
Soumis le : 16 Novembre 2014

Forme révisée acceptée le : 15 Mai.2015

Email de l'auteur correspondant :

miloudsifi@yahoo.fr

Nature & Technology

Comportement mécanique de la prothèse dentaire Sous l'effet des efforts masticatoires

M. Sifi¹; A. Merdji¹; F. Benkhenafou²; D. Bennacer³; M. Benaissa³; N. Benseddiq⁴

¹Laboratoire de Mécanique physique des matériaux ; faculté de l'ingénieur Sidi Bel Abbès 22000 Algérie

²Département de Physique, Faculté des Sciences, Université de Tlemcen 13000 Algérie

³Département de Mécanique, Faculté de Technologie, Université de Tlemcen 13000 Algérie

⁴Laboratoire de Mécanique de Lille, Ville UMR 8107, Neuve d'Ascq, U.S.T. Lille 59650 France

Abstract

The present work aims to study according to the main criteria of dental implant using three-dimensional numerical analysis by finite element method, the effect of masticatory efforts and distribution of the Von Mises equivalent stress generated in the bone and the elements that constitute dental prosthesis. We prove that this level is higher on the bone-implant contour contact.

This work was carried out in an attempt to answer some questions, particularly those regarding the localization and risk quantification in and around the implant unit.

The system under study is composed of five parts: feldspar ceramic crown, the abutment and titanium alloy implant, jaw composed of cancellous and cortical bone. the latter is subjected to a mechanical load simulating the operation of the tooth in the three directions: coronal apical, distomesial and buccolingual.

The materials used are biomaterials, they are meant to be in contact with biological systems. The modeling of the dental implant and the different components is ensured by the SolidWorks software.

We studied the static mechanical behavior of the implant using the finite element method through software numerical analysis Abaqus.

keywords: Dental Implant; Mechanical Behavior; Modeling; Finite Element.

Résumé :

Le présent travail se propose d'étudier d'après les principaux critères (biocompatibilité et la nature du matériau implanté ; forme de l'implant ; nature du lit osseux receveur ; qualité de la technique chirurgicale employée ; conditions biomécaniques de mise en charge ; et surtout l'état de surface de l'implant proposé) d'une implantologie dentaire à l'aide d'une analyse numérique tridimensionnelle, par la méthode des éléments finis, l'effet des efforts masticatoires et la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises engendrée dans l'os et les éléments qui constituent une prothèse dentaire. Nous montrons que ce niveau est plus important sur le contact du contour os-implant. Ce travail a été réalisé pour tenter de répondre à certaines interrogations, notamment celles concernant la localisation ainsi que la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire.

le système étudié est composé de cinq pièces : la couronne en céramique feldspathique, le pilier et l'implant en alliage de titane, la mâchoire composée de l'os spongieux et l'os cortical. Ce dernier est soumis à un chargement mécanique simulant le fonctionnement de la dent selon les trois directions : coronale-apicale, disto-mésiale et bucco-linguale.

Les matériaux utilisés sont des biomatériaux, ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques. La modélisation de l'implant dentaire et les différents composants est faite en utilisant le logiciel Solidworks.

Nous avons étudié le comportement mécanique statique de l'implant en utilisant la méthode des éléments finis en moyennant le logiciel d'analyse numérique Abaqus.

Mots-clefs : Implant Dentaire; Comportement Mécanique; Modélisation; Eléments Finis.

1 Introduction

L'implantologie fondée sur l'ostéointégration d'implants endo-osseux enfouis ou non-enfouis, constitue désormais une donnée avérée de la science.

les progrès en implantologie dentaire ont également connu un essor important ces trois dernières décennies. Contrairement aux techniques classiques comme les bridges qui consistent à prendre appui sur les dents saines voisines, l'implant est directement fixé dans l'os de la mâchoire. L'avantage est double puisque les dents saines alentour ne sont pas affectées et l'os de la mâchoire, subissant les contraintes de mastication via l'implant, ne se résorbe pas.

