

Analyse biomécanique de l'évolution de la détérioration d'une dent

Ismail BOURI^{1*}, Tawfik TAMINE² Abderahmane BELARBI³, Mustapha Benachour⁴

¹Laboratoire de recherche IS2M Ingénierie des Systèmes Mécaniques et Matériaux, Université - TLEMCEM -

[* bouri-ing@hotmail.fr](mailto:bouri-ing@hotmail.fr)

² Laboratoire LCGE, faculté de Génie Mécanique, Université USTO M. BOUDIAF -ORAN-

³Laboratoire de l'Aéronautique et des Systèmes Propulsifs, Université USTO M. BOUDIAF -ORAN-

⁴Laboratoire de recherche IS2M Ingénierie des Systèmes Mécaniques et Matériaux, Université - TLEMCEM -

Résumé

La carie dentaire se développe par la dissolution localisée des tissus durs de la dent, causée par les acides qui sont produits par des bactéries dans la plaque dentaire conduisant à l'apparition de cavités. Ces dernières sont les zones de la dent qui se développent dans des ouvertures ou des trous minuscules cariés, un puits et des fissures cavités sont du type commun de maladies des dents qui se produit sur la surface de mastication des dents. Le dentiste traite la dent en enlevant la partie cariée de la dent avec une roulette puis effectue un dépôt dans cette même zone en recourant à un matériau de remplissage plus connu sous le nom de composite.

Cette étude concerne la réponse en contraintes dans une prémolaire cariée puis traitée avec un dépôt d'amalgame sous l'effet des efforts de mastication. La simulation numérique ainsi que la résolution sont réalisées par la méthode des éléments finis à l'aide du code commercial ABAQUS. Les résultats indiquent une meilleure tenue mécanique avec une baisse des contraintes locales en présence de l'amalgame permettant ainsi de restaurer la dent dans le secteur molaire.

Mots Clés : Carie, Méthode des éléments finis, restauration des dents, amalgame

1. Introduction

Les dents sont une partie intégrante de la cavité buccale et chaque personne les utilise plusieurs fois par jour pour recevoir et traiter les aliments.

En cas de dégâts ou perte de la dent, il est soit possible d'insérer un implant dentaire dans une place vacante [1], [2] ou d'utiliser un bridge dentaire. Ces deux solutions sont très coûteuses et prennent du temps. Pour ces raisons, il est très important de prendre soin des dents et de la bouche afin de les garder en bon état.

Les dommages les plus communs des tissus dentaires est la carie dentaire [3]. Le traitement de la carie dentaire appartient à la branche de la dentisterie restauratrice. La carie dentaire est éliminée par l'utilisation d'instruments dentaires et la place nouvellement percée sera ainsi prête à recevoir le matériau de remplissage.

La prédiction du comportement mécanique du système parodontal est l'une des problématiques majeures de la biomécanique dentaire [4]. Une meilleure compréhension des mécanismes de déplacement d'une dent sous différentes charges et de la répartition des contraintes dans ce système est d'une importance fondamentale dans l'avancement des technologies dans les domaines des restaurations dentaires, des caries dentaires, et de

l'orthodontologie [5]. Afin d'arriver au bout de cette analyse, nous avons caractérisé les propriétés mécaniques de l'os, de l'émail, la dent et du ligament parodontal entourant la racine de la dent. Ce ligament affecte considérablement la distribution des contraintes dans les tissus entourant la dent.

Dans ce cadre, une dent (seconde prémolaire) a été modélisée à l'aide du logiciel CAO SolidWorks. Ce modèle a été importé sous le code ABAQUS, discrétisé et maillé en 3D.

Le calcul numérique a débuté avec prémolaire saine. Tenant compte de la présence de la carie, un second calcul a été réalisé. Les résultats obtenus représentent la distribution des contraintes principales maximales dans les différentes régions de la dent cariée ainsi que sur les éléments entourant la dent à l'exemple de l'émail, la dentine, le ligament et l'os mandibulaire.

L'étude s'est poursuivie avec la réparation de la carie avec deux formes de préparation d'amalgame.

