HAL open science

Modèle Biomécanique par Eléments Finis du Pied Diabétique pour la Prévention en Temps Réel de la Formation des Ulcères Plantaires

Marek Bucki, Nicolas Vuillerme, Francis Cannard, Bruno Diot, Yohan Payan

To cite this version:

Marek Bucki, Nicolas Vuillerme, Francis Cannard, Bruno Diot, Yohan Payan. Modèle Biomécanique par Eléments Finis du Pied Diabétique pour la Prévention en Temps Réel de la Formation des Ulcères Plantaires. ASSISTH'2011, Jan 2011, Paris, France. pp.219-226. hal-00561053

HAL Id: hal-00561053

https://hal.science/hal-00561053v1

Submitted on 31 Jan 2011

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.

Modèle Biomécanique par Eléments Finis du Pied Diabétique pour la Prévention en Temps Réel de la Formation des Ulcères Plantaires

Marek Bucki[1,3], Nicolas Vuillerme[2],
Francis Cannard[3], Bruno Diot[4], Yohan Payan[1]

[1] TIMC-IMAG, UMR CNRS 5525, Université Joseph Fourier, 38706 La Tronche, France
[2] AGIM FRE CNRS, Université Joseph Fourier, 38706 La Tronche, France
[3] TXS, 71300 Montceau-les-Mines, France
[4] IDS-Arcan, 71300 Montceau-les-Mines, France
{Marek.Bucki, Nicolas.Vuillerme, Yohan.Payan}@imag.fr

Abstract. Les complications liées au diabète sont parmi les causes les plus fréquentes d'amputation du membre inférieur. Cette pathologie connue sous le nom de « pied diabétique » est liée, entre autres, à la neuropathie qui empêche la personne diabétique de percevoir la douleur due à des surpressions exercées sur la voûte plantaire. Nous proposons une technique de modélisation biomécanique permettant de : 1) prendre en compte l'anatomie du pied du sujet; 2) estimer au moyen d'un modèle biomécanique de type Eléments Finis (EF) le champ de contraintes internes à partir de mesures de pressions externes; et 3) suivre l'évolution des contraintes et des déformations internes des tissus au cours des activités journalières de la personne diabétique. Un modèle EF générique du pied a été développé et couplé à une nappe de pression textile. Le dispositif est à même de fournir une estimation des contraintes internes du pied en temps-réel.

Mots clés : Prévention des ulcères plantaires, pied diabétique, modélisation biomécanique des tissus mous, méthode des éléments finis.

1 Introduction

Le « pied diabétique » est un terme qui désigne des pathologies du pied et dont les causes proviennent essentiellement du diabète. L'ulcération du pied est due à deux processus, la neuropathie et l'artériopathie des membres inférieurs. La mauvaise circulation conduit à un état d'ischémie chronique (affaiblissement du potentiel de cicatrisation provenant d'un manque d'oxygène disponible au niveau du pied), rendant le pied vulnérable et favorisant le développement des traumatismes et des plaies. Un frottement, une surpression sur la sole plantaire, un corps étranger dans la chaussure vont induire un risque important d'apparition de plaie qui ne sera pas détecté du fait de l'atteinte sensorielle. Les conséquences associées à ces plaies entraînent fréquemment des amputations. En 2007, la HAS a recensé 243 000 pieds diabétiques de grade II et III (neuropathie, artériopathie et possibles amputations) [1,2].

Si la surveillance quotidienne du pied est reconnue comme la technique de prévention la plus efficace, la vigilance du patient et de son entourage baisse avec le temps et il n'existe pas à l'heure actuelle d'alternative préventive satisfaisante. En effet, les techniques actuelles de prévention reposent essentiellement sur l'amélioration de l'interface peau/support [3-6] et force est de constater que ces mesures ne sont pas probantes dans la mesure où la prévalence des ulcères plantaires reste très élevée. Des dispositifs biomédicaux permettant la détection des régions plantaires en surpression au moyen de capteurs de pression sont disponibles[1]. Bien que ces systèmes permettent au patient de corriger sa locomotion en fonction des zones à risques identifiées, ils demeurent encombrants, coûteux, donc peu utilisés.

De récents travaux ont abouti à des capteurs plus adaptés à un usage quotidien et dotés d'un biofeedback vers le porteur [7,8]. Ces dispositifs ne permettent cependant de mesurer que les pressions externes appliquées sur la surface d'appui, or les contraintes externes se propagent à travers les tissus mous et engendrent des pressions internes plus importantes que celles mesurées en surface [9,10]. Une prévention efficace de la formation des ulcères ne peut donc reposer sur la seule mesure de pressions externes, mais requiert aussi une estimation des contraintes internes du pied.

