



Bone stress and strain modification in diastema closure: 3D analysis using finite element method

Modification de la contrainte et de la déformation osseuses pendant la fermeture des diastèmes : analyse 3D par la méthode des éléments finis

Allahyar GERAMY^{a,*}, Joseph BOUSERHAL^b, Domingo MARTIN^c, Pedram BAGHAEIAN^d

^aDental Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

^bDepartment of Orthodontics, Saint Joseph University, Beirut, Lebanon

^cOrthodontics - Plaza Bilbao 2-2^o, San Sebastian, Spain

^dDepartment of Orthodontics, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Available online: 12 August 2015 / Disponible en ligne : 12 août 2015

Summary

The aim of this study was to analyse the stress and strain distribution in the alveolar bone between two central incisors in the process of diastema closure with a constant force. A 3-dimensional computer modeling based on finite element techniques was used for this purpose. A model of an anterior segment of the mandible containing cortical bone, spongy bone, gingivae, PDL and two central incisors with a bracket in the labial surface of each tooth were designed. The von Mises stress and strain was evaluated in alveolar bone along a path of nodes defined in a crestal-apical direction in the midline between two teeth. It was observed that stress and strain of alveolar bone increased in midline with a constant force to close the diastema regardless of the type of movement in gradual steps of diastema closure, however the stress was higher in the tipping movement than the bodily so it can be suggested that a protocol of force system modification should be introduced to compensate for the stress and strain changes caused by the reduced distance to avoid the unwanted stress alteration during the diastema closure.

Résumé

L'objectif de cette étude était d'analyser la distribution des contraintes et des déformations de l'os alvéolaire entre les deux incisives centrales pendant le processus de fermeture d'un diastème au moyen d'une force constante. À cette fin, un modèle numérique en 3 dimensions élaboré à l'aide de la technique des éléments finis a été adopté. Ainsi, nous avons réalisé le modèle d'un segment antérieur mandibulaire réunissant corticale, os spongieux, gencives, parodonte et les deux incisives centrales avec un bracket collé sur la face vestibulaire de chaque dent. La contrainte et la déformation selon le critère de von Mises ont été évaluées au niveau de l'os alvéolaire le long d'une série de points nodaux alignés dans le sens crestal-apical au milieu de l'espace interdentaire. Nous avons observé que la contrainte et la déformation de l'os alvéolaire augmentaient au niveau de la ligne médiane en utilisant une force continue pour fermer le diastème, quel que soit le type de mouvement progressif de fermeture utilisé. Néanmoins, la contrainte était plus élevée dans le mouvement de version qu'avec celui de translation. Ainsi, nous proposons une modification du protocole des systèmes de forces afin de compenser les modifications de contrainte et de déformation provoquées par la réduction de la distance

* Correspondence and reprints / Correspondance et tirés à part :

Allahyar GERAMY, Corresponding author.

e-mail address / Adresse e-mail : gueramy@tums.ac.ir (Allahyar GERAMY)

© 2015 CEO. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved

Keywords

- Orthodontic tooth movement.
- Tipping movement.
- Bodily movement.
- Bone stress.
- Bone strain.
- Finite element method.

Introduction

Orthodontic tooth movement (OTM) is the result of site-specific resorption and formation of the alveolar bone that is caused by biologic responses to external mechanical forces. Optimum applying of orthodontic force maximizes tooth movement and minimizes irreversible harm to the periodontal ligament (PDL), tooth and alveolar bone, so it is important to know the relationship between change in induced mechanical strain fields and corresponding biological response. However, paying no attention to mechanical reaction during orthodontic therapy causes inefficient OTM, increases its duration, and might precede negative outcomes. As a result of studies, extreme stress during orthodontic loading can lead to reduced functionality, significant degeneracy of tooth tissue, and undesirable esthetic and clinical outcomes [1].

In that manner, application of light force magnitudes lead to partial occlusion of the PDL, and cellular activity in the ligament rebuilds the alveolar bone by resorption of frontal bone. In contrast, applying heavy forces may induce ischemia and cell death in the PDL that cause undermining bone resorption. Unlike light forces that cause physiologic and constant tooth movement, heavy strains lead to necrosis and impaired bone remodeling, so the stressed condition of the PDL directly affect the degree and quality of tooth movement [2].

It is believed that after applying a force on tooth, bodily tooth movement happens in 2 stages: an initial mechanical elastic deformation of the PDL with slight modification of the alveolar bone and a pursuing delayed metabolic reply of the connective tissue that causes great, long-term tooth movement [3,4]. In other words, small changing in the stress/strain distribution in the priondantium caused by the intra alveolar displacement of the root in the intra alveolar space brings about the remodeling

interdentaire et afin d'éviter les changements de contrainte indésirables pendant la fermeture du diastème.

© 2015 CEO. Édité par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés

Mots clés

- Mouvement dentaire orthodontique.
- Mouvement de version.
- Mouvement translationnel.
- Contrainte osseuse.
- Déformation osseuse.
- Méthode des éléments finis.

Introduction

Le mouvement dentaire orthodontique (MDO) résulte de la résorption et de la formation de l'os alvéolaire engendrées par des réactions biologiques à des forces mécaniques externes spécifiques à chaque site. L'application optimale de forces orthodontiques favorise le mouvement dentaire et réduit les dommages irréversibles du ligament parodontal (LPD), des dents et de l'os alvéolaire. Ainsi, il est essentiel de connaître le rapport entre les changements induits au niveau des contraintes mécaniques et la réponse biologique correspondante. Cependant, une absence d'attention portée à la réaction mécanique pendant le traitement orthodontique peut engendrer des MDO inefficients, augmenter la durée du traitement et aboutir à des résultats négatifs. Des études ont montré que des contraintes extrêmes appliquées pendant la mise en charge orthodontique peuvent donner lieu à une fonctionnalité amoindrie, à une dégénérescence significative des tissus dentaires et à des résultats esthétiques et cliniques indésirables [1].

