HAL open science

Analyse numérique de la sensibilité à des décalages angulaires de la réduction d'une fracture basse de jambe

Didier Lemosse, Franck Dujardin, Khalil Abdelkafi, Yves-Pierre Le Moulec

To cite this version:

Didier Lemosse, Franck Dujardin, Khalil Abdelkafi, Yves-Pierre Le Moulec. Analyse numérique de la sensibilité à des décalages angulaires de la réduction d'une fracture basse de jambe. 9e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2009, Giens, France. hal-01413958

HAL Id: hal-01413958

https://hal.science/hal-01413958v1

Submitted on 12 Dec 2016

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

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

Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Analyse numérique de la sensibilité à des décalages angulaires de la réduction d'une fracture basse de jambe

D. Lemosse[1], F. Dujardin[2], K.Abdelkafi[1], YP. Le Moulec[2]

[1] INSA de ROUEN, LMR
Technopole du Madrillet, Avenue de l'Université, BP08, 76801 Saint Etienne du Rouvray cedex
didier.lemosse@insa-rouen.fr

[2] CHU de ROUEN, GHRAL
1 rue de Germont, 76031 Rouen cedex
franck.dujardin@chu-rouen.fr

Résumé — Ce papier présente les résultats de l'étude préliminaire d'un protocole visant à qualifier l'incidence d'une mauvaise réduction de fracture basse de jambe. Cette incidence est appréciée à l'aide d'un modèle éléments finis paramétré soumis à des comportements mécaniques non linéaires (grands déplacements, contacts et non linéarités matériau). L'étude préliminaire permet de déterminer la capacité de la modélisation proposée à évaluer cette incidence et à s'assurer de la stabilité du modèle.

Mots clés — éléments finis, sensibilité, paramétrique, biomécanique, cheville.

1 Introduction et principes

La fracture basse de jambe se situe dans la zone métaphysaire basse de l'ensemble tibia-péroné, juste avant la cheville et en particulier juste avant les malléoles. Il existe plusieurs protocoles adaptés à la réduction de cette fracture [3], chacun présentant des avantages et des inconvénients : clou centro-médulaire, plaque ou fixateurs externes. Nous nous intéressons au protocole de réduction de cette fracture par l'implantation d'un clou centro-médulaire dans le tibia. Cette technique présente les avantages de permettre une bonne consolidation de la fracture et d'être peu invasive sans risque d'infection puisque le chirurgien n'intervient pas directement sur la fracture. Son défaut majeur est de ne pas pouvoir assurer un positionnement parfait des os lors de la réduction de la fracture. Il en résulte la création d'un cal osseux produisant un décalage angulaire entre les deux parties consolidées du tibia. Ce décalage angulaire peut avoir des composantes dans les plans frontal et sagittal, mais aussi en rotatoire. La pratique, et en particulier les retours d'expériences sur patients, montre que ces décalages angulaires sont sans impact physiologique majeur s'ils restent en deçà d'une certaine valeur. Les chirurgiens savent d'expérience les valeurs acceptables pour chacun des décalages angulaires pris indépendamment mais s'interrogent sur les valeurs admissibles dans le cas d'un décalage impliquant plusieurs composantes angulaires. Une interrogation subsiste aussi quant à la cause du caractère pathologique ou non d'un décalage angulaire.

Plusieurs opérations de recherche sont menées simultanément afin de répondre à ces deux interrogations. Tout d'abord, une enquête est réalisée auprès des patients ayant reçu ce protocole. Son but étant de déterminer l'éventuelle présence de décalages et leur amplitude, ainsi que leur impact sur la mobilité du patient. Ensuite, un protocole in-vitro [4] est réalisé sur une jambe

afin d'observer l'influence des décalages angulaires sur la répartition de pression dans la cheville (jonction tibia-péroné-astragale). Les inévitables difficultés inhérentes aux études sur spécimens cadavériques empêchent une étude systématique de l'ensemble des combinaisons et induisent des erreurs de manipulation non négligeables. De plus, les différences morphologiques inter-individus rendent délicates toutes analyses de l'influence des paramètres angulaires.

Pour ce faire, un modèle numérique de cheville est réalisé et traité par la méthode des éléments finis [1, 2, 5]. Ce modèle fait intervenir directement une représentation des os impliqués dans la cheville : les épiphyses du tibia et du péroné ainsi que l'astragale. Les os sont supposés avoir un comportement matériau linéaire dans la gamme d'efforts considérée. Le modèle de l'articulation est enrichi de façon à faire apparaître le cartilage qui présente un comportement non linéaire. Les capsules articulaires ainsi que les principaux ligaments sont eux aussi modélisés dans la mesure où ils sont les éléments stabilisateurs de la cheville. La prise en compte du contact entre les éléments constitutifs de la cheville est réalisée par une méthode de Lagrangien augmenté s'appuyant sur les maillages des surfaces de contact. Les simulations sont réalisées en quasi-statique sur le logiciel Code-Aster.

