
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. L'exécution d'une thérapie orthodontique est souvent composée d'un certain nombre d'étapes successives et il est souhaitable de juger assez tôt comment ces différentes étapes interagissent. Une connaissance appropriée de ces interactions pourrait faciliter le planning de traitement comme un tout aussi bien que dent par dent. Une modélisation numérique du mouvement dentaire obtenu par ces différentes étapes pourrait être la voie vers une optimisation de traitement. Un tel modèle 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. Ces forces sont appliquées principalement par les muscles faciaux, en ce compris les lèvres et la langue, soit en position de repos physiologique pour lequel les muscles agissent au tonus minimum, soit lors de tout mouvement du complexe stomatognathique. La position physiologique des dents dépend de divers éléments hormis cet élément musculaire. Notamment l'élément dentaire et la tendance des dents à s'égresser, l'élément osseux et le support alvéolaire ou l'élément élastique via le ligament alvéolodentaire, membrane fortement élastique située entre la dent et l'os alvéolaire. L'action de ces forces et de ces éléments 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 l'équilibre physiologique. Les racines dentaires vont être sollicitées et se déplacer dans l'os de l'alvéole. Les zones de compression et de tension de l'os vont, grâce à la présence du ligament alvéolodentaire, faire intervenir respectivement des cellules de résorption et de formation osseuse, ostéoclastes et ostéoblastes. Le système osseux s'adapte donc aux nouvelles conditions de chargement par des sites localisés de remodelage osseux, ce qui modifie la forme osseuse jusqu'à ce qu'un niveau de déformations optimales soit rétabli. Ce nouvel équilibre est maintenu jusqu'à ce que les conditions de chargement démarrent de nouveaux événements de remodelage osseux. Le remodelage osseux est donc un mécanisme biochimique d'adaptation osseuse aux

charges appliquées (Roberts *et al.*, 2004), contrôlé mécaniquement probablement par les déformations de l'os¹ et décrit pour la première fois par Wolff en 1892.

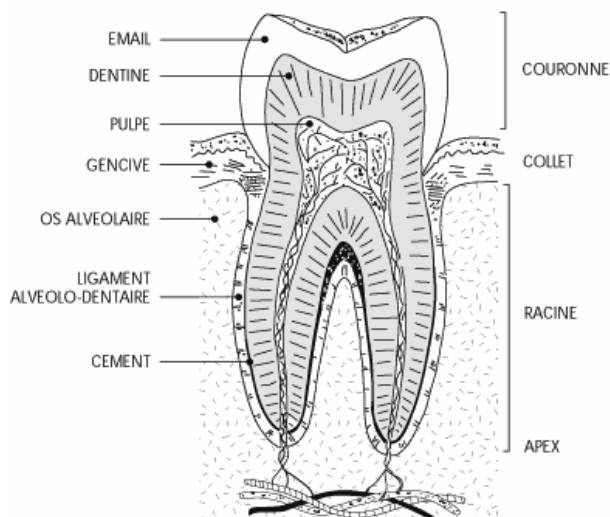


Figure 1. Anatomie dentaire – coupe selon le plan de l'arcade dentaire

Le ligament alvéolodentaire est le tissu spécialisé, principal facteur du mouvement dentaire. Un ligament alvéolodentaire intact est une interface adaptative qui permet à la denture de s'adapter aux changements de taille de la mâchoire ou des relations inter-maxillaires entre elles. Sous des forces de faible magnitude, la vascularisation du ligament alvéolodentaire est partiellement occlue et l'activité cellulaire au sein même du ligament ré-échafaude l'os alvéolaire par un remodelage frontal (figure 2). En effet, lorsque les contraintes dans le ligament alvéolodentaire sont plus élevées que la pression interne des capillaires sanguins, on observe une dévascularisation du ligament et la formation de zones hyalines. Les cellules ostéoblastes et ostéoclastes ne peuvent alors plus effectuer le processus de remodelage osseux. Par contre, si les forces appliquées augmentent encore, on observe alors un remodelage pathologique après la résorption de zones hyalines par