De cette façon, l'application de forces légères entraîne une occlusion partielle du LPD et l'activité cellulaire au niveau du ligament remodèle l'os alvéolaire par résorption osseuse. Par contre, l'application de forces lourdes peut induire une ischémie et la mort cellulaire du LPD et donner lieu à une résorption osseuse subversive. À la différence des forces légères qui déclenchent un mouvement dentaire physiologique et continu, les contraintes importantes entraînent des nécroses et un remodelage osseux déficient de telle sorte que les contraintes exercées sur le LPD ont un impact direct sur la quantité et la qualité des mouvements dentaires obtenus [2].

On estime qu'après l'application d'une force à une dent, la translation dentaire se passe en deux temps : une déformation élastique mécanique initiale du LPD accompagnée d'une légère modification de l'os alvéolaire et d'une réponse métabolique retardée continue des tissus conjonctifs occasionnant des mouvements dentaires importants à long terme [3,4]. En d'autres termes, de petites modifications de la distribution contrainte/déformation au niveau du parodonte

processes of the alveolar support structures. Thus, tooth movement depends on stress/strain distribution in the periodontal ligament and the nature of metabolic response of an individual. Factors that determine stress/strain distribution include: force magnitude, bone area, and force distribution [5].

A study by Fucui shows that applying orthodontic force on rats molar significantly increases the bone strain [6]. It is shown that loading regime inducing high strain, high strain rate, and unusual strain distribution seem to have a high osteo-regulatory potential activating osteogenic reply and preserving high bone mass. On the other hand, static strain, strain that changes slowly, and error free strain may have little or no osteo-regulatory potential and may permit bone loss and low bone mass [7].

A way to prove the theories mentioned above and to consider the effect of orthodontic loading regimes is a meticulous determination of stress and strain distribution in periodontium pursuing the application of orthodontic forces [8].

A biomechanical model able to represent the anatomic complexity and biologic variability of the dental system involved enables us to quantify the stress/strain responses to tooth, PDL, and bone [1].

Recently application of a predictive technique, originally used in structural analysis, the finite element method (FEM) has changed dental biomechanical research radically. Studies suggest that FEM is a trustworthy technique to calculate the local state of deformation and loading of complicated structures. However, the reliability of the results of FEM absolutely depends on the ability to model the complexity of morphology and tissues material properties of the structural analyzed [9–13].

The main goal of this study was to assess the stress and strain in the alveolar bone between two central incisors in the process of diastema closure with a constant force using the finite element method.

Materials and methods

Ten 3D finite element models of an anterior segment of the mandible containing cortical bone, spongy bone, gingivae, PDL, two central incisors with a bracket in the labial surface of each tooth were designed.

Models 1 to 5 were identical except for the distance between the teeth, which was of 4.5 mm, 3.5 mm, 3 mm, 2 mm, and in

provoquées par le déplacement intra-alvéolaire de la racine dans l'espace intra-alvéolaire donnent lieu aux processus de remodelage des structures de soutien alvéolaires. Ainsi, les mouvements dentaires dépendent de la distribution contrainte/déformation au niveau du ligament parodontal et des spécificités de la réponse métabolique de chaque individu. Parmi les facteurs qui déterminent la distribution contrainte/déformation, on trouve: l'amplitude des forces, la superficie osseuse et la distribution des forces [5].

Une étude de Fucui chez le rat montre que l'application d'une force orthodontique aux molaires de l'animal augmente significativement la déformation osseuse [6]. Il est démontré que les niveaux de charge qui induisent une déformation élevée, un taux de déformation élevée et une distribution de déformation inhabituelle semblent posséder un potentiel ostéorégulateur important pour l'activation de la réponse ostéogénique et pour la conservation d'une masse osseuse élevée. En contrepartie, une déformation statique, une déformation à évolution lente et une déformation exempte d'erreur vont peut-être faire preuve d'un potentiel ostéorégulateur limité ou inexistant et donner lieu à une perte osseuse et à une masse osseuse faible [7]. Pour valider les théories mentionnées ci-dessus et pour élucider l'impact des régimes de mise en charge orthodontique, une méthode consiste à réaliser une détermination méticuleuse de la distribution des contraintes et des déformations au niveau du parodonte pendant l'application des forces orthodontiques [8]. Un modèle biomécanique capable de représenter la complexité anatomique et la variabilité biologique du système dentaire impliqué nous permet de quantifier les réponses contrainte/déformation au niveau de la dent, du LPD et de l'os [1].

Récemment, l'application d'une technique prédictive initialement utilisée dans l'analyse structurelle, la méthode des éléments finis (MEF), a radicalement transformé la recherche en biomécanique dentaire. Des études ont suggéré que la MEF offre une technique fiable pour le calcul du statut local de la déformation et de la mise en charge de structures compliquées. Cependant, la fiabilité des résultats de la MEF dépend entièrement de sa capacité à modéliser la complexité de la morphologie et des propriétés matérielles des tissus de la structure analysée [9–13].

L'objectif principal de cette étude a été d'évaluer, à l'aide de la méthode des éléments finis, les contraintes et les déformations dans l'os alvéolaire entre deux incisives centrales au cours de la fermeture d'un diastème utilisant une force continue.

Matériaux et méthodes

Dix modèles d'éléments finis 3D d'un segment antérieur mandibulaire ont été réalisés comprenant l'os cortical, l'os spongieux, la gencive, le LPD et les deux incisives centrales avec un bracket collé sur la surface vestibulaire de chaque dent.

Les modèles 1 à 5 étaient identiques à l'exception de la distance interincisive qui était de 4,5 mm, 3,5 mm, 3 mm, 2 mm et in

Table I

Mechanical Properties of the materials used.