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Plusieurs questions se posent encore d'un point de vue scientifique, sur la nature du comportement immédiat et l'évolution de l'interface os-implant lorsqu'un implant est mis en charge sous une prothèse fixée ou amovible. Nous avons voulu à travers ce travail de tenter de répondre à certaines de ces questions, notamment celles concernant :

- La localisation et la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire.
- L'influence des efforts masticatoires sur la prothèse dentaire et son environnement.

Devant les avantages et la fiabilité des études biomécaniques par éléments finis, nous avons analysé les divers objectifs cités ci-dessus grâce à la conception d'un modèle de prothèse dentaire, tout en portant une attention particulière au maillage, à la modélisation et au comportement des différents matériaux.

C'est à partir des années 60 que l'implantologie acquit ses lettres de noblesse, grâce aux travaux d'une équipe Suédoise coordonnée par le Professeur Brånemark et d'une équipe Suisse dirigée par le Professeur Schroeder qui mirent au point la technique des implants ostéo-intégrés dont toutes les firmes mondiales s'inspirent actuellement. Leurs travaux furent publiés dans les années 70 et sont à l'origine du renouveau de l'implantologie. Depuis lors, plusieurs centaines de milliers d'implants ont été posés avec succès dans le monde [1]. Le succès est obtenu d'une part avec des investigations radiologiques très précises (scanner) et d'autre part grâce à l'application d'une méthode rigoureuse. Dans la littérature, plusieurs chercheurs se sont penchés sur la modélisation du comportement statique, dynamique et en fatigue de plusieurs types de prothèses dentaires et implants. Parmi les publications et les travaux les plus récents nous citons Travaux d'OğuzKayabaş [2] ont fait une étude sur le comportement dynamique d'un implant dentaire.

Merdji et coll. ont analysé la distribution et le niveau des contraintes induites, dans les éléments constituant la prothèse dentaire soumis à un chargement statique [3].

W.Winter et al [4] ont étudié le comportement mécanique de l'unité implantaire pendant la phase de cicatrisation de l'implant et l'analyse du chargement immédiat pendant les premières semaines d'ostéointégration.

En 2006 Li J. et [5] ont fait une étude sur le comportement mécanique de l'implant, utilisant un modèle mathématique pour simuler la modélisation de l'os par éléments finis.

En 2006 également Arturo N. Natali et al [6] ont étudié et évalué des contraintes pour une prothèse dentaire constituée de deux implants dentaires utilisant la modélisation par éléments finis.

Djebar et al [7] ont montré que la distribution des contraintes engendrée dans l'os soumis à un chargement statique variant le long de cet élément.

Merdji et al [8] ont montré que l'introduction d'un matériau élastomère permet la relaxation des contraintes dans l'os.

Hong Guana et al [9-10] ont appliqué une modélisation et simulation dynamique de processus d'insertion de l'implant avec la méthode des éléments finis.

Ce travail consiste donc à analyser et optimiser l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os et les éléments de la prothèse dentaire.

2 Modélisation de la prothèse dentaire

Les modèles choisis sont des implants dentaires situés dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire [11]. Dans cette étude, L'os trabéculaire (spongieux) a été modélisé comme étant une structure pleine de 25 mm de hauteur et 20 mm de largeur fondu dans une couche de 2 mm d'os cortical. Une vis (ou implant) en alliage de titane de 4 mm de diamètre et 10 mm de long enfoncée dans la mâchoire, reçoit un abutment du même matériau et de 8 mm de hauteur.

Sur les Figures 1 et 2 sont représentées les éléments constituant la structure dentaire utilisée dans l'implantologie.

