



HAL
open science

Une comparaison de différents modèles élasto-plastiques pour la modélisation du remodelage osseux en orthodontie

Marlène Mengoni, Robert Charlier, Jean-Philippe Ponthot

► **To cite this version:**

Marlène Mengoni, Robert Charlier, Jean-Philippe Ponthot. Une comparaison de différents modèles élasto-plastiques pour la modélisation du remodelage osseux en orthodontie. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01509261

HAL Id: hal-01509261

<https://hal.science/hal-01509261>

Submitted on 16 Apr 2017

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.

Public Domain

Une comparaison de différents modèles élasto-plastiques pour la modélisation du remodelage osseux en orthodontie

Marlène Mengoni* — **Robert Charlier**** — **Jean-Philippe Ponthot***

* *Département Aérospatiale et Mécanique – LTAS-MC&T
Université de Liège*

1 chemin des chevreuils, B-4000 Liège (Sart-Tilman)

{mmengoni, jp.ponthot}@ulg.ac.be

** *Département Argenco – Géomécanique*

Université de Liège

1 chemin des chevreuils, B-4000 Liège (Sart-Tilman)

robert.charlier@ulg.ac.be

RÉSUMÉ. Le mouvement dentaire obtenu en orthodontie résulte d'un processus biochimique complexe, appelé remodelage osseux, menant à l'adaptation des cellules osseuses au chargement appliqué. Plusieurs études mécaniques ont été effectuées afin de prévoir le mouvement dentaire. La plupart des auteurs considèrent la dent et son tissu environnant comme un matériau élastique linéaire isotrope. Cependant, le processus réel de remodelage osseux est loin du modèle élastique linéaire. Il mène à des déformations permanentes dues aux actions biochimiques. Ce travail tente de caractériser l'os comme un matériau au comportement élasto-plastique lors du remodelage osseux, et ce en utilisant des lois élasto-plastiques connues pour les matériaux poreux, qui devront être modifiées dans la suite pour tenir compte du processus biochimique.

ABSTRACT. Tooth movement obtained through orthodontic appliances result from a complex biochemical process, called bone remodeling, leading to bone cells adaptation to applied load. Several mechanical studies have been carried out in order to predict the tooth movement. Most authors consider the tooth and its surrounding tissue as an isotropic linear elastic material. However, the bone remodeling process is far from linear elasticity. It leads to permanent deformation due to biochemical actions. This work try to characterize the bone as elastoplastic while undergoing bone remodeling, with a known yield limit that should be modified to take into account the biochemical process.

MOTS-CLÉS : biomécanique, orthodontie, éléments finis, remodelage osseux, plasticité, éléments poreux.

KEYWORDS: biomechanics, orthodontics, FE analysis, bone remodeling, plasticity, porous media.

1. Introduction

L'orthodontie et l'orthopédie dento-faciale sont des spécialités, exploitations biomécaniques des processus physiologiques, qui permettent de corriger les malpositions dentaires et les malformations des mâchoires. L'orthopédie dento-faciale et l'orthodontie consistent en la superposition de charges, constantes, intermittentes ou interrompues, via un appareillage externe, sur une ou plusieurs dents de manière à les déplacer et les repositionner suites aux déformations permanentes de l'os et à un déplacement irréversible des dents. Un modèle de mouvement dentaire obtenu dans ces disciplines doit contenir des données anatomiques propres au patient mais doit surtout être constitué de modèles mécaniques des tissus dentaires reflétant les phénomènes biochimiques et biomécaniques rencontrés.

2. Considérations physiologiques et thérapeutiques

En position physiologique, les dents sont en équilibre dans leurs alvéoles sous l'action de plusieurs types de forces, constantes ou intermittentes, appliquées directement à la dent ou via la mâchoire. L'action de ces forces étant variable et agissant sur des tissus vivants à haut turn-over, l'équilibre physiologique est un équilibre dynamique fragile. Les forces thérapeutiques appliquées modifient cet équilibre. La dent se déplace dans son alvéole sous l'action des forces et crée des zones de compression et de tension au niveau de l'os qui vont, grâce à la présence du ligament alvéolodentaire, faire intervenir respectivement des cellules de résorption et de formation osseuse, ostéoclastes et ostéoblastes. Le système squelettique s'adapte donc aux nouvelles conditions de chargement par des sites localisés de résorption et d'apposition osseuse (Roberts *et al.*, 2004). Le ligament alvéolodentaire est le tissu spécialisé, principal facteur du mouvement dentaire. Sous des forces de faible magnitude, la vascularisation du ligament est partiellement occlue et l'activité cellulaire ré-échafaude l'os alvéolaire par un remodelage frontal. Par contre, si les forces appliquées augmentent encore, on observe alors un remodelage pathologique après la résorption de zones hyalines par les cellules de résorption. Les conditions de contraintes dans le ligament alvéolodentaire forment la frontière entre un mouvement dentaire favorable au remodelage ou non (Iwasaki *et al.*, 2000, Toms *et al.*, 2003).