	Young's Modulus (MPa) / Module de Young (MPa)	Poisson's Ratio / Ratio de Poisson
Tooth / Dent	20300	0.26
PDL / LPD	0.667	0.49
Spongy bone / Os spongieux	13400	0.38
Cortical bone / Os cortical	34000	0.26
SS bracket / Bracket SS	200000	0.25

Tableau I

Propriétés mécaniques des matériaux utilisés.

contact. These were designed to evaluate the bodily movement of the teeth in diastema closure with a fixed appliance. Models 6 to 10 were the same as the first five models (teeth distance) without brackets and were designed to evaluate the tipping movement in diastema closure. The models were designed in Solid Works 2006 (300 Baker Ave. Concord, Massachusetts 01742 USA) and then transferred to ANSYS Workbench Ver. 11 (Southpointe, 275 Technology Drive, Cononsburg PA 15317, USA) for the solving process. The elastic modulus and Poisson's ratio of the materials were defined (Table I). Models were meshed, 32373 nodes; 12289 body elements (10-node-quadratic tetrahedron) (fig. 1). All the nodes at the distal surface area of the models were restricted from all displacements as the boundary condition. The force applied was 0.5 N on each tooth. In model 1 to 5 a moment to produce bodily movement was added. The von Mises stress was evaluated

de 0 mm (contact). Ils étaient conçus de manière à permettre l'évaluation du mouvement de translation pendant la fermeture du diastème à l'aide d'un appareil fixe. Les modèles 6 à 10 étaient identiques aux cinq premiers modèles (distance inter-incisive) mais sans brackets et ils étaient conçus afin d'évaluer la version lors de la fermeture du diastème. Les modèles ont été réalisés à Solid Works 2006 (300 Baker Ave. Concord, Massachusetts 01742 États-Unis) avant d'être transférés à ANSYS Workbench Ver. 11 (Southpointe, 275 Technology Drive, Cononsburg PA 15317, États-Unis) pour le processus de résolution. Le module d'élasticité et le ratio de Poisson des matériaux ont été définis (Tableau I). Les modèles ont été maillés : 32 373 nœuds ; 12 289 éléments (tétraèdres quadratiques à 10 nœuds) (fig. 1). Tous les nœuds à la surface distale des modèles ont été restreints de déplacement comme condition limite. La force appliquée était de 0,5 N sur chaque

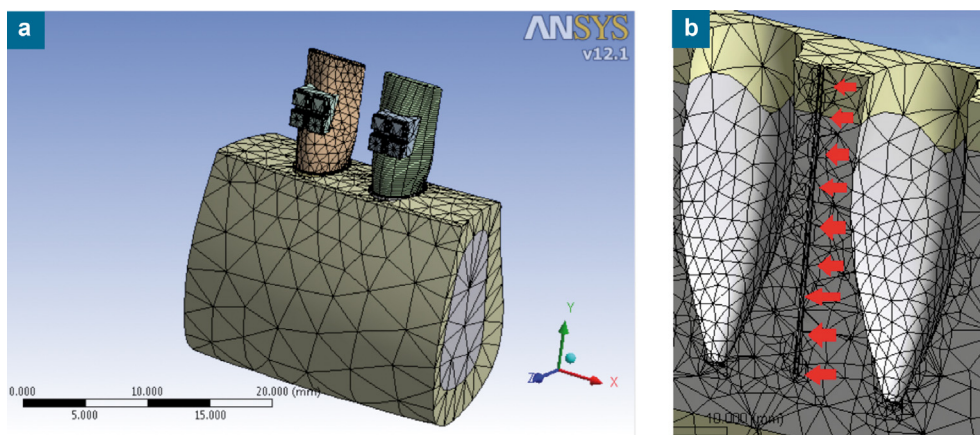


Fig. 1 : a : 3D model after meshing;
b : the path defined to assess the stress/strain. The path of nodes defined did not need any modifications in the model, arrows represent the position of this path.

Fig. 1 : a : modèle 3D après maillage ;
b : zone prévue pour évaluer la contrainte/déformation. Cet enchaînement de nœuds n'a pas nécessité de modifications sur le modèle ; les flèches indiquent la position de ce déplacement.

along a path of nodes defined in a crestal-apical direction in the midline between two teeth.

Results

Stress

Fixed approach to close the diastema (Bodily movement)

4.5 mm of diastema

The stress starts with 0.0111 MPa and is almost the same in cortical bone thickness and dropped dramatically when entering the spongy bone to 0.0045 MPa and continues in a decreasing pattern up to 0.0007 MPa in the apical third of the root then increased to 0.0011 MPa and remained almost the same up to the apical area (fig. 2).

The pattern was almost the same for other diastema distances with different numeric findings (Table II).

Teeth in contact

The midline crestal stress started with 0.0019 MPa and showed an increase in the cortical bone to 0.0026 MPa and decreased 0.0021 MPa when connecting to the spongy bone

dent. Dans les modèles 1 à 5, un moment a été ajouté pour générer un mouvement en translation. La contrainte de von Mises a été évaluée le long d'une suite de nœuds définie dans la direction crestal-apicale à la ligne médiane entre les deux dents.

Résultats

Contrainte

Technique fixe de fermeture de diastème (translation)

Diastème de 4,5 mm

La contrainte initiale était de 0,0111 MPa et elle est restée presque inchangée dans l'épaisseur de la corticale. Ensuite, elle est tombée de façon brutale à 0,0045 MPa au contact de l'os spongieux pour atteindre 0,0007 MPa dans le tiers apical radiculaire avant de remonter à 0,0011 MPa. Cette valeur est restée inchangée jusqu'à la région apicale (fig. 2).

Le schéma était pratiquement le même pour les autres valeurs de diastème avec des résultats numériques différents (Tableau II).

Dents en contact

La contrainte crestale à la ligne médiane a commencé à 0,0019 MPa et a affiché une augmentation dans l'os cortical à 0,0026 MPa pour diminuer à 0,0021 MPa en entrant dans