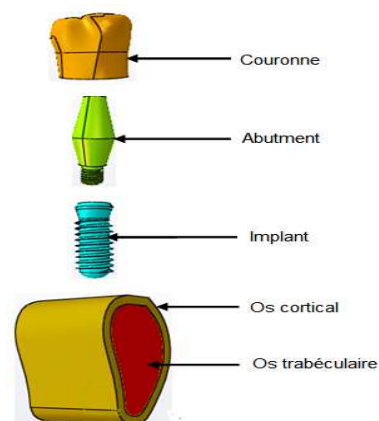


FIG. 1 : éléments de la structure dentaire

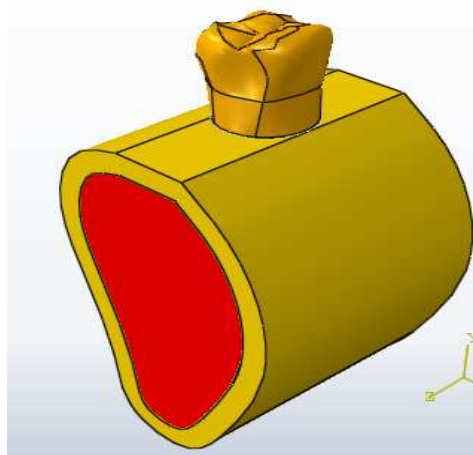


FIG. 2 : Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire et ces composants

3 Maillage

Le logiciel ABAQUS dispose d'un puissant maillage automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté. Pour analyser le comportement mécanique de la prothèse dentaire ; nous avons utilisé des éléments tétraédriques, type C3D4 (voir tableau 01), conforme aux surfaces paramétriques définies :

Tableau 01 : Différents types d'éléments utilisés pour le maillage des composants de la structure dentaire.

Type de Maillage	Type des éléments	Nombre des Nœuds	Nombre des éléments
Linéaire tétraédrique	C3D4	48196	239768

La Figure 3 représente le maillage de la prothèse dentaire.

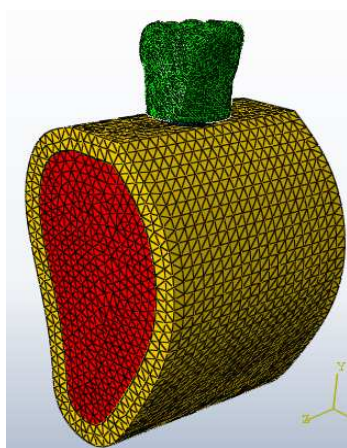


FIG. 3 Maillage global de la prothèse dentaire assemblée.

4 Matériaux utilisés

L'ensemble est composé de cinq pièces : la couronne en céramique feldspathique, le pilier et l'implant en alliage de titane, La mâchoire est constituée de l'os spongieux entouré de l'os cortical. L'os cortical, parfois appelé os compact, constitue la paroi externe des os. Il est formé d'une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, reliées entre elles par des lamelles interstitielles issues des restes d'ostéons antérieurs. De cet ensemble résulte une structure compacte, hétérogène et anisotrope.

Os spongieux ou l'os trabéculaire : L'os spongieux est le composant interne des corps vertébraux, des épiphyses des os longs, ou encore des os plats et des os courts. Il est constitué de travées, dans différentes directions, qui forment une structure alvéolaire.

Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont regroupées sur le tableau 02 ci-après:

Tableau 02 : Propriétés des matériaux utilisés [2]

Matériaux	Module de young (MPa)	Coefficient de poisson
Ti-6Al-4V	110000	0.3
Os cortical	13700	0.3
Os spongieux	1370	0.32

5 Analyse statique

5.1 Effets du chargement

Nous présentons dans ce qui suit les résultats de l'analyse statique en vue de faire une première validation sur le comportement mécanique pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour chaque élément constitutif.

Les forces occlusales s'appliquent chaque fois qu'il existe des contacts dento-dentaires. Ces contacts se produisent lors de la mastication déglutition durant un temps assez court. Ces forces occlusales dépendent de la force musculaire du patient, de l'équilibre occlusal, de la situation des dents et de leurs états parodontaux et des habitudes alimentaires [12]. Les efforts de mastication varient d'une personne à une autre. En se basant sur les travaux d'Oguz [2], les grandeurs de force, ainsi que le point d'application, ont été choisies de la façon suivante : Le chargement de l'implant (à trois dimensions), avec des charges de 4MPa, 6MPa, et 15MPa, respectivement dans les directions linguales, mesio-distale et axiales.