¹ Différentes études sur le domaine assument que le stimulus clé initiant le remodelage est soit les contraintes de surface soit les déformations volumiques des cellules osseuses. Toutefois, une étude récente (Bourauel *et al.*, 2000) montre que le remodelage est contrôlé principalement par les déformations volumiques.

les cellules de résorption. Une étude récente (Iwasaki *et al.*, 2000) montre expérimentalement que de faibles forces (de l'ordre de 0.15N par dent) conduisent à un déplacement immédiat alors que des forces plus élevées (de l'ordre de 1N par dent) nécessitent un certain délai avant de provoquer un déplacement de la dent. Là où les forces légères causent un mouvement physiologique et stable, des forces élevées induisent des débuts et fins de migration synchronisée abrupts avec affaissement d'os nécrotique et de ciment. Les conditions de contraintes dans le ligament alvéolodentaire forment la frontière entre un mouvement dentaire favorable au remodelage ou non (Toms *et al.*, 2003).

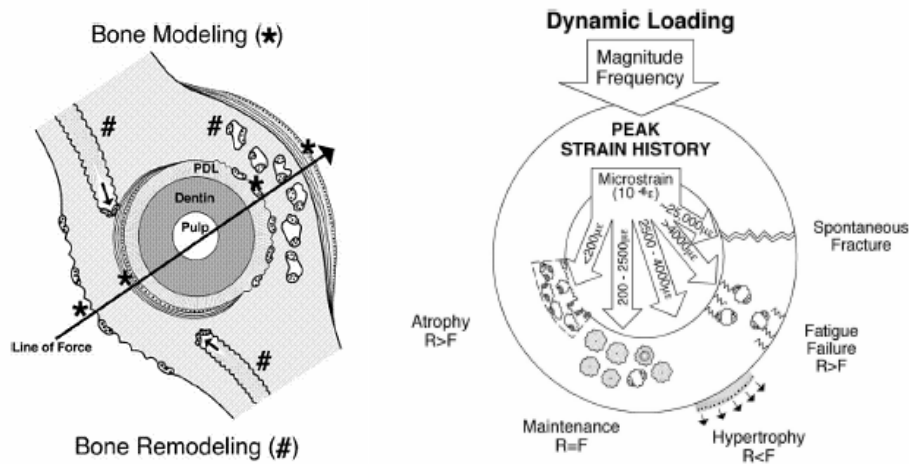


Figure 2. *Principes de remodelage osseux* (Roberts *et al.*, 2004)²

D'un point de vue mécanique, l'os alvéolaire peut être considéré comme un matériau poreux, la porosité ayant plusieurs origines (Cowin 1999) : porosité vasculaire, porosité lacuno-canaliculaire, toutes deux pour le fluide extracellulaire et enfin la porosité de l'espace intracellulaire. La porosité de l'os alvéolaire est très variable, de 60% à 90% selon les patients (contre une porosité de l'ordre de 5% à 20% pour l'os cortical). Le tissu osseux est un matériau composite constitué de collagène (matériau principalement élastique non linéaire) et d'hydroxyapatite (matériau raide et dur formant la matrice osseuse). Ses propriétés mécaniques dépendent non seulement de sa composition mais aussi de sa structure. Etant donné

² Les anglo-saxons utilisent les termes « bone modeling » pour un remodelage de surface ou frontal et « bone remodeling » pour un remodelage interne.