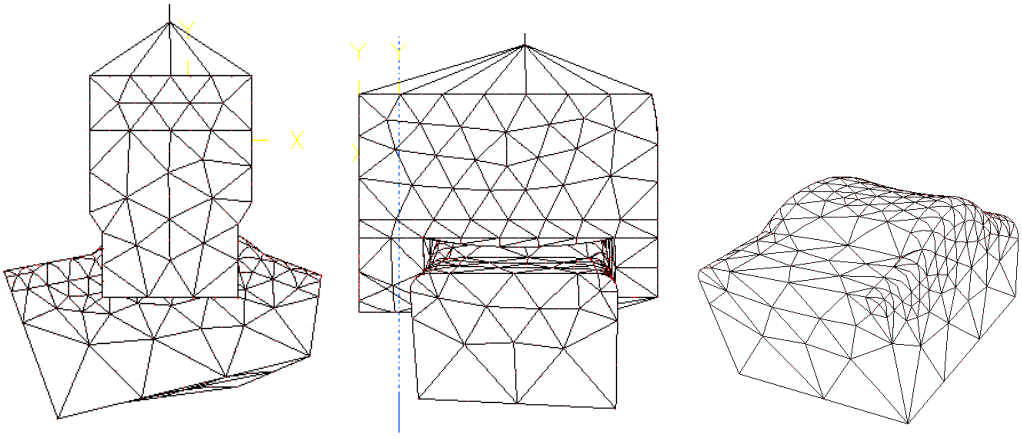
Les conditions aux limites appliquées au modèle sont telles que les sollicitations extérieures, qui représentent le poids du corps, sont toujours dirigées de la même façon vis à vis de l'astragale. Ainsi, ce dernier est bloqué en déplacement conjointement avec un pilotage du haut de l'ensemble tibia-péroné de façon à ce que la force extérieure appliquée sur cet ensemble ait une direction d'application qui passe par le centre de la surface de contact. Enfin, le modèle est paramétré de façon à pouvoir imposer un décalage angulaire sur l'ensemble tibia-péroné. Les trois composantes sont ainsi prévues : un décalage frontal α , un décalage sagittal β et un décalage rotatoire γ selon l'axe longitudinal du tibia. Le code de résolution par la méthode des éléments finis sera lancé par une procédure automatique afin de balayer l'ensemble des combinaisons des paramètres (α, β, γ) pour des angles variant entre -15° et $+15^o$. Les résultats post traités de ces simulations sont les cartographies de la répartition des pressions au niveau de la cheville et tout particulièrement sur la surface supérieure de l'astragale. Ces cartographies sont caractérisées en particulier par la valeur maximale de pression atteinte que l'on suppose être un bon indicateur d'une situation pathologique. On réalise ainsi une classification des décalages angulaires (α, β, γ) vis à vis des pressions maximales qu'ils engendrent. En s'appuyant sur des diagnostiques cliniques et des mesures in-vivo, on peut déterminer les patients pour lesquels les situations sont pathologiques et à quels décalages angulaires cela correspond. On peut ainsi associer à notre classification des valeurs seuils à partir desquelles les décalages produisent des contraintes ayant des incidences pathologiques. On obtient donc une enveloppe de la zone admissible du décalage angulaire de réduction de fracture basse de jambe.

La présente communication sera centrée sur le développement du modèle paramétrique, sa mise en oeuvre et l'évaluation de sa stabilité. En effet, avant de s'engager dans une campagne de simulations systématiques, il faut s'assurer de la convergence du modèle quelle que soit la configuration simulée.

2 Présentation du modèle simplifié

Afin de faciliter l'étape de calibrage du modèle final, une version simplifiée a été réalisée (Figure 1). Ce modèle reprend approximativement les géométries réelles. Ainsi l'astragale présente une surface supérieure en selle de cheval et l'ensemble tibia-péroné en est la forme complémentaire avec deux protubérances représentant les malléoles qui stabilisent latéralement l'ensemble. L'os long du tibia ainsi que le montage expérimental sont modélisés par des modèles de poutres avec des caractéristiques adéquates.