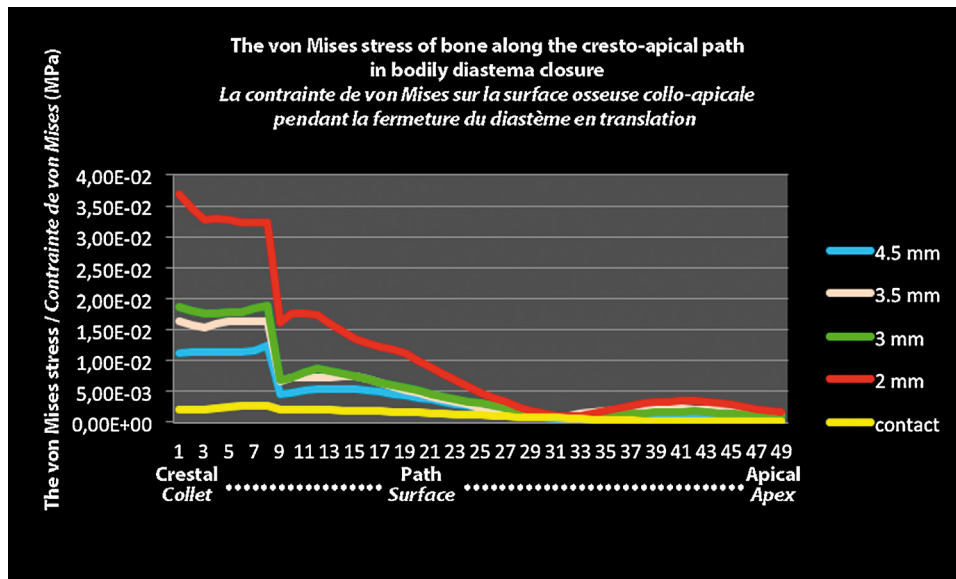


Fig. 2: The von Mises stress of the midline bone along the crestal-apical path in bodily diastema closure (fixed approach).

Fig. 2: La contrainte de von Mises à l'os sur la ligne médiane le long de la surface crestal-apicale pendant la fermeture translationnelle du diastème (technique fixe).

Table II

Numeric findings of midline stress along the crest-apical path (MPa); (e-2 = $\times 10^{-2}$).

Tableau II

Résultats chiffrés de la contrainte à la ligne médiane le long de la surface collet-apex (MPa) ; (e-2 = $\times 10^{-2}$).

	Fixed / <i>Fixe</i>					Removable / <i>Amovible</i>				
	4.5 mm	3.5 mm	3 mm	2 mm	Contact	4.5 mm	3.5 mm	3 mm	2 mm	Contact
Distema / <i>Diastème</i>										
Midline crestal / <i>Crête ligne médiane</i>	1.11e-02	1.64e-02	1.86e-02	3.70e-02	1.99E-03	2.20e-02	2.80e-02	3.21e-02	6.09e-02	2.08e-03
Cortical / <i>Cortical</i>	1.25e-02	1.64e-02	1.88e-02	3.24e-02	2.58E-03	2.17e-02	2.59e-02	3.39e-02	6.02e-02	2.75e-03
Spongy / <i>Spongieux</i>	4.52e-03	6.69e-03	6.73e-03	1.62e-02	2.08E-03	7.81e-03	1.04e-02	1.20e-02	2.54e-02	1.33e-03
Minimum stress / <i>Stress minimum</i>	7.64e-04	8.72e-04	9.75e-04	1.10e-03	7.06E-04	4.92e-04	7.24e-04	1.11e-03	2.63e-03	8.37e-04
Stress increase / <i>Augmentation du stress</i>	1.19e-03	2.25e-03	1.72e-03	3.54e-03	1.89E-04	5.33e-03	6.40e-03	7.93e-03	1.02e-02	1.78e-04
Apical / <i>Apical</i>	8.64e-04	1.53e-03	9.48e-04	1.75e-03	8.32E-05	3.49e-03	4.02e-03	4.06e-03	4.95e-03	7.74e-05

and showed an almost harmonious decrease to reach 0.00008 MPa in the apical area.

Removable approach to close the diastema (Tipping movement)

4.5 mm of diastema

The stress finding was 0.0219 MPa in the midline crestal area and was almost the same in cortical bone thickness and dropped dramatically when entering the spongy bone to 0.0078 MPa and continued in a decreasing pattern up to 0.0005 MPa in the apical half of the root then increased to 0.0055 MPa and decreased to 0.0034 MPa in the apical area (fig. 3).

The pattern was almost the same for other diastema distances with different numeric findings (Table II).

Teeth in contact

After reaching contact, the stress situation changed. The midline crestal stress was 0.0020 MPa and showed an increase in the cortical bone to 0.0027 MPa and decreased 0.0013 MPa when connecting to the spongy bone and decreased harmoniously to reach 0.00007 MPa in the apical area.

l'os spongieux. Ensuite, elle a diminué de façon presque harmonieuse pour atteindre 0,0008 MPa dans la zone apicale.

Technique amovible de fermeture de diastème (version)

Diastème de 4,5 mm

La contrainte était de 0,0219 MPa dans la région crestale de la ligne médiane et était presque inchangée dans l'épaisseur de l'os cortical. Elle a chuté de façon considérable à 0,0078 MPa au contact de l'os spongieux et a poursuivi sa descente à 0,0005 MPa dans la moitié radiculaire apicale avant de remonter à 0,0055 MPa puis redescendre à 0,0034 MPa à l'apex (fig. 3).

Le schéma était pratiquement le même pour les autres valeurs de diastèmes avec des résultats numériques différents (Tableau II).

Dents en contact

Avec les dents en contact, le schéma des contraintes s'est modifié. La contrainte crestale à la ligne médiane était de 0,0020 MPa et a augmenté dans la corticale à 0,0027 MPa avant de diminuer au contact de l'os spongieux. Cette diminution s'est poursuivie harmonieusement pour atteindre 0,0007 MPa dans la région apicale.

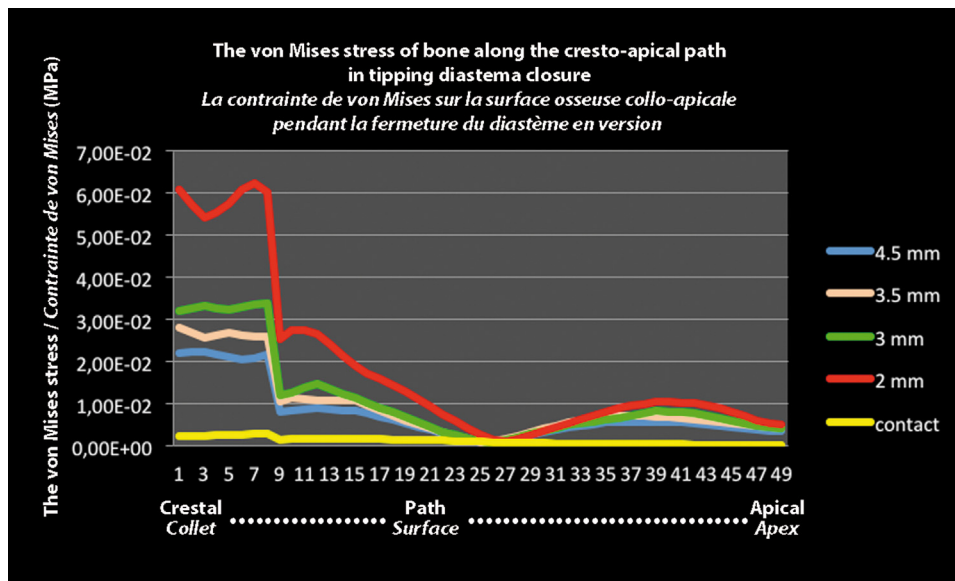


Fig. 3: The von Mises stress of the midline bone along the crestal-apical path in tipping diastema closure (removable approach).