le caractère permanent et en partie irréversible du déplacement de la dent dans son alvéole et étant donné que la réponse biochimique au chargement n'est pas instantanée, on peut supposer que le comportement mécanique de l'os alvéolaire soumis à des charges de faibles intensités est du type élasto-visco-plastique. De plus, le caractère irréversible du déplacement de la dent dépend non seulement de la réponse de l'os pendant le mouvement mais aussi de sa réponse après celui-ci. Le retrait du système de force devra être effectué au moment où l'os pourra supporter de manière permanente la nouvelle position dentaire. La partie visqueuse du comportement comprend donc un phénomène de fluage aussi bien qu'un phénomène de relaxation. En outre, le taux de remodelage est différent suivant qu'il s'agisse de formation ou de résorption osseuse. On aura donc un comportement visqueux différent selon que l'on soit en compression ou en extension. Le comportement mécanique du ligament alvéolodentaire est relativement plus simple. Il est principalement composé de fibres collagènes qui ont un comportement à prépondérance élastique. Néanmoins le caractère fibreux du ligament lui confère un comportement visco-élastique qui est sensiblement différent en compression et en tension. Il faut également noter que le ligament alvéolodentaire est un matériau quasi-incompressible. 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 39kPa pour le ligament alvéolodentaire.

3. Méthodologie

L'objectif de la présente recherche est de simuler numériquement, à l'aide d'un logiciel éléments finis, les phénomènes mécaniques apparaissant lors de traitements orthodontiques et notamment d'établir une loi constitutive pour le tissu osseux tenant compte des possibilités de remodelage. L'os alvéolaire est ici considéré comme un matériau poreux (avec une porosité de 75%), homogène et isotrope. Malgré les considérations physiologiques du paragraphe précédent, les modèles mécaniques de remodelage osseux généralement utilisés pour la modélisation en orthodontie sont des modèles d'« élasticité adaptative ». Il s'agit de modèles basés sur un comportement élastique de l'os alvéolaire avec modification a posteriori du déplacement de la dent selon une loi dite de remodelage. Contrairement à la littérature de plus en plus abondante sur le sujet, ce travail préliminaire consiste à développer 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 2-D (coupe bucco-linguale en état plan de déformation) simplifié comprenant une dent à racine unique (considérée rigide), entourée d'un ligament alvéolodentaire (linéaire élastique) d'épaisseur constante et de deux

couches osseuses, une alvéolaire, l'autre corticale (figure 3), est envisagé par la méthode des éléments finis via le code non linéaire Lagamine développé à l'Université de Liège (Charlier, 2001). Le mailleur éléments finis utilisé est un mailleur par avancement front d'éléments quadrangles à huit noeuds.