2. Géométrie et modèle 3D de la deuxième prémolaire et de sa structure d'appui

L'analyse des problèmes en biomécanique comporte plusieurs étapes. La première consiste à étudier la forme en vue de définir la configuration géométrique de l'objet, ce qui permet dans notre cas la reconstitution de la dent, du ligament et de l'os en utilisant des programmes de CAO. Le résultat est un modèle géométrique 3D comprenant ces trois composantes qui ensuite va être préparé et transféré pour la discrétisation, la mise en place des conditions aux

limites et le chargement. La résolution par la méthode des éléments finis a permis ainsi de déterminer les contraintes locales dans tout le système.

Le ligament parodontal (PDL) a été modélisé comme étant une couche de $0,4\text{ mm}$ d'épaisseur autour de la surface de la racine de la dent [6].

Deux types d'os ont été considérés dans cette étude. Le cortical et le spongieux. Certains travaux considèrent l'épaisseur de la couche d'os cortical comme constante [7], d'autres prennent en compte une couche dont l'épaisseur varie selon la partie de la mandibule considérée [8.9]. Dans notre travail, l'os mandibulaire où est située la partie de l'os alvéolaire entourant la dent par l'intermédiaire du ligament parodontal a été modélisé comme ayant un noyau d'os spongieux entouré par une couche de l'os cortical d'épaisseur égale à 2 mm .

Le modèle global qui comporte l'émail, la dentine, le PDL et l'os mandibulaire a été réuni, en utilisant *SolidWorks*® comme illustré en figures 1,2 et 3 suivantes. Ce modèle a été ensuite exporté vers le code de calcul *ABAQUS*®.

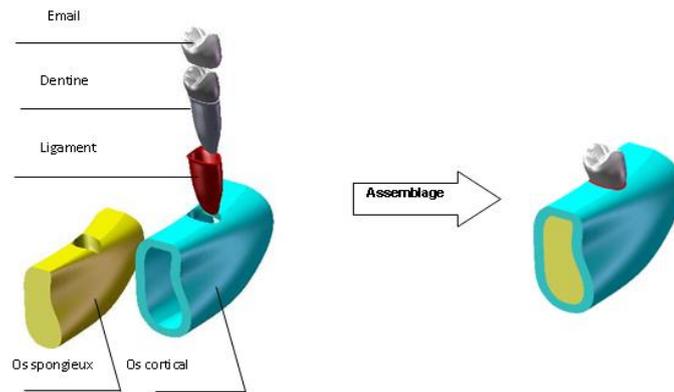


Figure. 1 – Assemblage du modèle géométrique de la dent saine.

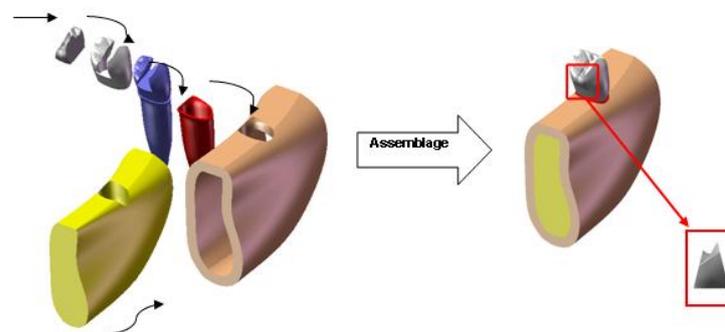


Figure. 2- Assemblage du modèle géométrique de la dent restaurée (forme 1).

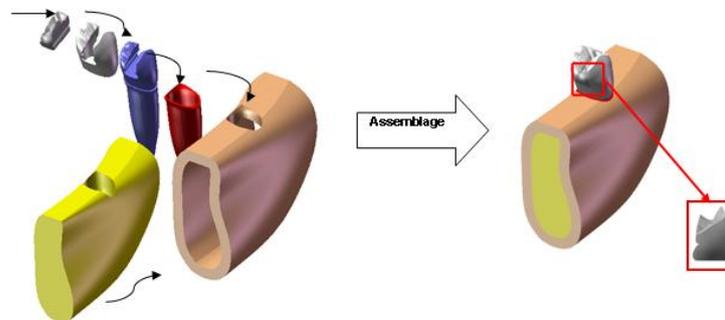


Figure. 3- Assemblage du modèle géométrique de la dent restaurée (forme 2).