Pour prendre en compte cet aspect important, un dispositif portable évaluant les contraintes internes à partir de pressions plantaires par le biais d'un modèle analytique a été proposé par Gefen et al. [11]. Ce dispositif permet certes un suivi en temps réel des pressions au sein des tissus mous, mais le calcul s'appuie sur une représentation anatomique du pied excessivement simplifiée, les seuls paramètres du modèle étant l'épaisseur de muscle et de graisse sous le talon et le rayon de courbure du calcanéum.

Afin d'étudier la biomécanique du pied, pour à terme intégrer plus fidèlement les paramètres morphologiques, plusieurs modèles Eléments Finis (EF) ont été proposés, depuis des modèles 2D [12] jusqu'à des représentations 3D par EF non linéaires [10]. Le modèle le plus abouti de notre point de vue est sans doute celui proposé par Chen et al. [9] et qui comprend une vingtaine de paires d'articulations, les 134 ligaments et le fascia plantaire. Contrairement à la représentation analytique évoquée plus haut, l'utilisation de modèles EF requiert une puissance de calcul conséquente qui peut être incompatible avec une mise en œuvre sur un dispositif embarqué, autonome et destiné à surveiller les compressions tissulaire en temps réel sur des durées prolongées.

Cet article décrit un système de prévention composé 1) d'un capteur de pression textile à bas coût[2] couplé avec 2) un modèle Eléments Finis 3D du pied, et intégrant 3) un feedback tactilo-visuel vers le porteur. Le dispositif permet de suivre en temps réel l'évolution des contraintes internes des tissus mous du pied sur la base d'une représentation anatomique plus fidèle. Enfin, son utilisation en continu, compatible avec les activités journalières de la personne diabétique, permet de pallier au manque de vigilance dans la lutte contre la formation d'ulcères plantaires.

[1] Parmi lesquels Xsensor Technology Corporation, Vista Medical Ltd. ou Tekscan Ltd.
[2] Fabriqué par la société TXS.

2 Modélisation biomécanique par Eléments Finis

La Méthode des Eléments Finis (MEF) est une technique mathématique permettant de résoudre les systèmes d'Equations aux Dérivées Partielles (EDP) de la biomécanique sur un domaine tridimensionnel de forme quelconque comprenant des régions anatomiques caractérisées par des comportements mécaniques distincts. La MEF s'appuie sur une représentation discrétisée de l'organe modélisé, appelée « maillage », composée de briques élémentaires, ou « éléments » définis par des points appelés « nœuds du maillage ». Un maillage EF est donc un ensemble de nœuds connectés entre eux par des éléments.

Fig. 1. Modèle biomécanique EF du pied (*gauche*) et vue interne des structures osseuses modélisées (*droite*).

2.1 Génération d'un maillage Eléments Finis du pied

Les surfaces osseuses et peaucières du pied gauche d'un patient (données fournies via le portail www.biomedtalk.com) sont segmentées à partir d'un examen tomodensitométrique par la technique de « marching cubes » [13] en sélectionnant le seuil de valeur de Hounsfield correspondant respectivement aux os et à la peau. Un maillage de l'ensemble du domaine décrit par la surface peaucière est ensuite obtenu par une technique dérivée de celle proposée par Lobos et al., [14]. Le modèle résultant, majoritairement hexaédrique, est composé dans notre cas de 5 123 nœuds et de 26 724 éléments. Les éléments hexaédriques (a priori de très bonne qualité) sont essentiellement situés à l'intérieur du modèle, tandis que des éléments tétraédriques, permettant une représentation plus fine de la surface, se trouvent en périphérie. Chaque nœud du maillage est inspecté afin de déterminer sa position par rapport aux os du pied définis par la deuxième surface produite par la segmentation. Les nœuds situés à l'intérieur de la surface osseuse sont marqués comme « fixes », tandis que les nœuds situés au sein des tissus mous sont dits « libres ». Le modèle du pied ainsi défini est représenté sur la figure 1.

2.2 Modélisation biomécanique des tissus mous

Dans la suite de l'article, les symboles mathématiques sont notés en gras, les grandeurs scalaires ou indices entiers sont représentés par des minuscules et les grandeurs vectorielles et matricielles par des majuscules.