Les ligaments sont eux aussi introduits sous la forme de modèles de poutres. Ces éléments sont donc associés à des maillages unidimensionnels. Les caractéristiques géométriques et mécaniques

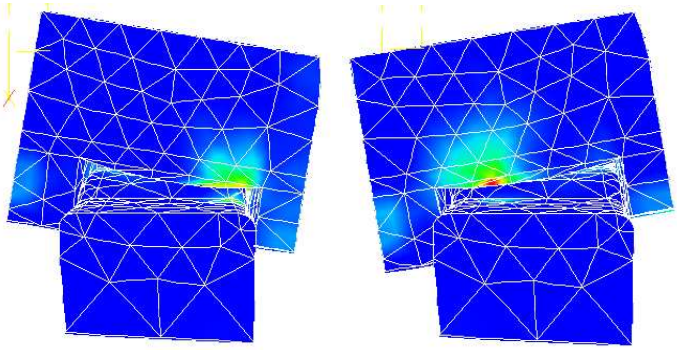


vue sagittale vue frontale astragale

Figure 1 – Modélisation simplifiée de la cheville

sont choisies de façon à représenter leur équivalent réel. Les propriétés matériaux utilisées dans ce modèle correspondent à celles présentées dans la référence [1].

Une déformation est introduite directement sur le maillage afin de pouvoir représenter un décalage angulaire. Cette procédure systématique est réalisée par l'intermédiaire de la routine Python (MODIMAILLAGE dans CodeAster) qui vient modifier la partie poutre du modèle en fonction du jeu de paramètres que l'on souhaite évaluer. Cette modification du maillage produit un déplacement du noeud extrémité des éléments représentant le système de fixation. Afin de placer le modèle de la cheville dans la configuration pathologique, ce noeud extrémité est ramené à la position qu'il occupait initialement avant déformation. Ce mouvement imposé produit donc un déplacement de l'ensemble tibia-péroné par rapport à l'astragale (Figure 2). Les mouvements sont



$\beta = -15^o$ $\beta = +15^o$

Figure 2 – Déformation dans le plan frontal

limités par les ligaments de la cheville qui servent d'éléments stabilisateurs.

L'ensemble de la procédure de simulation paramétrique s'effectue selon le schéma présenté dans la Figure 3. Ainsi, après avoir effectué les deux opérations précédemment décrites (déformation et déplacement), la simulation de la mise en charge axiale de la cheville est réalisée. Cette mise en charge, qui correspond à un protocole expérimental de validation non présenté ici, doit atteindre une amplitude de 25kg.

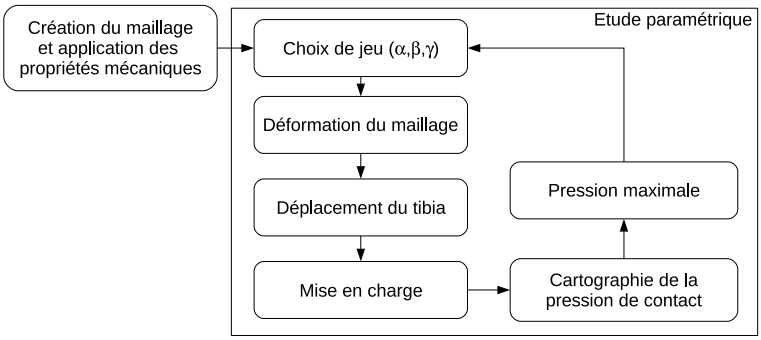


Figure 3 – Algorithme de l'étude paramétrique

3 Stabilité de la modélisation

Avant de lancer l'analyse paramétrique sur le modèle final (construit à partir d'images IRM et dont la simulation complète nécessite plusieurs heures sur un mono-processeur), on va s'assurer que le modèle de développement est stable quelle que soit la configuration testée. Le modèle initial présente des instabilités (problème de convergence) pour les déformations extrêmes (15°) dans les plans frontal et sagittal. Plus précisément, le modèle diverge dans le plan sagittal pour un angle $\beta = -15^o$ et dans le plan frontal pour $\alpha = \pm 15^o$, lors de l'étape de mise en position. Pour des cas d'études impliquant les deux angles simultanément, le modèle diverge lors de la phase de mise charge pour des angles de $\pm 10^o$.

Après observation, il s'avère que les instabilités incriminées sont phénoménologiques (avec un sens physique) et non numériques. En effet, avec les données choisies, le tibia se trouve être chassé de l'astragale pour ces situations extrêmes. Afin de pouvoir atteindre ces configurations tout en assurant la stabilité du modèle, il a fallu augmenter sensiblement les raideurs des éléments représentant les ligaments. Les raideurs incriminées étant obtenues à partir des géométries des ligaments et des valeurs physiques de la littérature, les modifier revient à s'écarter de la réalité physique. Il faudra estimer l'incidence qu'a la prise compte cette modification sur la signification des résultats obtenus sur le modèle final.