D'un point de vue mécanique, l'os alvéolaire peut être considéré comme un matériau poreux composite constitué d'un matériau élastique non linéaire et d'un matériau raide. Etant donné le caractère permanent et en partie irréversible du déplacement de la dent dans son alvéole, on peut supposer que le comportement mécanique de l'os alvéolaire soumis à des charges de faibles intensités est du type élasto-visco-plastique. Le ligament alvéolodentaire est principalement composé de fibres à comportement visco-élastique. Enfin, pour observer un remodelage osseux en orthodontie, les déformations dans l'os alvéolaire et les contraintes dans le

ligament alvéolodentaire ne doivent être ni trop faibles ni trop élevées. Un niveau de déformations et de contraintes optimales (Bourauel *et al.*, 2000 ou Roberts *et al.*, 2004) se situe entre 0.03 et 0.3% pour l'os alvéolaire et entre 7 et 39 kPa pour le ligament alvéolodentaire.

3. Méthodologie

L'objectif de la présente recherche est de simuler, à l'aide d'un logiciel éléments finis, les phénomènes mécaniques apparaissant lors de traitements orthodontiques et notamment établir une loi constitutive pour le tissu osseux tenant compte des possibilités de remodelage osseux. L'os alvéolaire est ici considéré comme un matériau poreux, homogène et isotrope. Contrairement à la littérature sur le sujet qui considère le phénomène de remodelage osseux comme de l'élasticité adaptative, ce travail préliminaire consiste à utiliser un modèle élasto-plastique pour le remodelage de l'os alvéolaire. Toutefois, le caractère progressif et irréversible des déplacements devra ultérieurement conduire à caractériser le comportement de l'os en élasto-visco-plasticité. Un modèle en état plan de déformation géométriquement simplifié comprenant une dent à racine unique (considérée rigide), entourée d'un ligament alvéolodentaire (linéaire élastique) et de deux couches osseuses, une alvéolaire, l'autre corticale, est envisagé par la méthode des éléments finis via le code non linéaire Lagamine développé à l'Université de Liège (Charlier, 2001).

Les paramètres d'élasticité des tissus utilisés en simulation mécanique en orthodontie étant à haute variabilité, il est tout d'abord nécessaire d'effectuer diverses simulations afin d'obtenir une combinaison de paramètres qui approche l'expérience des praticiens. Ces paramètres sont ensuite utilisés dans différents modèles élastoplastiques (Von Mises, Drucker-Prager et Cam-clay modifié) où l'angle de frottement et la cohésion sont évalués à partir des courbes de charges obtenues en élasticité (en utilisant donc ces paramètres mobilisés). Le type de loi de plasticité à utiliser pour l'os alvéolaire doit être tel qu'il conduise à l'obtention de zones de plasticité correspondant à des zones où un remodelage est observé.

4. Résultats

La détermination des paramètres élastiques à utiliser a été réalisée (Mengoni, 2005) à partir de différentes simulations purement élastiques combinant les paramètres utilisés généralement dans la littérature (Natali *et al.*, 2004 ; Qian *et al.*, 2001 ; Schneider *et al.*, 2002 ; Toms *et al.*, 2003). La charge appliquée maximale est de 0.8N, linéairement répartie sur 1mm de hauteur au niveau de la couronne. L'obtention de déformations de l'os alvéolaire approchant le plus les déformations optimales conduit à choisir des modules de Young de 0.2MPa pour le ligament et de 1GPa pour l'os alvéolaire. Le mouvement initial de la dent est typiquement une rotation autour d'un centre de force situé au tiers inférieur de la racine dentaire. Les

déplacements de la dent sont alors de l'ordre de la moitié de l'épaisseur du ligament alvéolodentaire. C'est donc principalement l'élasticité des fibres collagènes qui le constituent qui importe lors des mouvements initiaux de la dent. Le chargement élastique correspondant à ces modules de Young conduit à un angle de frottement mobilisé de 32° et une cohésion mobilisée de 4kPa.

Ces paramètres mobilisés sont utilisés pour des simulations de déplacement dentaire lorsque l'os alvéolaire est considéré comme élastoplastique. Une première approche consiste à utiliser des critères de plasticité communs en mécanique des matériaux poreux afin d'évaluer le type de critère à utiliser pour construire une loi de remodelage osseux en orthodontie. C'est cette première approche qui est envisagée dans le cadre de ce travail préliminaire. Le critère de Von-Mises ne permet pas d'obtenir de zones plastiques adéquates au niveau de l'os alvéolaire étant donné sa non dépendance en la pression et le lien direct entre la pression et la possibilité de remodelage.