Dans leur étude, Chen et al. [9] mentionnent des taux de déformation des tissus mous du pied pouvant atteindre 45%, cependant la loi de comportement proposée est quasi linéaire jusqu'à 35% de déformation. Sur la base de ces observations, nous formulons ici l'hypothèse de petites déformations élastiques et de petits déplacements. Dans ce cadre linéaire de modélisation, les paramètres biomécaniques caractérisant les tissus sont le module de Young **E**, exprimé en *Pascals*, qui représente la résistance à l'allongement et à l'étirement des tissus (élasticité) ; ainsi que le coefficient de Poisson, noté $\boldsymbol{\nu}$, grandeur sans unité variant entre 0 et 0.5 et qui définit la compressibilité des tissus. Alors que la quasi-incompressibilité ($\boldsymbol{\nu}$ proche de 0.5) des tissus biologiques est généralement admise, la valeur du module de Young est bien plus difficile à établir précisément pour un individu donné [15]. Nous avons choisi, dans une première approche, d'approximer la loi hyper-élastique proposée dans [9] en prenant une valeur du module de Young **E=513** k*Pa*.

Dans ce cadre de modélisation linéaire, une stratégie basée sur le précalcul de déformations élémentaires [16] permet d'envisager le calcul en temps réel des pressions internes à partir des pressions externes. En effet, la formulation du problème par la méthode des Eléments Finis peut se ramener à l'équation matricielle suivante :

$$\mathbf{K}\,\mathbf{U} = \mathbf{F}\,. \qquad (1)$$

où **K** est la matrice de raideur du modèle calculée par assemblage des matrices de raideur individuelles des éléments du maillage [17] ; **U** est un vecteur contenant l'ensemble de déplacements de nœuds libres du maillage ; **F** est le vecteur des forces externes nodales appliquées au modèle biomécanique du pied.

Pour une sollicitation externe **F** donnée, le calcul de la déformation **U** du modèle est très coûteux et ne peut en général être effectué en temps réel. Cependant, comme nous allons le voir ci-dessous, la solution de l'équation **(1)** peut être obtenue de manière directe, par combinaison linéaire de solutions dites « élémentaires ».

Tout d'abord, nous identifions les **n** nœuds libres du modèle situés sur la peau, sous la voûte plantaire, et qui se trouvent en contact avec les capteurs de pressions au cours de la marche. Ces nœuds sont alors projetés orthogonalement sur la surface du textile. La position de la projection de chaque nœud plantaire dans la matrice de capteurs permet de calculer la pression exercée au voisinage du nœud considéré par interpolation bilinéaire des mesures de pression relevées aux capteurs adjacents.

La valeur de pression appliquée au nœud plantaire **i** doit maintenant être convertie en force nodale normale à la surface de la peau en ce nœud. L'aire associée au nœud **i**, notée $\mathbf{s_i}$, est le tiers de la somme des aires des faces triangulaires peaucières qui lui sont adjacentes ; le vecteur normal externe au nœud **i**, noté $\mathbf{N_i}$, est la moyenne des normales externes sur ces faces. Enfin, si $\mathbf{p_i}$ est la mesure de la pression externe relevée au point de projection du nœud **i** sur la nappe de pression textile, alors la force nodale associée est donnée par : $\mathbf{F_i} = -\,\mathbf{p_i}\,\mathbf{s_i}\,\mathbf{N_i}$.

Les **n** déformations élémentaires $\{\,\mathbf{U_i}\,\}_{\mathbf{i=1\ldots n}}$ sont alors calculées en chaque nœud plantaire **i** comme les solutions du système linéaire :

$$\mathbf{K}\,\mathbf{U_i} = [-\mathbf{s_i}\,\mathbf{N_i}]\,. \qquad (2)$$

où l'opérateur **[.]** permet de répartir les trois coordonnées du vecteur unitaire de force nodale parmi l'ensemble des degrés de liberté du modèle. La résolution des **n**

équations linéaires **(2)** est pré-calculée au moment de la construction du modèle biomécanique du pied et les **n** vecteurs $\{ \mathbf{U_i} \}_{\mathbf{i=1...n}}$ résultants sont enregistrés.