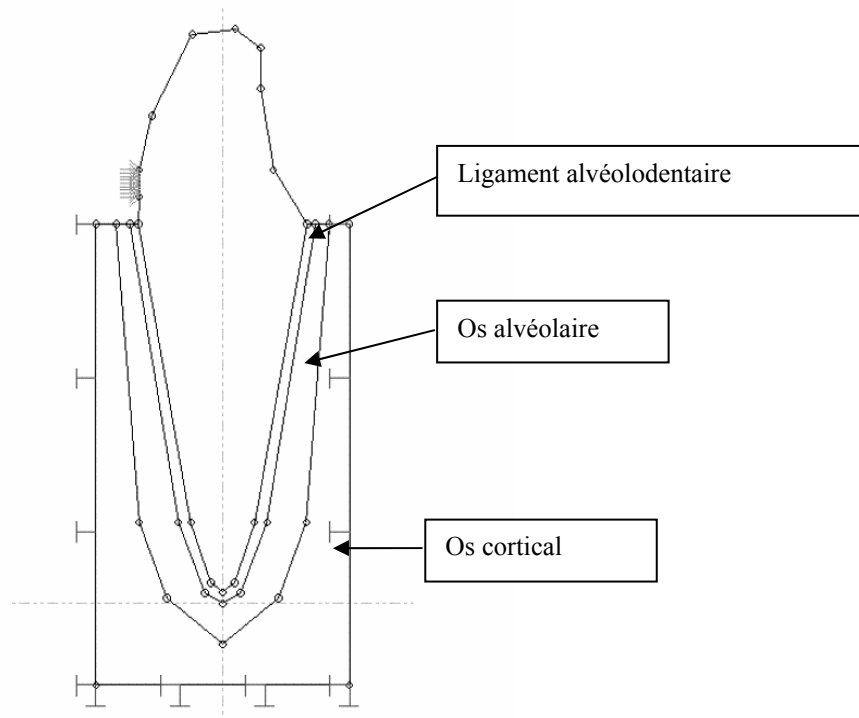


Figure 3. *Modèle géométrique et fixations*

La géométrie utilisée est une géométrie classique pour les modèles 2D de dents. Il s'agit d'une racine parabolique, de hauteur 13.6mm et de largeur maximale 6.7mm dans la direction vestibulo-linguale. La racine est surmontée d'une couronne de 7.2mm de hauteur et entourée dans l'alvéole d'un ligament alvéolodentaire d'épaisseur constante (0.3mm). Enfin la dent et le ligament sont entourés d'os alvéolaire d'épaisseur variable selon la hauteur (minimale au collet et maximale à l'apex) lui-même ancré dans l'os basal cortical. La force appliquée est répartie linéairement au niveau de la face labiale de la couronne sur une hauteur de 1mm prise à partir de 0.5mm du collet.

Les paramètres d'élasticité des tissus utilisés pour la simulation mécanique en orthodontie étant de haute variabilité dans la littérature, il est tout d'abord nécessaire d'effectuer diverses simulations en élasticité uniquement afin d'obtenir une combinaison de paramètres qui approche l'expérience des praticiens. La combinaison retenue est celle qui conduit aux déformations de l'os alvéolaire qui approchent les déformations optimales pour observer du remodelage osseux. Ces paramètres élastiques sont ensuite utilisés pour différents critères élastoplastiques développés initialement pour caractériser le comportement de matériaux poreux de type sols (Von Mises, Drucker-Prager et Cam-clay modifié). Les paramètres de plasticité de ces modèles (angle de frottement et cohésion) sont évalués, via la loi de Mohr-Coulomb, à partir des courbes de charges obtenues en élasticité (en utilisant donc les valeurs mobilisées de ces paramètres, soit leurs valeurs maximales). 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. On cherche donc à obtenir un critère de plasticité qui permette des déformations et déplacements permanents dans les zones de tension et de compression de l'os alvéolaire tout en obtenant des déformations comprises dans l'intervalle optimal pour observer du remodelage. Il faut de plus vérifier que ces zones plastiques soient contiguës à des zones du ligament alvéolodentaire pour lesquelles les contraintes appartiennent à l'intervalle de contraintes optimales au remodelage. Etant donné la nécessité de proximité entre l'os et le ligament alvéolodentaire afin d'observer du remodelage osseux, seul l'os alvéolaire est modélisé en élastoplasticité, le support osseux basal est considéré élastique.

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). Quatre combinaisons des modules de Young pour l'os alvéolaire (soit 1 et 13,7GPa) et le ligament alvéolodentaire (soit 0.2 et 0.68MPa) ont été utilisées pour la simulation du mouvement dentaire induit par une force de 0.8N. Celles-ci conduisent à diverses répartitions des contraintes et déformations dans l'os et le ligament. 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 alvéolodentaire et de 1GPa pour l'os alvéolaire. Cette dernière valeur correspond à un os de type trabéculaire, ce qui est le cas de l'os alvéolaire entourant la dent. Une valeur plus élevée (d'un ordre de grandeur) du module de Young correspond à un os cortical, soit le type d'os entourant l'os alvéolaire. Les contraintes maximales observées dans le ligament (au niveau du collet de la dent) sont de l'ordre de 100kPa. Elles sont donc de l'ordre des contraintes attendues. Les déformations de l'os alvéolaire maximales (également au niveau du collet de la dent) sont de 0.1%. Elles sont donc des déformations

qualifiées d'optimales au remodelage. Le mouvement initial de la dent est une rotation autour d'un centre de force situé au tiers inférieur de la racine dentaire. Le déplacement de la dent est alors de l'ordre de la moitié de l'épaisseur du ligament alvéolodentaire, soit un déplacement maximal de 0.109mm. L'élasticité des fibres collagènes qui le constituent est donc le facteur déterminant lors des mouvements initiaux de la dent. Le chargement élastique correspondant à ces modules de Young conduit à un angle de frottement mobilisé φ de l'ordre de 32° (identique en extension et en compression) et une cohésion mobilisée c de 4kPa. Ces paramètres sont évalués à partir de la tangente aux cercles de Mohr représentant le chargement (pour une charge appliquée maximale de 1N), en moyenne pour les cinq éléments subissant les déformations les plus élevées en tension et compression (ces éléments sont situés au niveau du collet).