Fig. 3 : La contrainte de von Mises au niveau de l'os sur la ligne médiane à la surface crestal-apicale pendant la fermeture du diastème par mouvement de version (technique amovible).

Bone crestal stress

In this stage, the von Mises stress in the mesial crestal area of the lower left central incisor was evaluated.

The findings started with 0.0187 MPa in 4.5 mm of diastema in bodily displacement and increased to 0.0265 MPa in 2 mm diastema. The pattern was almost the same for the tipping (removable approach) and started with 0.0374 MPa and increased to 0.0560 MPa in 2 mm diastema (fig. 4).

Strain

The pattern is almost the same as the stress findings (fig. 5).

2 mm of diastema; bodily displacement

The strain findings started with 1.09×10^{-6} mm/mm being almost the same along the cortical bone thickness reaching 9.52×10^{-7} mm/mm in the cortical/spongy interface, then increased to 1.32×10^{-6} mm/mm in the first layer of the spongy bone. The pattern shows a minimum in the apical third of the root 1.17×10^{-7} mm/mm (like the stress findings) and a rather increase in the apical area 2.55×10^{-7} mm/mm in the

Contrainte au collet osseux

À ce stade, la contrainte de von Mises dans la région mésiale de la crête de l'incisive centrale mandibulaire gauche a été évaluée.

Initialement, nous avons observé 0,0187 MPa pour le diastème de 4,5 mm en translation, valeur qui a augmenté à 0,0265 MPa pour le diastème de 2 mm. Le schéma était presque identique pour la version (technique amovible) commençant à 0,0374 MPa avant d'augmenter à 0,0560 MPa pour le diastème de 2 mm (fig. 4).

Déformation

Le schéma était quasiment le même que pour les valeurs de contrainte (fig. 5).

Diastème de 2 mm : translation

Les observations ont commencé à $1,09 \times 10^{-6}$ mm/mm et étaient presque inchangées dans toute l'épaisseur de l'os cortical avant d'atteindre $9,52 \times 10^{-7}$ mm/mm à l'interface os cortical/os spongieux. Le schéma affichait un minimum au niveau du tiers radicaire apical à $1,17 \times 10^{-7}$ mm/mm (même valeur que pour la contrainte) et une augmentation assez notable à $2,55 \times 10^{-7}$ mm/mm au milieu de la distance

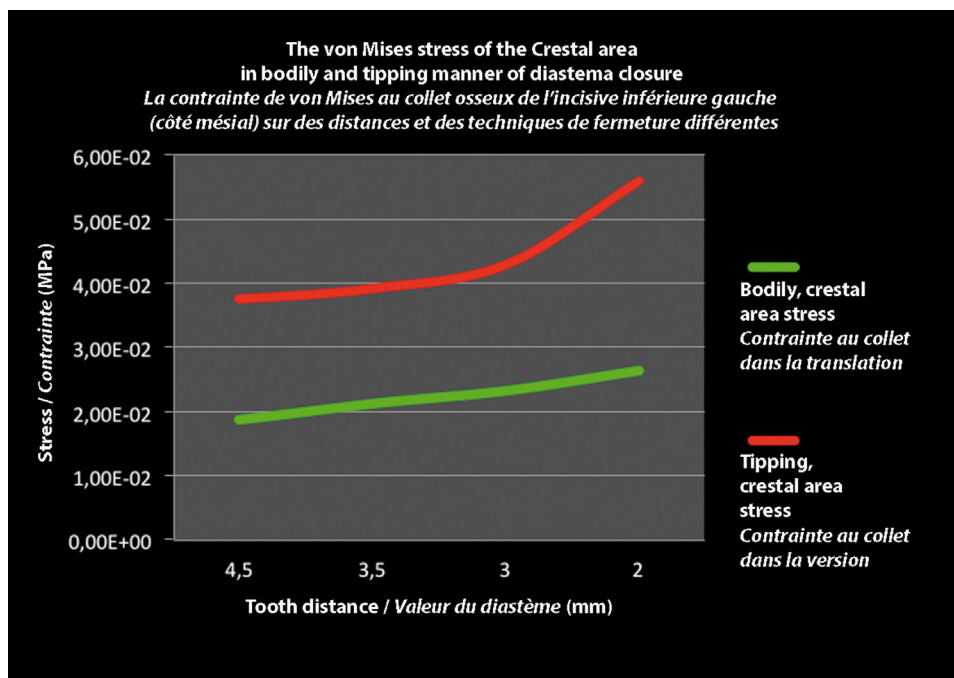


Fig. 4: The von Mises stress in the crestal bone of the lower left incisor (mesial side) with different distances and closure approaches.

Fig. 4 : La contrainte de von Mises à l'os crestal au niveau de l'incisive inférieure gauche (côté mésial) avec des distances et des techniques de fermeture différentes.