2.3 Estimation en temps réel des contraintes et déformations

Lors du suivi de l'activité du patient, à chaque cycle de calcul, l'ensemble des pressions plantaires $\{ \mathbf{p_i} \}_{\mathbf{i=1...n}}$ est mesuré et la déformation globale du modèle, **U**, est assemblée comme :

$$\mathbf{U} = \sum_{\mathbf{i=1...n}} (\mathbf{p_i}\, \mathbf{U_i}) \,. \qquad \mathbf{(3)}$$

Contrairement à la résolution du système linéaire **(1)**, l'assemblage de la combinaison linéaire **(3)** de champs de déplacements pré-calculés $\{ \mathbf{U_i} \}_{\mathbf{i}}$ nécessite peu d'opérations arithmétiques et peut être envisagé dans un dispositif embarqué.

Une fois les déplacements des nœuds du maillage connus, il est possible de calculer le tenseur des déformations **ε** puis le tenseur des contraintes **s** en tout point du modèle [17]. Chaque tenseur **ε** et **s** peut ensuite être réduit à sa déformation, respectivement contrainte, équivalente de Von Mises permettant de synthétiser par une grandeur scalaire les déformations et contraintes exercées au sein des tissus mous du pied au point anatomique considéré. Outre le calcul des ces deux valeurs immédiates, le suivi en continu de l'état de déformation des tissus permet la mise en œuvre d'autres indicateurs de l'état de souffrance des tissus, tels que la dose de contrainte (« stress dose », ou SD) proposée par Gefen et al., [11].

La valeur de la SD est initialement nulle en tout point du modèle. Tant que la pression sur les tissus est maintenue, la contrainte équivalente de Von Mises est intégrée dans le temps et cumulée à chaque cycle avec la valeur précédente de SD. Les tissus sont soulagés lorsque la contrainte devient nulle. La valeur de SD est alors maintenue constante pendant une seconde puis décroît en **1/T**, où **T** est le temps en secondes écoulé depuis le soulagement. Lorsque la contrainte interne est de nouveau positive, l'intégration et la cumulation de SD reprend à partir de sa valeur actuelle.

3 Résultats

Le dispositif décrit ci-dessus a été implémenté et testé sur des sujets sains au cours de tests de déroulé du pied. La nappe textile de pression posée au sol est reliée à un PC via une carte électronique d'acquisition. Les précalculs, ainsi que les calculs en temps réel des taux de déformations et de contraintes internes, sont réalisés sur un ordinateur portable. La lecture des valeurs de pression et la mise à jour de la déformation complète du modèle nécessitent moins de 100 millisecondes.

Un seuil maximal de contrainte interne peut être paramétré. En cas de dépassement de ce seuil, un message d'alerte ou une consigne peuvent être envoyés via le protocole Bluetooth vers un dispositif porté par la personne tel qu'une montre ou un PDA. Enfin, l'historique des pressions externes est mémorisé et peut être rejoué entièrement pour analyser « hors ligne » les sollicitations mécaniques du pied.

Bien qu'il soit délicat de valider quantitativement les mesures données par le modèle biomécanique linéaire, une analyse qualitative montre tout de même des similarités avec les résultats présentés dans la littérature [9,10,18]. En effet, nous avons pu constater que les pressions externes réparties sur la plante du pied se propagent vers l'intérieur des tissus en se concentrant sur les proéminences osseuses saillantes telles que la pointe inférieure du calcanéum lors de l'appui sur le talon, ou les têtes de métatarses lors d'un appui sur l'avant du pied. Deux cartographies de pressions correspondant à ces postures sont représentées sur la figure 2.

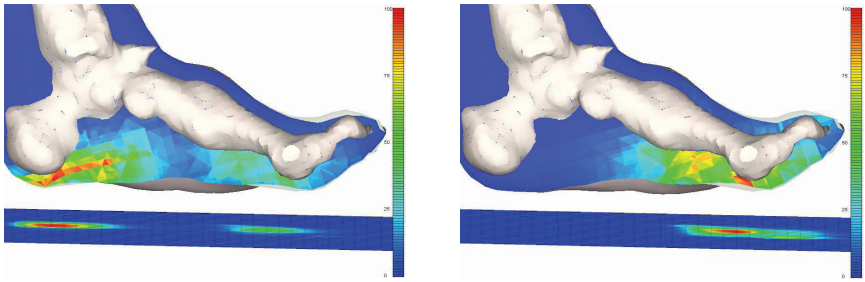

Fig. 2. Cartographies en coupe sagittale des pressions internes en appui sur le talon (*gauche*) et sur l'avant du pied (*droite*). Au sol, les pressions externes relevées par le capteur textile.