3. Propriétés des matériaux

- La dent : Comme décrite précédemment, la dent est principalement constituée de trois matériaux : la dentine, l'émail et le cément. Ces matériaux sont intrinsèquement anisotropes et élastiques non linéaires. Néanmoins, dans le cadre de cette étude, ils sont considérés comme isotropes et élastiques linéaires. Le cément représente un volume considérablement petit par rapport à la dent et est

assimilé dans le volume de la dentine. De plus, et partant du fait que le volume global de la dent est dans sa majorité constitué de l'émail et la dentine, nous considérons les propriétés mécaniques de ce matériau dans la présente étude [10].

- Le ligament : Le comportement du PDL est viscoélastique non-linéaire. Comme dans des études antérieures [11], une loi élastique linéaire est choisie pour représenter ce comportement.

Tableau. 1 – Résumé des composantes et leurs comportements mécaniques

Composantes	Propriétés mécaniques	Module Élastique (E) (GPa)	Coefficient de Poisson	Réf
Email	Élastique, linéaire et isotrope	80	0.3	[13]
Dentine		20	0.3	[14]
Ligament		0.05	0.49	[14]
Os cortical		14,5	0,323	[15]
Os spongieux		1,37	0,3	[16],[17]
Amalgame		15.87	0.3	[13]

- **L'os alvéolaire** : Il est défini comme la partie de l'os entourant la dent. Il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charges que l'os spongieux. Toutefois, Meijer et al ont supposé dans leur étude [12] les propriétés isotropes, élastique linéaire et homogène pour ce matériau vivant.

Les propriétés des matériaux des composantes élastiques du système parodontal de la présente étude sont résumées dans le tableau 1.

4. Conditions aux limites

Afin de définir les conditions aux limites, une restriction sur les mouvements de translation et de rotation de l'os mandibulaire a été appliquée dans le plan inférieur défini comme ayant des déplacements nuls. Trois charges dans les directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale ont été appliquées de la manière suivante (Figure.4).

- La surface supérieure de la dent est de 60 mm^2 et est soumise simultanément à une charge de 0.5 MPa dans la direction disto-mésiale, 1 MPa dans la direction linguo-buccale, et de 1.25 MPa dans la direction corono-apicale, [18].
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres.

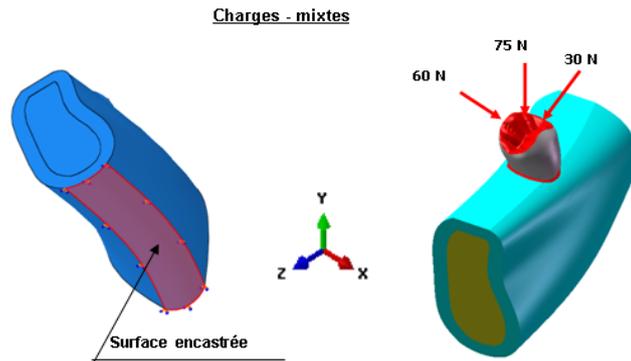


Figure. 4 – Conditions aux limites et type de chargement

5. Discrétisation en éléments finis

Le maillage des composants est simple et se compose d'éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds (Figure 5). Le système d'implant et de l'os sont maillés avec des éléments de plus en plus grands au fur et à mesure que la distance de l'interface augmente. Le nombre total d'éléments obtenus dans le système sain est de 288350 éléments. Dans les modèles restaurés le nombre est de 262004 éléments.

Les trois systèmes dentaires sains et restaurés, sont traités numériquement sous les trois chargements couplés au moyen du code **Abaqus**.



Figure. 5 – Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques.

6. Résultats

6.1. Contraintes dans tous les corps

La figure 6 montre la distribution des contraintes principales maximales dans tous le corps pour les deux modèles de réparation en vue de coupe suivant le plan x,z.

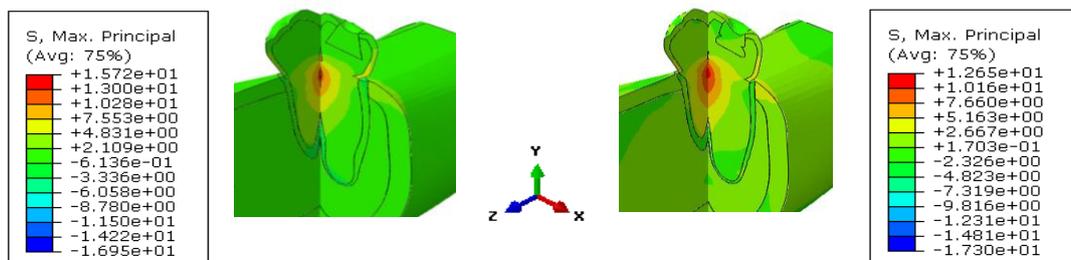


Figure. 6 – Distribution des contraintes principal max dans tous les corps pour les deux modèles restaurés.