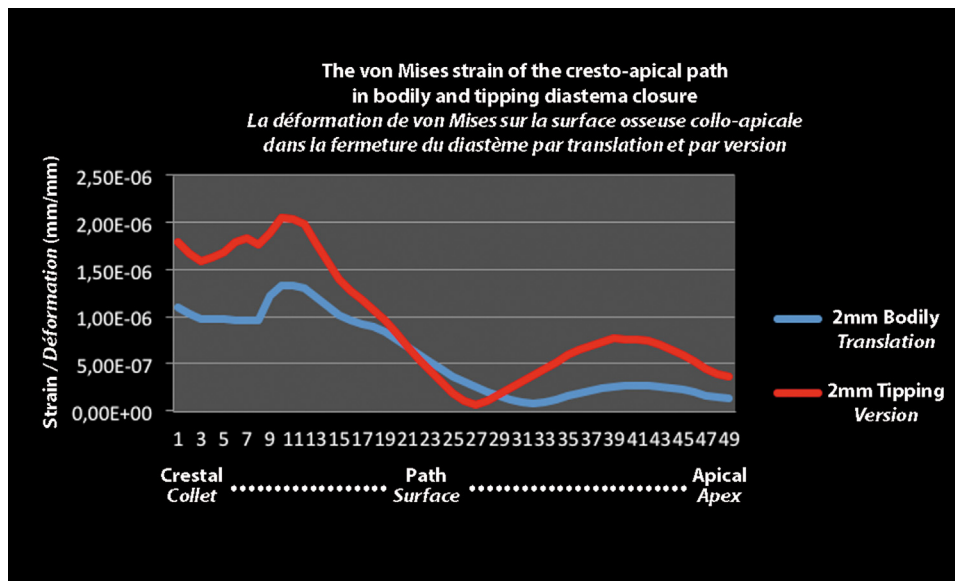


Fig. 5: The von Mises strain of bone along the crestal-apical path in bodily and tipping diastema closure.
Fig. 5 : La déformation de von Mises de l'os le long de la surface crestal-apicale lors de la fermeture d'un diastème par translation et par version.

middle of the root length to the apex and finally reached 1.31×10^{-7} mm/mm in the apex.

2 mm of diastema; tipping displacement

The findings started with 1.79×10^{-6} mm/mm in the midline crestal area, showing a maximum in the first layer of the spongy bone ($= 2.06 \times 10^{-6}$ mm/mm), reaching a minimum in the middle of the root (cervico-apically) ($= 6.94 \times 10^{-8}$ mm/mm), a second maximum of 7.71×10^{-7} mm/mm, and the apex strain of 3.7×10^{-7} mm/mm (fig. 5).

Discussion

FEM was used in an established, well-defined experimental model to measure stresses and strains of bone in reaction to mechanical loads. Particularly, the aim was to compare measured stresses and strains of alveolar bone in diastema closure point by point. FEM as a conservative method is extensively used in bone study because it provides reliable numeric findings for stress analysis [14–17]. Yet due to some potential limitations in the examining, the stress and strain value obtained should be interpreted cautiously, because some of physical properties of the teeth and their supporting structure such as periodontal ligament are not fully illustrated [18,19].

entre le tiers radiculaire et l'apex avant d'atteindre $1,31 \times 10^{-7}$ mm/mm à l'apex.

Diastème de 2 mm : version

Les observations ont commencé à $1,79 \times 10^{-6}$ mm/mm dans la région crestale de la ligne médiane, atteignant un maximum à la première couche de l'os spongieux ($= 2,06 \times 10^{-6}$ mm/mm), avant d'atteindre un minimum au milieu de la longueur cervicoapicale de la racine ($= 6,94 \times 10^{-8}$ mm/mm), puis un deuxième maximum de $7,71 \times 10^{-7}$ mm/mm, et enfin une contrainte apicale de $3,7 \times 10^{-7}$ mm/mm (fig. 5).

Discussion

La MEF a été utilisée sur un modèle expérimental bien établi et bien défini pour mesurer les contraintes et les déformations au niveau d'os assujettis à des charges mécaniques. En particulier, notre objectif a été de mesurer les contraintes et les déformations de l'os alvéolaire lors de la fermeture du diastème, point par point. La MEF est une méthode conservatrice largement utilisée dans les études des os puisqu'elle fournit des résultats chiffrés fiables pour l'analyse des contraintes [14–17]. Pourtant, en raison de certaines limitations potentielles de cette méthode, les valeurs de contrainte et de déformation obtenues doivent être interprétées avec prudence étant donné que plusieurs des propriétés physiques des dents et de leurs structures sous-jacentes telles que le ligament parodontal ne sont pas totalement illustrées [18,19].

The result of our study showed that applying a constant force to close diastema in gradual steps leads to an increase of bone stress in both bodily and tipping tooth movement. However, the stress is higher in the tipping than bodily movement. Tanne et al. [20] in a three dimensional FEM model of mandibular premolar reported a highest stress of 120 gr/cm^2 at the level of cervical margin with a gradual reduction and distance increase from margin, while loading a lingually tipping horizontal force of 100 gr to the center of crown. In another study, considering the stresses induced by a single point force according to the authors applying a mesio-distally directed tipping force of 1 N to the center of crown of tooth causes a stress of 0.132 N/mm^2 at the cervical margin. However, for the same force the stress at the apex was 0.002 N/mm^2 . In addition, by shifting the force application point from center to the tip of the crown they observed an increase in stress values of the marginal crest and apex [21]. A study by Guinness et al. [22] examining stresses induced by edgewise appliances showed that applying a mesio-distally translatory loading of 1 N to the maxillary canine induced a stress value of 0.072 N/mm^2 at cervical margin of alveolar crest, while producing a stress of 0.0038 N/mm^2 in apical area. The results of mentioned studies are in agreement with ours, representing that the highest stress value in both bodily and tipping movement was in marginal crest of alveolar bone.

In the present study, it was shown that the minimum stress was in the apical third of the root in bodily movement but was in the half of the root in the removable displacement. Furthermore, according to Rudolph et al. [23], in intrusion and extrusion, the stress was concentrated mainly at apex of the root while in bodily movement, the stress was distributed through the length of the tooth, but it was more concentrated at the alveolar crest mentioned study also showed that most of the force from tipping was concentrated at the crest of the alveolar bone and not at the apex.