Pour faciliter la visualisation, chaque structure a été isolée du reste du modèle. Les contraintes apparaissent sous forme de plages colorées d'isocontraintes moyennes ; les couleurs chaudes (rouge, orange, jaune) représentent les plus fortes intensités alors que les couleurs froides (vert et bleu) représentent les intensités plus faibles. La visualisation de ces plages met en évidence les zones de contraintes, des plus au moins intenses. La figure 4

permet de visualiser la distribution des contraintes induite dans la structure dentaire.

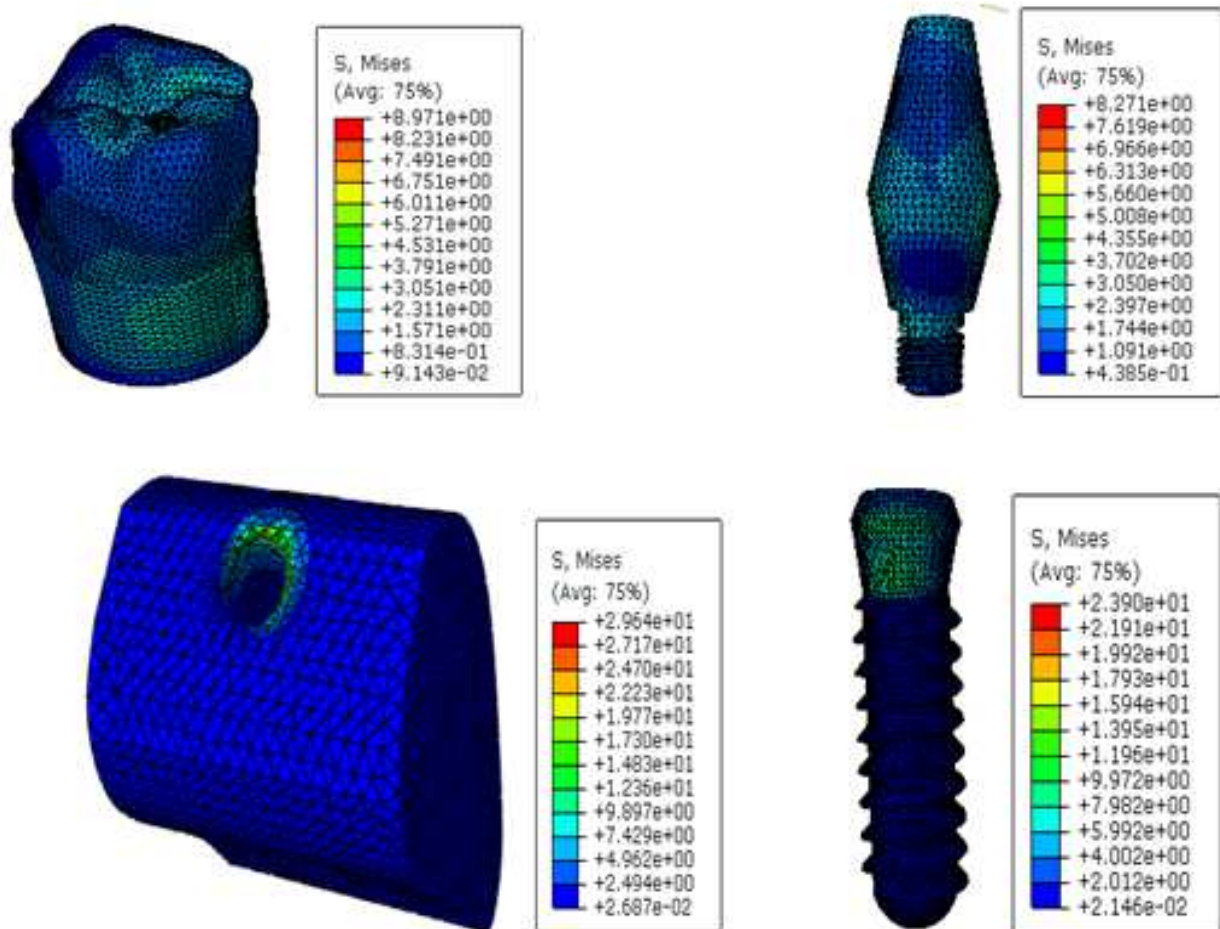


FIG. 4 : Niveau de la contrainte induite dans la structure dentaire

6 Discussion

Les constatations générales que l'on peut faire, concernant le comportement mécanique de l'os sont les suivantes : le développement des forces masticatoires très intenses constitue un risque de fragilisation de l'os, autrement dit, les efforts de mastication des aliments fragilisent la zone de l'os. Ce risque est d'autant plus élevé que ces efforts sont importants, l'os l'élément le plus faible de la structure dentaire, est fortement mécaniquement sollicité dans sa partie supérieure, partie en contact avec l'implant dans les autres zones de ce constituant vivant les contraintes sont d'un niveau bas.

Les résultats de cette étude ont indiquées que les contraintes maximales se sont produites toujours aux débuts de contact sur le contour os-implant ceci est probablement du au lieu rigide entre l'implant et l'os. Le module d'élasticité de l'os cortical est plus élevé que celui de l'os spongieux, c'est pourquoi l'os cortical est plus résistant à la déformation. Ces résultats illustrent bien notre rapprochement avec le comportement réel de l'ensemble d'une prothèse dentaire en activité à l'intérieur de la bouche. Les résultats obtenus par le modèle sont en accord avec les observations issues des études in vitro ou des résultats cliniques.

7 Conclusion

Dans la limite de cette étude les conclusions suivantes ont été triées

8 Références

- [1] Branemark PI. "osseointegrated implants in the treatment of the edentulous" Jaw experience from a 10 year period scand J Plast (1969-1977), reconstrsurg16;130,32