6.2. Contraintes dans l'amalgame

La figure 7 montre la distribution des contraintes maximales principales au sein des deux amalgames de l'obturation. Pour les chargements mixtes, les contraintes sont de faibles concentrations sur les cotés de la surface occlusale.

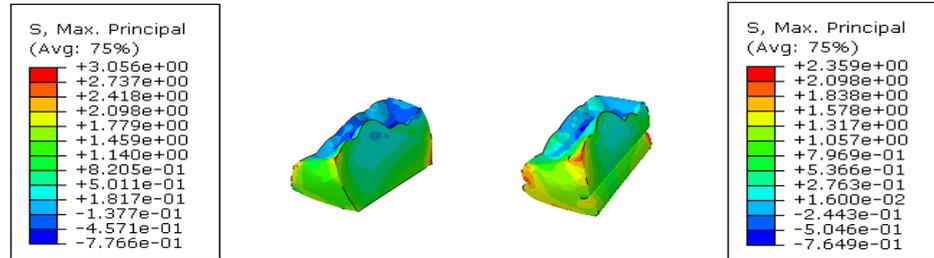


Figure. 7 – Distribution des contraintes Maximales Principales dans l'amalgame pour les deux modèles restaurés.

6.3. Contraintes dans l'émail

Un maximum de contraintes maximales principales est concentré dans la surface inférieure de l'émail pour un chargement couplé. Dans le sens lingual, les deux modèles restaurés illustrés en figure 8 montrent que les contraintes ont tendance à diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions.

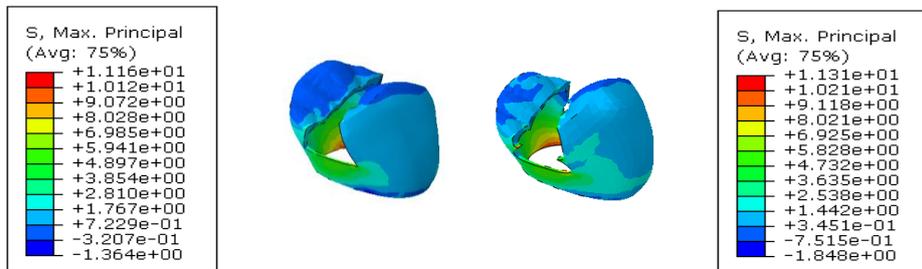


Figure. 8 – Distribution des contraintes Maximales Principales dans l'émail pour les deux modèles restaurés.

6.4. Contraintes dans la dentine

Les contraintes maximales principales sont concentrées dans la zone de la racine de la dentine un peu loin de la région de réparation.

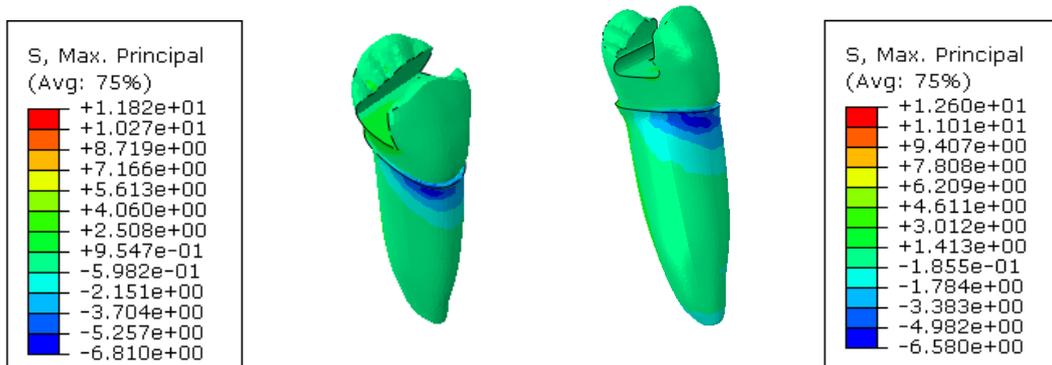


Figure. 9 – Distribution des contraintes Max. Principal dans la dentine pour les deux modèles restaurés.