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 usuels 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 premier critère plastique utilisé est celui de Von-Mises (équation [1])³.

$$f = II_\sigma - H = 0 \quad \text{avec} \quad H = \frac{2c}{\sqrt{3}} \quad [1]$$

Il s'agit d'une droite horizontale dans l'espace des deux premiers invariants des contraintes, indépendante du premier invariant. Ce type de critère ne permet pas d'obtenir de zones plastiques adéquates au niveau de l'os alvéolaire étant donné sa non dépendance en les contraintes moyennes et le lien direct entre la pression et la possibilité de remodelage. Les critères à utiliser doivent donc dépendre du premier invariant des contraintes. En toute généralité, les critères de plasticité dépendent également du troisième invariant des contraintes ou plus particulièrement de l'angle de Lode⁴ pour les matériaux poreux. Néanmoins, la détermination de ce paramètre de pouvant être faite qu'à partir des essais élastiques tout comme cela a été fait pour la cohésion et l'angle de frottement, l'utilisation de cette constante conduirait à une approximation supplémentaire. Les deux critères choisis dépendent donc

³ Dans les formules qui suivent, I_σ et II_σ sont respectivement le premier invariant des contraintes et le second invariant du déviateur des contraintes.

⁴ L'angle de Lode est défini de la manière suivante, avec σ_i la $i^{\text{ème}}$ contrainte principale :

$$\beta = \arctg \frac{\sqrt{3}(\sigma_2 - \sigma_3)}{2\sigma_1 - \sigma_2 - \sigma_3}$$

uniquement des deux premiers invariants des contraintes et non du troisième invariant.

Le second critère plastique utilisé est celui de Drucker-Prager (équation [2], Drucker, 1953).

$$f = II_{\sigma} + m\left[I_{\sigma} - \frac{3c}{\operatorname{tg}\varphi}\right] = 0 \quad \text{avec} \quad m = \frac{2\sin\varphi}{\sqrt{3}(3-\sin\varphi)} \quad [2]$$

Ce critère, dit de frottement interne en géomécanique, considère que le cisaillement ou la distorsion est le moteur de la déformation irréversible. Il s'agit d'une droite dans l'espace des deux premiers invariants des contraintes (voir figure 4) dont la pente est liée à l'angle de frottement⁵. Ce critère admet une restriction sur la valeur de l'angle de frottement en compression, qui doit être inférieur à 37°, son utilisation ne pose donc pas de problème dans ce cas-ci. On permet un écroissage de l'angle de frottement et de la cohésion en fonction des déformations équivalentes plastique de Von-Mises. Dans notre cas, le paramètre m , qui est la pente de la droite, vaut 0.25 alors que $3c/\operatorname{tg}\varphi$, la valeur du premier invariant lorsque le second s'annule, vaut 19.2kPa.

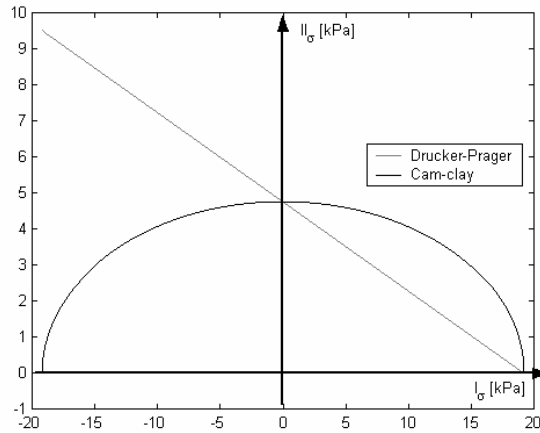


Figure 4. Critères de plasticité utilisés pour l'os alvéolaire

Ce type de critère permet l'obtention de zones plastiques pour l'os alvéolaire uniquement pour les zones au niveau du collet et de l'apex en extension (figure 5). En effet, le critère de Drucker-Prager postule qu'un chargement isotrope en compression ne produit aucune déformation irréversible. Etant donné l'observation