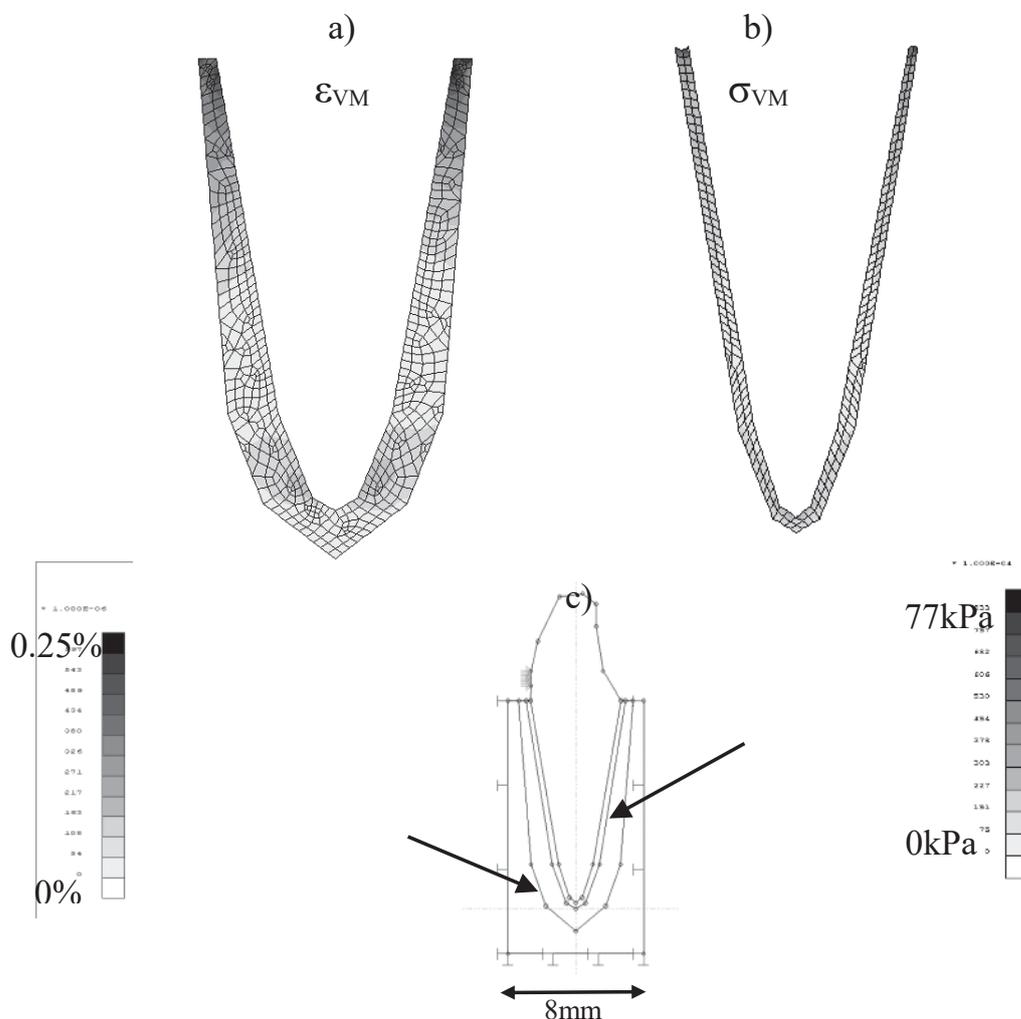


Figure 1. a) Déformations de l'os avéolaire, les zones les plus foncées subissent 0.27% de déformation, les plus claires 0.027% - b) Contraintes équivalentes de Von-Mises du ligament alvéolodentaire. Les zones les plus foncées subissent des contraintes de 73.3kPa, les plus claires 17.7kPa - c) Modèle géométrique complet.

Le critère de Drucker-Prager (Drucker, 1953) permet l'obtention de zones plastiques uniquement pour des zones en extension. Etant donné l'observation de remodelage autant pour les zones comprimées que pour les zones de tension, ce critère de plasticité ne peut être adéquat au problème de remodelage.

Le critère de Cam-clay modifié (Borja *et al.*, 1998) conduit à des zones de plasticité sur la quasi-totalité de la surface de l'os alvéolaire, qu'il s'agisse de zones de tension ou de compression. De plus, ces zones subissent une déformation de l'ordre de 0.2%, soit comprises dans l'intervalle de déformation optimal et les zones contiguës du ligament subissent des contraintes que l'on peut également qualifier d'optimales (figure 1). Enfin, le déplacement maximal de la dent obtenu est de l'ordre de 10% supérieur au déplacement équivalent en élasticité.