4 Prise en compte de l'anatomie du sujet diabétique

La répartition des contraintes au sein des tissus mous dépend des pressions externes appliquées sur le pied mais également de son anatomie : épaisseurs des tissus mous, forme des os, amputations. Il est donc essentiel de prendre en compte cet aspect géométrique du problème. L'examen tomodensitométrique utilisé pour la conception du modèle présenté dans le §2.1 permet une exploration précise des aspects anatomiques, mais cette modalité d'imagerie entraîne une irradiation du patient et un surcoût important. Nous décrivons brièvement ici une approche permettant de constituer un modèle géométrique tridimensionnel du pied du sujet à partir de deux radiographies d'incidences complémentaires. Cette stratégie est encore en cours d'évaluation, mais devrait aboutir à un compromis satisfaisant entre fiabilité de la modélisation des structures anatomiques essentielles au problème, coût de mise en œuvre et simplicité (la procédure décrite au § 2.1 nécessite une grande expertise).

La technique proposée peut être décomposée en 4 phases :

1 – Deux radiographies d'incidences sagittale et antérieure sont acquises, le pied étant maintenu dans une posture fixe et sans appui au sol.

2 – Un clinicien identifie sur ces radiographies des points de repère anatomiques remarquables : centres des articulations inter phalangiennes, extrémités médiale et latérale des malléoles et des têtes de métatarses.

3 – Des mesures anatomiques du pied sont réalisées (largeur du pied au niveau des têtes de métatarses et des malléoles) puis, couplées aux points 2D identifiés précédemment, permettent d'estimer la position relative entre les deux projections

radiographiques. A l'issue de cette étape les points de repère anatomiques identifiés dans les images à l'étape 2 sont localisés en trois dimensions.

4 – Une mise en correspondance non-linéaire [19] des points de repère anatomiques 3D du sujet avec leurs équivalents définis dans l'espace d'un modèle Eléments Finis « générique » du pied tel que celui décrit plus haut, permet enfin de calculer la déformation nécessaire pour l'adapter à la morphologie du patient.

L'ultime paramètre nécessaire au précalculs décrits au §2.2 est le module de Young **E** du sujet. Les tissus du pied sont très hétérogènes (muscle, graisse) et anisotropiques (ligaments, fascias) et il est difficile de distinguer ces structures molles sans faire appel à l'imagerie par résonnance magnétique. Nous avons fait le choix, dans une première approche, de modéliser l'ensemble des tissus par un unique module d'élasticité **E**, soit tiré de la littérature [20] soit déterminé in-vivo par des techniques telles que celle proposée par Schiavone et al., [15].

5 Conclusions et perspectives

Un modèle Eléments Finis linéaire du pied diabétique couplé à un capteur textile de pressions permet de suivre en temps réel les déformations et contraintes internes des tissus mous. Le dispositif permet d'alerter la personne diabétique par retour sensoriel en cas de surpression ponctuelle ou d'une dose de contrainte excessive accumulée au cours de l'activité journalière.

Bien qu'une validation quantitative du modèle biomécanique soit difficile à mettre en œuvre, une évaluation qualitative du dispositif sur des sujets sains révèle une répartition des surpressions internes comparable à celles décrites dans la littérature. Les erreurs induites par le cadre choisi de la modélisation linéaire devront être évaluées en comparant les simulations produites avec celles obtenues avec un modèle non-linéaire de référence fidèle à la réalité anatomique du pied.

Une « chaussette intelligente » confectionnée à partir du capteur de pression textile mis au point par la société TXS devrait permettre le suivi des contraintes non seulement sur la face plantaire, mais également sur la face dorsale du pied. Un tel dispositif serait à même d'identifier des surpressions dues à une inadéquation du chaussant et qui peuvent se manifester notamment à l'avant du pied, sur la face dorsale des articulations inter phalangiennes. Une consigne adéquate renvoyée à la personne diabétique permettrait alors de prévenir la formation de la lésion.

Les performances du prototype actuellement implémenté sur un ordinateur portable sont encourageantes. L'étape suivante consistera à réduire la complexité calculatoire du modèle Eléments Finis pour se focaliser exclusivement sur les régions anatomiques d'intérêt - actuellement le modèle calcule le champ de contraintes dans l'ensemble des tissus mous du pied (cf. figure 2). Ces calculs simplifiés pourront alors être effectués par un circuit électronique embarqué, autonome et solidaire de la « chaussette intelligente ». Le dispositif s'intégrera ainsi de manière ergonomique et discrète à la routine quotidienne de la personne diabétique tout en offrant une prévention efficace de la formation des ulcères plantaires à travers des consignes adaptées à la localisation et au niveau de souffrance des tissus.