6.5. Contraintes dans le ligament

La distribution des contraintes maximales principales dans le ligament parodontal montre une augmentation de ces dernières dans la zone de contact avec la dentine dans le sens lingual. Toutefois, l'étude que nous avons menée montre que ces contraintes sont faibles par rapport à celles au sein des autres composants du système dentaire. Ceci revient au fait que le matériau dont ligament est constitué présente de très faibles propriétés mécaniques.

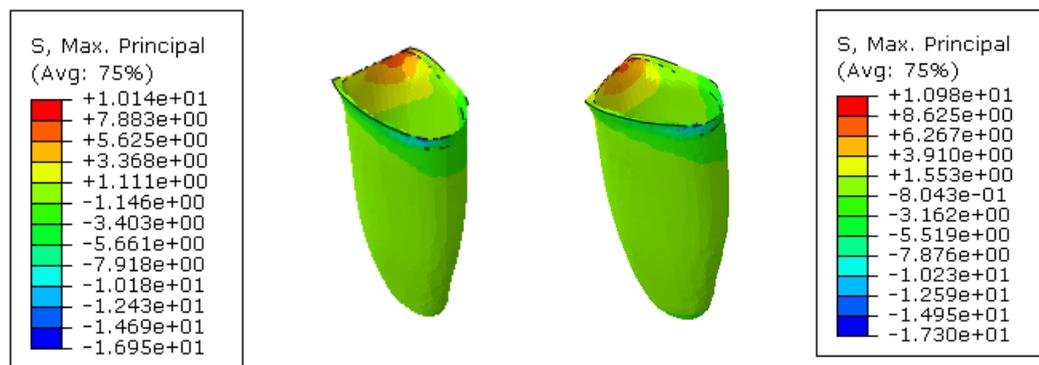


Figure. 10 – Distribution des contraintes Maximales Principales dans le ligament pour les deux modèles restaurés.

6.6. Contraintes dans l'os mandibulaire

Dans les deux modèles, les seuils des contraintes ont été principalement enregistrés dans l'os cortical dans la région du col de la dent. Pour un chargement couplé, le maximum de ces contraintes a été enregistré sur la plaque buccale externe de l'os (Figure.11). D'autre part, nous constatons que les valeurs de ces contraintes sont très faibles dans l'os spongieux comparativement à celles obtenues dans l'os cortical.

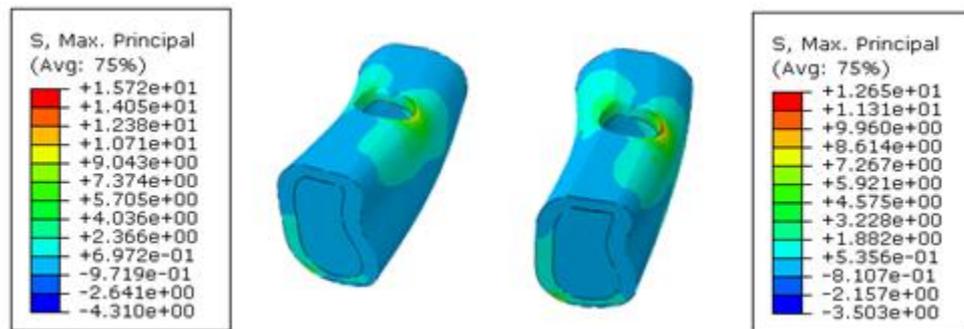


Figure. 11 – Distribution des contraintes maximales principales dans l'os pour les deux modèles restaurés.

Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module de Young est approximativement dix fois plus petit que celui de l'os cortical.

Cette analyse a montré que pour les deux modèles restaurés 1 et 2, les contraintes maximales principales ont été enregistrées dans le cas du chargement couplé dans l'os cortical dans le sens linguo-buccal. La figure 12 met en relief la variation des niveaux de contraintes pour le cas du chargement mixte et accuse nettement l'effet de la forme de l'amalgame.

La diminution de la valeur de la contrainte dans l'os avec le modèle modifié est l'objectif visé par l'introduction de la forme des amalgames à obturer. La réduction de la concentration de la contrainte dans la région de l'os cortical est relative selon le chargement appliqué.