In comparison with tipping movement, the stress values on the alveolar bone and root were considerably decreased in bodily movement. Although stresses changed from the cervix to the apex in bodily movement they were steadier than in tipping movement. In both movements, stresses were the highest at the marginal crest. This finding was against the previous studies describing a uniform stress for translation [24,25]. It is worth mentioning that in these preceding studies with paying no attention to real anatomies of bone and root, a simple two-dimensional modeling approach was used. The lower stresses at some areas especially at the apex are probably due to actual root curvatures [20]. The regularly higher levels of stress at the cervical margin especially in the tipping movement may lead to an area of hyalinization and local undermining resorption of the bone of socket wall as a part of a pathological reaction. This kind of localized response may largely affect the predictability of tooth movement [13]. An interesting finding in the

Les résultats de cette étude montrent que l'application d'une force continue pour fermer progressivement un diastème augmente la contrainte osseuse en translation comme en version des dents. Cependant, la contrainte est plus élevée en version qu'en translation. Tanne et al. [20], à l'aide d'un modèle MEF tridimensionnel d'une prémolaire mandibulaire, ont relevé une contrainte maximale de 120 gr/cm^2 au niveau du collet lors de la mise en charge d'une force horizontale de version coronolinguale de 100 gr appliquée au centre de la couronne. Cette force diminue graduellement d'intensité au fur et à mesure que l'on s'éloigne du collet. Dans une autre étude portant sur les contraintes induites par un point de force unique, les auteurs rapportent qu'une force de version mésiodistale de 1 N appliquée au centre de la couronne dentaire provoque une contrainte de $0,132 \text{ N/mm}^2$ au collet. Cependant, la même force engendre une contrainte de $0,002 \text{ N/mm}^2$ à l'apex. Par ailleurs, en déplaçant le point d'application de la force du centre vers le sommet de la couronne, ils ont observé une augmentation des valeurs de la contrainte au collet et à l'apex [21]. Une étude de Guinness et al. [22] analysant les contraintes induites par les appareils edgewise a montré que l'application d'une charge de translation mésiodistale de 1 N à la canine maxillaire produisait une valeur de contrainte de $0,072 \text{ N/mm}^2$ au rebord cervical de la crête alvéolaire tout en engendrant une contrainte de $0,0038 \text{ N/mm}^2$ dans la région apicale. Les résultats des études ci-mentionnées concordent avec les nôtres en ce qu'elles démontrent que la valeur de contrainte la plus élevée, en translation comme en version, se produisait sur le rebord de l'os alvéolaire.

Dans la présente étude, nous avons démontré que la contrainte minimum se situait dans le tiers apical de la racine en translation mais au milieu de la racine en déplacement amovible. Qui plus est, selon Rudolph et al. [23], la contrainte en ingression et égression se focalisait surtout à l'apex alors que, en translation, elle était distribuée sur toute la longueur de la racine mais de façon plus concentrée au niveau du rebord alvéolaire. Cette même étude a également montré que la plus grande partie de la force générée par la version se concentrait au bord de l'os alvéolaire et non à l'apex.

Par rapport au mouvement de version, les valeurs de contrainte de l'os alvéolaire et de la racine étaient considérablement plus faibles que lors d'un mouvement en translation. Quoique les niveaux de contrainte aient varié en translation entre le collet dentaire et l'apex, ils étaient plus réguliers que lors des mouvements en version. Dans un mouvement comme dans l'autre, les contraintes étaient au plus élevé à la crête marginale. Ce résultat se trouve en désaccord avec les études précédentes qui décrivent une contrainte uniforme en cas de translation [24,25]. Il serait utile de mentionner le fait que, dans ces études antérieures, aucune attention n'a été portée à l'anatomie réelle de l'os et des racines et qu'une simple technique de modélisation bidimensionnelle a été employée. Les niveaux de contrainte plus faibles relevés dans certaines régions, notamment à l'apex, étaient probablement dus à la courbure des racines [20]. Les niveaux de contrainte systématiquement plus élevés au rebord cervical, surtout

present study was that crestal bone stress value is shown to be about 49.5% lower in bodily than tipping movement with the same diastema distance from 4.5 to 2 mm. This finding proved that bodily movement can be safer because of the lower and more constant stress distribution in the periodontium.

Guinness et al. [22] suggested that a main reason for the difference in the stress values at the cervical margin for various loadings between studies may be in the fact that the cortical bone was not modeled in some investigations. Based on data from previous studies, the most determining factor to an acceptable result in FEM studies is an exactly accurate model [26–28]. A really significant factor resulting in an ideal model is considering cortical and spongy bone while designing the model. So, we considered it in our study and the result showed a drop of the stress occurring in the spongy/cortical bone interface. In a similar way, Field [1] reported that in a 3-dimensional finite element study on single tooth system after applying a tipping force of 0.5 N on a central incisor the von Mises stress in the cortical bone structure reached 236.3 KPa compared with 32.4 KPa in the cancellous bone and the maximum bone stresses in both cancellous and cortical bones are located near the alveolar crest. This difference may be due to applying different Young's modulus and mechanical properties of cortical and spongy bones.

The present study suggests that the strain follows almost the same pattern as the stress along the defined path. In other words, the von Mises strain is the highest at the marginal crest and decreases toward the apex, and of course it is more intensive in tipping than bodily movement. This result is in agreement with Kawarizadeh et al. [29] who showed after applying a single tipping force to the molar the profile of the strain was comparable with that of the stress profile and that there was a direct correlation between calculated strain/stress value and distribution of osteoclast in the alveolar bone. Therefore according to our investigation, logically, to avoid a sharp increase in stress/strain the decline of loading force should be coincident with the distance reduction during diastema closure.

Needless to say, using computer models to study the biomechanics of tooth movement eliminates the need for other less representative models [30]. However, to access a more correct way to predict biologic responses and improve clinical results,

pendant le mouvement de version, peuvent générer une réaction pathologique avec la création de zones d'hyalinisation et de résorption locale minant les parois de l'alvéole. Ce genre de réaction localisée peut influencer considérablement sur la prévisibilité du mouvement dentaire [13]. Un résultat intéressant de notre étude montre que la valeur de la contrainte de l'os crestal est approximativement 49,5 % plus faible en translation qu'en version avec les mêmes largeurs de diastème entre 4,5 et 2 mm. Cette observation prouve que la translation peut être un mouvement plus sûr en raison de la distribution de stress plus faible et plus continue au niveau du parodonte.