⁵ Lorsque l'angle de frottement est nul, on retrouve le critère de Von-Mises défini ci-avant.

clinique de remodelage osseux autant pour des zones comprimées (de résorption osseuse) que pour des zones de tension (de formation osseuse), ce critère de plasticité ne peut être adéquat à cette situation.

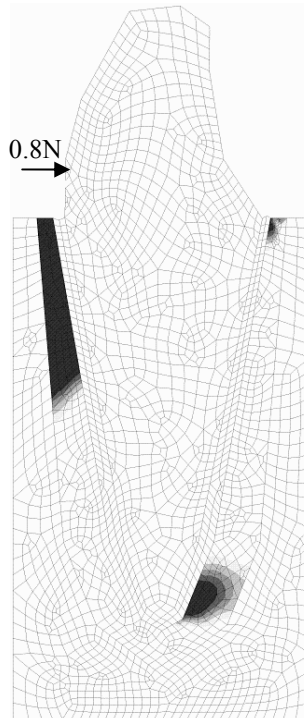


Figure 5. Zones de plasticité : modèle de Drucker-Prager (Les zones noires ont un état de contrainte sur le critère plastique).

Le dernier critère plastique utilisé est un critère de Cam-clay modifié (équation [3] avec p_0 la pression de préconsolidation, soit la valeur de contrainte maximale autorisée en compression isotrope, Borja *et al.*, 1998).

$$f = II_{\sigma}^2 + m^2 \left(I_{\sigma} + \frac{3c}{\text{tg} \varphi} \right) (I_{\sigma} - 3p_0) = 0 \quad [3]$$

Il s'agit d'une ellipse dans l'espace des deux premiers invariants des contraintes (voir figure 4). On permet un écoulement de la pression de préconsolidation. Cette surface de plasticité est utilisée habituellement pour les sols poreux de type argile

pour lesquels la pression de consolidation est alors une donnée expérimentale. Elle permet l'apparition de déformations irréversibles pour des états de contraintes proches de l'état isotrope, en traction comme en compression. Dans notre cas, cette donnée est non accessible et la pression de consolidation est donc choisie de manière à obtenir un critère initial symétrique par rapport au premier invariant en tension et compression. Il faut pour cela choisir une pression de consolidation initiale donnée par [4]. La valeur de la constante m est choisie identique au paramètre m du critère de Drucker-Prager.

$$p_0 = \frac{c}{\operatorname{tg} \varphi} = 6.4 \text{ kPa} \quad \text{dans notre cas.} \quad [4]$$

On observe alors pour une force appliquée de 0.8N des zones de plasticité de l'os alvéolaire sur la quasi-totalité de la hauteur d'os (figure 6).

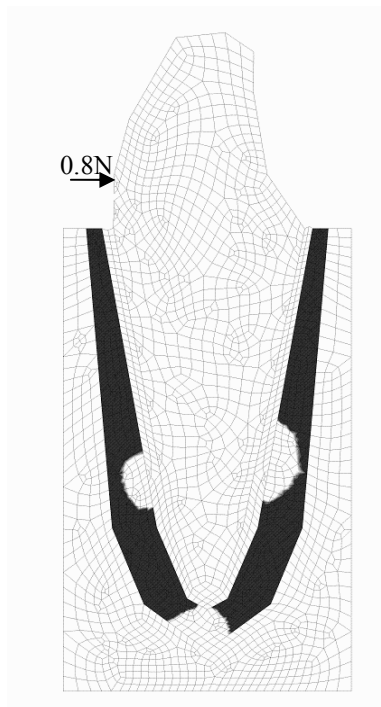


Figure 6. Zones de plasticité : modèle Cam-clay (Les zones noires ont un état de contrainte sur le critère plastique).

