurs de hanche) et les plus distaux (intrinsèques), peuvent renforcer leur effet mécanique sur le tarse, pouvant ainsi compenser une déficience ligamentaire après une rééducation bien menée [10].

La nocivité des ondes vibratoires majorées par les sols durs doit être prise en considération car elle est en partie assurée par le cartilage et les ligaments (intérêt des semelles ou bien des talonnettes amortissantes).

Conclusion

Le couple articulaire talo-crural et sub-talaire caractérisé par le jeu du talus, os « flottant » d'une particulière dureté [9], transmetteur instantané d'impulsions et d'énergie, obéit sur le mode contraint à une mécanique puissante et extrêmement précise. Associé au reste du pied, il participe à l'équivalent d'un cardan homocinétique (joint de Hooke) permettant l'harmonie des transferts de mouvement entre le pied et la portion verticale du membre inférieur. Cependant, en appui, du fait des propriétés particulières du faisceau talo-fibulaire antérieur, il peut exister un effet différentiel dans la transmission des mouvements.

Ce phénomène permet le réglage fin nécessaire pour l'adaptation posturale et l'équilibration, au sein d'une structure complexe capable de transmettre des efforts très importants.

Il faudra donc être très exigeant sur la justesse des réparations des lésions traumatiques.

Les arthroplasties totales doivent être tolérantes pour « éponger » les contraintes en particulier de cisaillement et de rotation, tout en ménageant les structures capsulo-ligamentaires. Dans les décisions thérapeutiques, il convient de privilégier la stabilité par rapport à la mobilité [23].

Références

1. Barnet Ch, Napier JR (1952) The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *Anat* 86: 1
2. Bessou M, et al. (1996) Le pied, organe de l'équilibration. Pied, équilibre et posture. In : Ph. Villeneuve (ed) Frison Roche, pp 20-32
3. Bonnel F, Canovas F (1997) Trépied articulaire postérieur du pied et stabilisation rotatoire. 15^e cours international de pathologie, de techniques chirurgicales et de technologie de rééducation. Montpellier, faculté de médecine 5-6-7 juin
4. Bonnel F, et al. (2000) Hanche et ceinture pelvienne. 17^e cours international de pathologie, de techniques chirurgicales et de technologie de rééducation. Montpellier 25-26-27 mai
5. Bonnel F, Faure P, Claustre J (1989) Anatomie fonctionnelle de l'articulation de Chopart. Le médio-pied. *Monographies de podologie* 10: 21-9
6. Close JR (1956) Some application of the functional anatomy of the ankle joint. *JBS (AM)* 38: 761

7. Elftman H (1960) The transverse tarsal joint and its control. *Clin Orthop* 16: 41-4
8. Giannini S, Catani F (1996) Biomécanique de l'avant-pied. In : Valtin B (Ed), *Chirurgie de l'avant-pied*. Exp Scientif Française 60: 20-33
9. Guillot M, et al. (1995) Biomécanique du talus et du calcaneus. *Med Chir Pied* 11 (3): 131-7
10. Huson A (1991) Functional Anatomy of the foot in Jahss Disorders of the foot and Ankle 2^e ed. WB Saunders C. Chap. 15
11. Kowalski C, et al. (1999) Le tendon calcaneum court. EMC. Elsevier, Paris, Podologie, p. 15
12. Lundberg A (2000) Kinematics of the normal Ankle joint. In: Kofoed H (ed) *Current status of ankle arthroplasty*. Springer Verlag
13. Mann RA (1991) Overview of foot and ankle biomechanic in Jahss; 2^e ed. WB Saunders edit, chap. 14
14. Mc Cullough CJ, et al. (1980) Rotatory stability of the Load - bearing Ankle. An experimental study. *JBJS (br)* 62: 460
15. O'Rahilly R, Gardner E, Gray J (1960) The skeletal development of the foot. *Clin Orthop* 16: 7-11
16. Perry J (1983) Anatomy and biomechanic of the hindfoot. *Clinic Orthop* 177: 9-15
17. Piret S, Bézier MM (1986) *La coordination motrice*. Peeters. Louvain, Paris
18. Pisani G (1993) *Trattato di chirurgia del piede*. II Edizione, Edizioni Minerva medica, Torino
19. Sammarco JG, et al. (1973) Biomechanic of the ankle. A kinematic study. *Orthop Clin North Am* 4 (1): 75
20. Samuel J (1997) Biomécanique de l'arrière-pied (ARP) au moment de l'attaque du pas
21. Samuel J, Vial D, Travagli G (1986) Le verrouillage du complexe articulaire sous astragalien. *Podologie* 86: 71-90
22. Sarrafian SK (1993) *Anatomy of the foot an Ankle* 2^e ed. Lippincott Company
23. Steindler A (1983) The biology of functional restoration. *Clinic Orthop* 177: 9-15
24. Van Langelaan EJ (1983) A Kinematical analysis of the tarsal joints. *Acta Orthop Scand* 54 (suppl.): 204
25. Wyss C (1997) *Functionnal EMG of the foot* EFAS Paris, oct 23-25