Guinness et al. [22] ont suggéré qu'une raison importante de l'écart, dans les diverses études, entre les valeurs de contrainte au bord cervical en fonction de mises en charge différentes est peut-être attribuable au fait que l'os cortical n'a pas été modélisé dans certaines analyses. Les études antérieures montrent que le facteur le plus déterminant pour l'obtention de résultats acceptables utilisant des analyses MEF est la précision et l'exactitude du modèle [26–28]. Un facteur très significatif contribuant à la réalisation d'un modèle idéal est la prise en compte, dans le modèle, de l'os cortical et de l'os spongieux. C'est ainsi que nous les avons intégrés dans notre étude et les résultats ont montré une baisse de la contrainte à l'interface entre corticale et os spongieux. De la même manière, Field et al. [1] ont rapporté que, dans une étude utilisant les éléments finis tridimensionnels sur un système à une dent, après application d'une force de version de 0,5 N sur une incisive centrale, la contrainte de von Mises dans la structure de l'os cortical a atteint 236,3 KPa par rapport à 32,4 KPa à l'os spongieux et que les contraintes osseuses maximales, à la corticale comme à l'os spongieux, se situent près de la crête alvéolaire. Cette différence est peut-être due à l'application de différentes caractéristiques mécaniques et du module de Young des os cortical et spongieux.

Notre étude suggère que la déformation reproduit quasiment le même schéma que la contrainte tout au long de la zone définie. En d'autres termes, la déformation de von Mises atteint son point culminant à la crête marginale et diminue en s'approchant de l'apex; elle est plus intense, bien sûr, en version qu'en translation. Ce résultat concorde avec celui de Kawarizadeh et al. [29] qui a montré, après l'application d'une seule force de version à la molaire, que le profil de la déformation était comparable à celui de la contrainte et qu'il existe une corrélation directe entre la valeur calculée de la déformation/contrainte et la distribution d'ostéoclastes dans l'os alvéolaire. Ainsi, et logiquement, nos recherches montrent que pour éviter une forte augmentation de la contrainte/déformation, le déclin de la force de mise en charge devrait coïncider avec la réduction de la valeur des diastèmes pendant la fermeture.

Il est inutile de dire que l'utilisation de modèles numériques pour étudier la biomécanique élimine le recours à d'autres modèles moins représentatifs [30]. Cependant, pour obtenir une prévisibilité plus fiable des réponses biologiques et pour

it is necessary to develop the complex mathematical models, and anatomic data leading to describe exactly any given clinical situation.

Conclusion

Based on this FEM study, considering its limitations, results show 40% increase in the crestal stress in the bodily approach and nearly 50% of stress increase in tipping movement during a diastema closure with a constant force was shown to exist. It can be suggested that a protocol of force system modification should be introduced to compensate for the stress and strain changes caused by the reduced distance. This protocol is expected to prevent us from overloading the valuable crestal bone in the midline.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

améliorer les résultats cliniques, il est essentiel de développer des modèles mathématiques et des données anatomiques complexes afin de décrire avec précision n'importe quelle situation clinique.

Conclusion

Les résultats de cette étude MEF montrent une augmentation de 40 % de la contrainte crestale avec la technique translationnelle et une augmentation de près de 50 % de cette contrainte avec les mouvements de version pendant la fermeture d'un diastème utilisant une force continue régulière. Il nous semble, en conséquence, qu'un protocole de modification du système de force est nécessaire afin de compenser les changements de contrainte et de déformation générés par une distance réduite. Ce protocole devrait nous permettre d'éviter de surcharger l'os crestal précieux au niveau de la ligne médiane.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

References/Références

1. Field C, Ichim I, Swain MV, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(2):174–81.
2. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(6):657–65.
3. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117(2):175–83.
4. Kojima Y, Fukui H. A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. *Eur J Orthod* 2014;36(3):255–61.
5. Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 1999;69(2):151–8.
6. Fukui T. Analysis of stress-strain curves in the rat molar periodontal ligament after application of orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104(1):27–35.
7. Ehrlich P, Lanyon L. Mechanical strain and bone cell function: a review. *Osteoporos Int* 2002;13(9):688–700.
8. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. *Orthod Craniofac Res* 2009;12(2):120–8.
9. Geramy A. Moment/Force ratio and the center of rotation alteration: 3D analysis by means of the FEM. *J Dent* 2000;1:26–34.
10. Geramy A. The same amount of CRes displacement in various orthodontic tooth movements while the applied force is remained constant: 3D analysis using finite element method. *J Dent* 2002;3(12):59–65.

11. Geramy A. Stress tensor modification in alveolar bone resorption: 3D analysis using finite element method. *J Dent* 2002;3(3,4):39-49.
12. Geramy A. Cervical Headgear force system: 3D analysis using finite element method. *J Dent* 2000;2(3):21-30.
13. Jones M, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthod* 2001;28(1):29-38.
14. Katona TR, Paydar NH, Akay HU, Roberts WE. Stress analysis of bone modelling response to rat molar orthodontics. *J Biomech* 1995;28(1):27-38.
15. Brown TD, Pedersen DR, Gray ML, Brand RA, Rubin CT. Toward an identification of mechanical parameters initiating periosteal remodeling: a combined experimental and analytic approach. *J Biomech* 1990;23(9):893-905.
16. Van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, Odgaard A. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J Biomech* 1995;28(1):69-81.
17. Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote Jr. C. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990;12(5):389-97.
18. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119(5):498-504.
19. Andersen K, Mortensen H, Pedersen E, Melsen B. Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. *J Biomed Eng* 1991;13(4):293-303.
20. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92(6):499-505.
21. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod* 1991;13(3):231-42.
22. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study. *Angle Orthod* 1992;62(1):15-22.
23. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71(2):127-31.
24. Haack D, Weinstein S. Geometry mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model. *J Am Dent Assoc* 1963;66:157-64.
25. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 1975;68(3):290-302.
26. Van Schepdael A, Geris L, Vander Sloten J. Analytical determination of stress patterns in the periodontal ligament during orthodontic tooth movement. *Med Eng Phys* 2013;35(3):403-10.
27. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 1999;21(6):633-48.
28. Clement R, Schneider J, Brambs H-J, Wunderlich A, Geiger M, Sander FG. Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament. *Comput Methods Programs Biomed* 2004;73(2):135-44.
29. Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004;112(2):140-7.
30. Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suárez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104(5):448-54.