Les zones qui n'ont pas plastifié sont les zones d'os autour de l'apex de la dent et pour celles au niveau du centre de rotation dentaire. Ces zones plastiques apparaissent au niveau du collet dès l'application d'une force de 0.15N. Il faut néanmoins imposer une force de 0.35N pour remarquer l'apparition de zones plastiques autour de l'apex de la dent. La plasticité apparaît quasi symétriquement en tension et compression. Pour une force appliquée de 0.8N, les déformations de l'os dans les zones plastiques sont de l'ordre de 0.05 à 0.4%, soit considérées comme optimale pour observer du remodelage, de plus, sur les zones de ligament contiguës, on observe des contraintes variant de 10 à 75kPa, soit des contraintes également optimales au remodelage osseux (figure 7). Le déplacement maximal observé pour la dent est de 0.12mm, soit un déplacement 10% plus élevé que celui correspondant en élasticité.

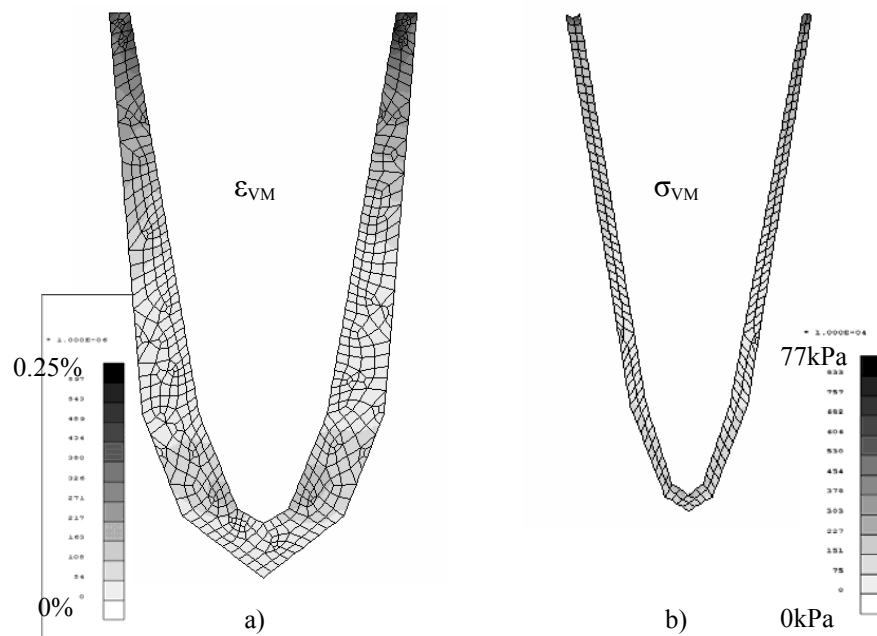


Figure 7. a) Déformations de l'os avéolaire, les zones les plus foncées subissent 0.27% de déformation, les plus claires 0.027% - b) Contraintes équivalentes de Von-Mises du ligament alvéolodentaire. Les zones les plus foncées subissent des contraintes de 73.3kPa, les plus claires 17.7kPa

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, selon Bourauel *et al.*, 2000, l'intervalle de valeurs optimales pour l'observation de remodelage est identique 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.

Le comportement décrit dans ces cas tests élastoplastiques est un comportement instantané de la réponse osseuse au chargement. Néanmoins, le phénomène de remodelage est un phénomène dépendant du temps, à décrire par un comportement viscoplastique pour lequel les constantes de temps en résorption et en apposition sont différentes. Bien que l'entrée en plasticité se fasse pour des contraintes équivalentes identiques en extension et en compression, l'écrouissage de la surface plastique et les déformations viscoplastiques associées devront être différents selon que l'on soit en extension ou en compression.

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 (équation [3]). 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 (figure 4).

6. Conclusions

De manière générale la plupart 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 qui apporte une réponse différée dans le temps pour un stimulus donné.

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.