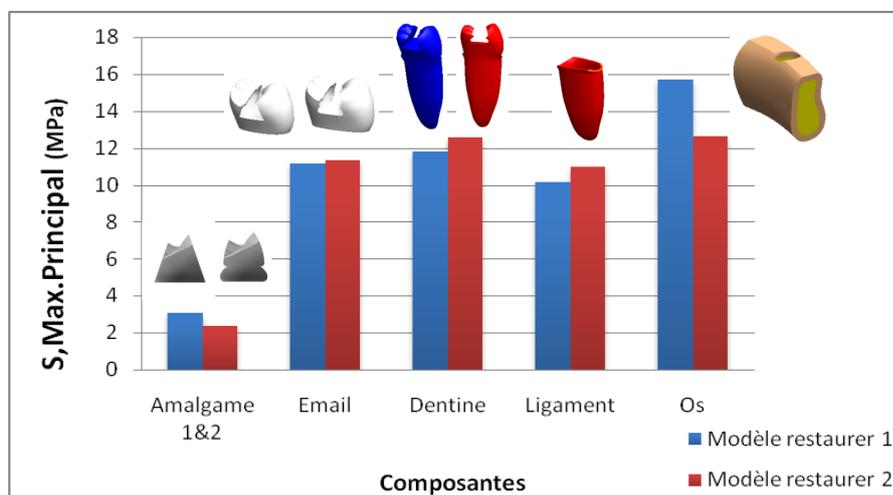


Figure. 12 – Histogrammes des contraintes Max. Principal max pour chaque composante dans les deux modèles sous des chargements mixtes.

7. Discussion

Une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes maximales principales dans le système parodontal sain et réparé constitués de l'amalgame, l'émail, la dentine, du PDL et de l'os maxillaire sous l'effet

des chargements mécaniques mixtes a été effectuée et les résultats ont été résumés en figure13.

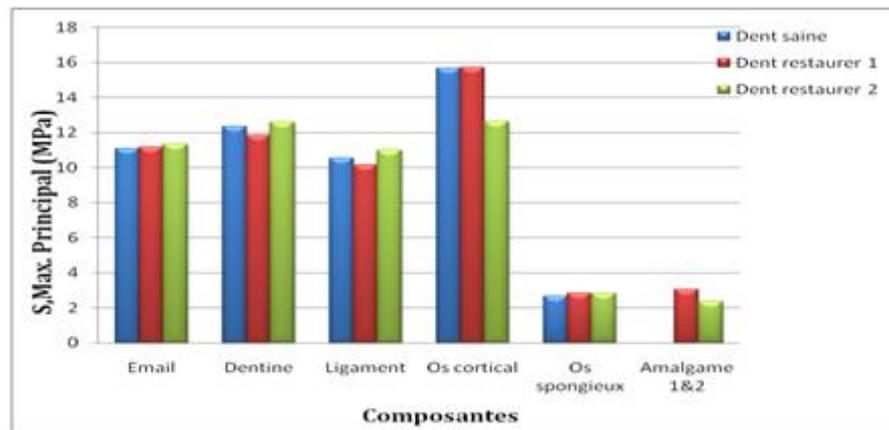


Figure. 13 – Histogrammes des contraintes maximales principales pour chaque composant dans les trois modèles sous des chargements mixtes.

L'analyse biomécanique du système parodontal et des deux systèmes de restauration a fournit des résultats non pas à considérer avec une précision d'exactitude mais à titre comparatif pour obtenir toutes les informations sur la variation des niveaux de contraintes dans chaque composant et principalement l'os mandibulaire. Toutefois, les modèles proposés procurent une solution de réduction du transfert de charge à l'os mandibulaire acceptable et fournissent certaines informations sur la réponse aux chargements de toutes les composantes du système de l'obturation. Cette investigation permet aussi de déduire des indications des endroits où interposer des amalgames pour d'autres géométries de cavités.

L'énergie de la morsure est absorbée par le bol alimentaire pendant la mastication, ainsi que par les dents, ligament parodontal, et de l'os. La conception de la dent est une merveille d'ingénierie dans la mesure où elle est capable d'absorber des énergies importantes que ce soit en statique ou en dynamique (énergies d'impact). Le module d'élasticité de l'émail est supérieur à celui de la dentine et est donc mieux à même d'absorber l'énergie d'impact. L'émail est une substance cassante ayant un module d'élasticité relativement élevé.

Toutefois, même si elle est prise en charge par la dentine avec une capacité significative à se déformer de manière élastique, les dents se rompent rarement sous occlusion normale [19].