References

1. HAS, Service évaluation des actes professionnels. Séances de prévention des lésions des pieds chez le patient diabétique, par le pédicure-podologue. Rapport de la HAS, Juillet 2007.
2. Boulton, A.J.M, Vileikyte, L., Ragnarson-Tennvall G. & Apelqvist J. (2005). The global burden of diabetic foot disease. The Lancet, Vol. 366, pp. 1719-1724.
3. Cullum N., Deeks J., Sheldon T.A., Song F., & Fletcher A.W. (2001) Beds mattresses and cushions for pressure sore prevention and treatment. Nursing Times, 97, 41.
4. Hedrick-Thompson, J.K. (1992). A review of pressure reduction device studies. J Vasc Nurs., 10, pp. 3-5.
5. McInnes, E., Bell-Syer, S.E., Dumville, J.C., Legood, R., & Cullum, N.A. (2008). Support surfaces for pressure ulcer prevention. Cochrane Database Syst Rev., 4:CD001735.
6. Nixon, J., Nelson, E.A., Cranny, G., Iglesias, C.P., Hawkins, K., Cullum, N.A., Phillips A., Spilsbury, K., Torgerson, D.J., Mason, S., PRESSURE Trial Group. (2006). Pressure relieving support surfaces: a randomised evaluation. Health Technol Assess., 10, 1-163.
7. Descatoire, A., Thévenon, A., Moretto, P. Baropodometric information return device for foot unloading. Medical Engineering & Physics 31 (2009) pp. 607–613.
8. Sazonov, E.S., Fulk, G., Hill, J., Schütz, Y., Browning, R. Monitoring of posture allocations and activities by a shoe-based wearable sensor. To appear in IEEE Trans Biomed Eng. 2010.
9. Chen, W.M., Lee, T., Lee P.V.S., Lee J.W., Lee S.J. Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—A preliminary three-dimensional finite element analysis. Medical Engineering & Physics 32 (2010) pp. 324–331.
10. Antunes, P.J., Dias, G.R., Coelho, A.T., Rebelo, F., Pereira, T. Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model. Report paper. 2008.
11. Atlas, E., Yizhar, Z., Khamis, S., Slomka, N., Hayek, S., Gefen, A. Utilization of the foot load monitor for evaluating deep plantar tissue stresses in patients with diabetes: Proof-of-concept studies. Gait & posture, April 2009, vol. 29(3), pp. 377-382.
12. Agic, A., Nikolic, V., Mijovic, B., Reischl, U. Biomechanical Model of the Diabetic Foot. Coll. Antropol. 32(3). pp. 881–886. (2008).
13. Lorensen, W.E., Cline, H.E. Marching cubes: a high resolution 3-D surface construction algorithm. Proc. Computer Graphics SIGGRAPH'87, vol. 21, pp. 163-169. (1987).
14. Lobos, C., Bucki, M., Hitschfeld, N., Payan, Y. Mixed-element mesh for an intra-operative modeling of the brain tumor extraction. Proceedings of the 16th International Meshing Roundtable, October 2007, pp: 387-404.
15. Schiavone, P., Chassat, F., Boudou, T., Promayon, E., Valdivia, F., Payan Y. (2009). In vivo measurement of human brain elasticity using a light aspiration device. Medical Image Analysis, Vol. 13, pp. 673–678.
16. Cotin S., Delingette H. & Ayache N. (1999). Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. IEEE Trans. on Vis. and Comp. Graphics, vol. 5(1), pp. 62-73.
17. Hughes, T.J.R. The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis. Dover Publications. (2000).
18. Yarnitzky, G., Yizhar, Z., Gefen, A. Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: A new approach in gait analysis. Journal of Biomechanics 39 (2006), pp. 2673–2689.
19. Bucki, M., Lobos, C., Payan, Y. A Fast and Robust Patient Specific Finite Element Mesh Registration Technique: Application to 60 Clinical Cases. Medical Image Analysis (2010), 14(3): pp. 303-317.
20. Zheng, Y.P., Mak, A.F.T. Extraction of Quasi-Linear Viscoelastic Parameters for Lower Limb Soft Tissues from Manuel Indentation Experiment. Journal of biomechanical engineering, vol. 121, pp. 330-339. (1999).