5. Discussion

L'apparition de zones de plasticité avec un critère Cam-clay symétrique par rapport au premier invariant se fait pour des contraintes légèrement plus faibles en tension qu'en compression. Néanmoins, les valeurs optimales pour l'observation de remodelage sont équivalentes pour la formation osseuse et sa résorption. L'utilisation d'un critère symétrique ne permet pas dans ce cas de figure d'obtenir l'entrée en plasticité pour des contraintes équivalentes égales. Deux possibilités pour remédier à ce problème sont immédiates. Soit rendre la surface de charge non symétrique (en changeant la pression de préconsolidation, p_0), soit changer la loi de comportement du ligament alvéolodentaire. En effet, celui-ci étant fibreux et ses fibres n'ayant pas le même comportement en tension et en compression, il est fort probable que l'utilisation d'un modèle plus approprié à ce comportement changera la distribution de contraintes au niveau de l'os alvéolaire étant donné le caractère de « zone tampon » du ligament entre la dent et l'os.

Les différents critères de plasticité testés pour ce travail préliminaire permettent de dégager une tendance générale du comportement de la structure osseuse entourant la dent. Si on désire implémenter un critère de plasticité tenant compte du remodelage osseux, il faut probablement se baser sur un critère du type de celui de Cam-clay modifié tout comme utilisé dans ce cas-ci. Il s'agit d'un modèle pour lequel, contrairement à celui de Drucker-Prager, les valeurs du premier invariant sur le critère sont confinées en tension et en compression.

6. Conclusions

De manière générale la majorité des modèles utilisés actuellement pour la simulation numérique du phénomène de remodelage osseux considèrent un module de Young variable avec la densité. La loi d'évolution de la densité est alors dépendante d'un taux de remodelage, mesure de la différence entre un stimulus de référence et le stimulus dû au chargement, fonction de variables mécaniques. Ces variables sont, selon les groupes de recherche, liées soit à l'état de déformation

(déformation équivalente de Von-Mises ou énergie de déformation), soit à l'état d'endommagement de l'os. Dans le cadre de cette recherche, on désire obtenir une loi de remodelage couplée à un comportement élasto-plastique de l'os alvéolaire. Les paramètres décrivant la loi de plasticité doivent dès lors dépendre du taux de remodelage qui peut éventuellement être mesuré de la même manière que ce qui est fait actuellement dans ce domaine. Enfin, pour s'approcher au mieux des observations par les praticiens, on tiendra également compte de la viscosité de la réponse osseuse à une variation de chargement.

Remerciements Les auteurs tiennent à remercier le Professeur Limme du service d'orthodontie et pédodontie (département des sciences dentaires) de l'ULg pour ses conseils avisés.

7. Bibliographie

- Borja R. I., Tamagnini .C., « Cam-clay plasticity part 3 : Extension of the infinitesimal model to include finite strains. », *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 155 n° 1-2, 1998, p.73-95.
- Bourauel C., Vollmer D., Jager, A., « Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements », *Journal of Orofacial Orthopedy* vol. 61, n°4, 2000, p. 266-279.
- Charlier R., Modélisation du comportement des géomatériaux., Notes de cours destinées aux étudiants en master ingénieur civil géologie, 2001, Département Argenco, Université de Liège.
- Cowin S.C., « Bone poroelasticity » *Journal of Biomechanics*, vol. 32, 1999, p. 217-238.
- Drucker D.C., « Coulomb's friction, plasticity and limit loads. », *Journal ASME, Applied Mechanics Division*, vol.1, 1953, p. 71-74.
- Iwasaki L.R., Haack J.E., Nickel J.C., Morton J., « Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. » *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 117, n°2, 2000, p. 175-183.
- Mengoni M., Contribution a l'étude du comportement et des déformations d'une mâchoire, Thèse de Master, Université de Liège, 2005.
- Natali A.N., Pavan P.G., Scarpa C., « Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament », *Dental Materials* vol. 20, n°7, 2004, 623-629.
- Qian H., Chen J., Katona T.R., « The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. », *American Journal of Orthodontist and Dentofacial Orthopaedy*, vol. 120, n°3, 2001, p. 272-279.

Roberts W.E., Huja S., Roberts J.A., « Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives », *Seminars in Orthodontics*, vol. 10, n°2, 2004, p 123-161.

Schneider J., Geiger M., Sander, F., « Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. », *American Journal of Orthodontist and Dentofacial Orthopaedy*, vol. 121 n°3, 2002, p 257-265.

Toms S.R., Eberhardt A.W., « A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. », *American Journal of Orthodontist and Dentofacial Orthopaedy*, vol.123, n°6, 2003, p.657-665.