Les charges externes concentrées sont réparties sur un grand volume interne de la structure de la dent, et donc les contraintes locales sont plus faibles. Pendant ce processus, une petite quantité de déformation de la dentine peut se produire ce qui entraîne une flexion des dents.

Matériaux dentaires et le matériau de restauration de ce modèle ont été supposés être homogène, isotrope, élastique et fonctionne dans un mode linéaire (loi de Hooke). [20]

Comme assumée par Farah et al. [20] dans étude trop le plancher pulpaire de la préparation de la cavité a été supposé être placé sur la dentine saine et il a en outre supposé que le matériau de restauration ait été fixé à la paroi de la cavité ou en d'autres termes d'avoir une bonne rétention et l'adhésion à la dentine et l'émail. Le fond du modèle a été supposée fixe pour empêcher le corps rigide. [20]

Toutefois, les modèles proposés procurent une solution de réduction du transfert de charge à l'os mandibulaire acceptable et fournissent certaines informations sur la réponse aux chargements de toutes les composantes du système de l'obturation.

8. Conclusion

L'analyse biomécanique du système parodontal et des deux systèmes de restauration a fournit des résultats non pas à considérer avec une précision d'exactitude mais à titre comparatif pour obtenir toutes les informations sur la variation des niveaux de contraintes dans chaque composant et principalement l'os mandibulaire. Toutefois, les modèles proposés procurent une solution de réduction du transfert de charge à l'os mandibulaire acceptable et fournit certaines informations sur la réponse aux chargements de toutes les composantes du système de l'obturation. Cette investigation permet aussi de déduire des indications des endroits où interposer des amalgames pour d'autres géométries des cavités.

Références

1. Borák L.: Biomechanical Study of Disk Implants Part I, Engineering Mechanics, Vol. 17 (2010), No. 1, pp. 49–60, ISSN 1802-1484
2. Marci 'an P.: Biomechanical Study of Disk Implants Part II, Engineering Mechanics, Vol.17 (2010), No. 2, pp. 111–121, ISSN 1802-1484
3. Fontana M.: Defining Dental Caries for 2010 and Beyond, Dental Clinics of North America, Vol.54 (2010), Issue 3, pp. 423–440, ISSN 0011-8532
4. Kitoh M, Suetsugu T, Muakami Y. Mechanical Behaviour of Tooth, Periodontal Membrane, and Mandibular Bone by the Finite Element Method. Bull Tokyo Med Dent Univ 1977; 25: 81-87.
5. Widera GEO, Tesk JA, Privitzer E. Interaction Effects among Cortical Bone, Cancllous Bone, and Periodontal Membrane of Natural Teeth and Implants. J Biomed Mater Res 1976; 7: 613-623.

6. McGuinness JP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *European Journal of Orthodontics* 1991; 13:231-242.
7. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman MG. Over denture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereo lithographic model. *Clin Oral Implant Res* 2001, 12:617-623.
8. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular Implant-Retained Over denture: Finite element Analysis of Two Anchorage Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998, 13: 369-376,
9. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Da Silva Barra LP, De Castro Lemonge AC. Three dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cuneiform-Geometry Implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 1: 18-28.
10. Komatsu K, Viidik A. Changes in the fibre arrangement of the rat incisor periodontal ligament in relation to various loading levels in vitro. *Archs oral Biol* 1996; 41: 147-159.
11. Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2001; 23: 567-72.
12. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38:491-6.
13. Beatty M.W.: Elastic and fracture properties of dental direct filling materials, *Biomaterials*, Vol. 14 (1933), Issue 13, pp. 999-1002, ISSN 0142-9612.
14. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study, *European Journal of Oral Sciences*, 2003; 111: 149-54.
15. Spiekermann H. *Color atlas of dental medicine: implantology*. New York: Thieme; 1995.
16. Abu-Hammad OA, Harrison A, D.Williams. The effect of a hidroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:559-64.
17. Choi BH. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:193-6.
18. Kitoh M, Suetsugu T, Muakami Y. Mechanical Behaviour of Tooth, Periodontal Membrane, and Mandibular Bone by the Finite Element Method. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1977; 25: 81-87.
19. Phillips, Ralph W. *Skinner's Science of Dental Materials* (9th ed). Philadelphia: WB Saunders Company 1991; 57.
20. Farah JW, JM Powers, JB Dennison, RG Craig, J Spencer. Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J Dent Res* 1976; 55(1):115-20.