4 Sensibilité paramétrique

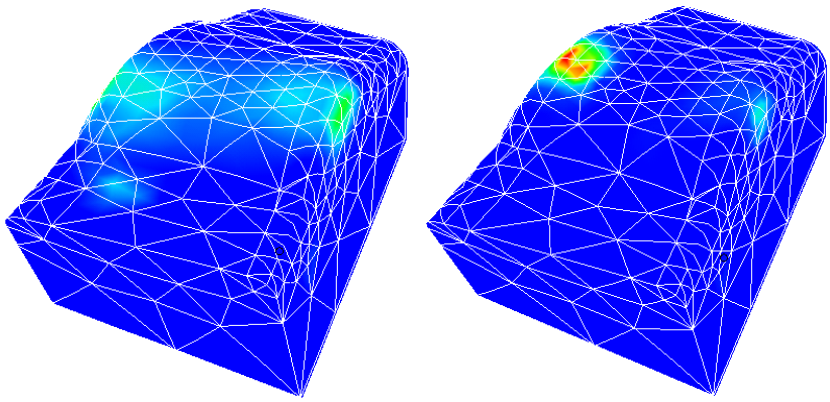
Le point le plus sensible était de vérifier la capacité du protocole à capter les différences dans le profil des pressions de contact (Figure 4).

La valeur maximale de la pression pour des combinaisons d'angles dans les plans frontal et sagittal sont reportés sur le tableau 1. Ces premiers résultats mettent bien en évidence la sensibilité

		β		
		-10°	0°	10°
α	-10°	281	165	170
	0°	331	151	198
	10°	698	337	605

Tableau 1 – Pression maximale (N/mm^2)

du système vis à vis des variations angulaires. Ils montrent aussi que la combinaison de décalages angulaires intensifie les effets de concentration de contrainte. Ainsi, si l'on observe une augmentation de 100% de la pression pour un décalage uniquement antérieur ($\beta = 10^o$), cette augmentation est de l'ordre de 400% quand on ajoute à cela un décalage dans le plan frontal (positif ou négatif).



$\alpha = 0^o$ et $\beta = 0^o$ $\alpha = 10^o$ et $\beta = 10^o$

Figure 4 – Répartition de pression de contact sur l'astragale

Il parait évident, à la lumière de ces résultats, que la morphologie de la cheville en forme de coin s'élargissant sur l'avant est responsable d'un phénomène de coincement provocant une augmentation de pression.

5 Premières conclusions et travaux ultérieurs

Ce premier travail nous permet de tirer trois conclusions majeures. Tout d'abord de fait qu'un mauvais positionnement angulaire a une incidence quantifiable sur la répartition de pression dans l'articulation de la cheville. Et que, comme nous le supposions, cette incidence est plus importante pour des combinaisons d'angles.
Ensuite, il est encourageant d'observer que cette influence puisse être clairement mise en évidence par notre simulation.
Et enfin, on a pu observer les cas d'instabilités du modèle de la cheville soumis à notre protocole. On note en particulier le fait que les divergences sont dues à des situations physiques pathologiques (dé-cohésion de l'articulation). Cette dernière observation va imposer une analyse plus fine de la modélisation de l'articulation afin de déterminer si l'on peut se contenter de "rigidifier" les ligaments impliqués ou s'il faut faire apparaître des éléments anatomiques supplémentaires.

Un dernier élément qui n'a pas encore été testé est le cartilage entre les surfaces de contact de l'articulation. Cet élément est important à prendre en compte car son caractère visco-élastique peut avoir de l'influence sur la stabilité du système. Un modèle géométrique a été réalisé à partir d'images scanner. Le modèle éléments finis obtenu à partir de ce modèle géométrique est donc plus proche de la réalité de l'articulation. Il reste à le faire passer par la procédure de calculs systématiques après s'être assuré de la stabilité de l'ensemble pour les cas les plus défavorables mis en évidence par cette pré-étude.

Références

[1] HYK. Cheng, CL. Lin, HW. Wang, SW. Chou. Finite element analysis of plantar fascia under stretch — The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *Journal of Biomechanics*, 41 1937-–1944, 2008.

[2] JTM. Cheung, BM. Nigg. Clinical Applications of Computational Simulation of Foot and Ankle. *Sportorthopadie Sporttraumatologie*, 23 264–271, 2007.

[3] M. Mseddia, A. Sialaa, J. Dahmenea, R. Ben Hamidaa, M. Ben Ayechea. Fixation des fractures supra-malléolaires par fixateur selon Ilizarov. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 91(1) 58–63, 2005.

[4] RR. Tarr, CT. Resnick, KS. Wagner, A. Sarmiento. Changes in Tibiotalar Joint Contact Areas Following Experimentally Induced Tibial Angular Deformities *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 199 72–80, 1995.

[5] J. Yu, JTM. Cheung, Y. Fan, Y. Zhang, AKL. Leung, M. Zhang. Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical Biomechanics*, 23 S31–S38, 2008.