- [2] OğuzKayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanlı, "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, Advances" in Engineering Software.37, 649–658 (2006).
- [3] A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, B. Serier, B.Ould Chikh, Z.O." Feng Stress analysis in dental prosthesis, Computational Materials Science" 49,126–133, (2010).
- [4] W. Winter, S.M. Heckmann, H.P. Weber "Journal of Biomechanics" 37, 1861–1867(2004).
- [5] Li J, et al." A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus", Dental Mater (2006).
- [6] Arturo N. Natali et al "évaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi implant prosthesis" ,Centre of Mechanics of Biological Materials, University of Padova, Italy Dental Materials 22,388–395 (2006).
- [7] N. Djebbar." Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier", Materials and Design32;282-290,(2011).

1. Les contraintes maximales sont localisées sur le contact du contour os-implant.
2. La distribution des contraintes équivalente n'est pas homogène, elles varient le long de l'os de sa partie supérieure vers sa partie inférieure.
3. Les zones de contact avec l'implant sont le siège de forte contrainte.

Le niveau des contraintes induites dans l'os dépend de la nature du chargement. Le risque de fragilisation est d'autant plus élevé que les efforts masticatoires sont plus importants. De ce fait, l'implant doit être conçu et étudié avant qu'il soit mis en application sur le patient.

Les résultats de cette étude nous permettent d'affirmer la validité et la compatibilité du modèle de prothèse conçue ainsi que la procédure de modélisation abordée, ce qui est conforme avec les objectifs de départ. Ceci nous permettra également de valider et d'affiner notre modèle numérique car en effet, seuls les essais cliniques constituent des preuves reconnues unanimement par la communauté scientifique.

Le processus de mastication induit des contraintes de Von Mises le long de l'interface os-implant ce qui conduit à proposer un nouveau modèle d'implant pour tenter de minimiser ces contraintes, basée sur l'étude approfondie et une analyse efficace par la méthode des éléments finis, conduisant non seulement à une géométrie spécifique mais aussi à une qualité de maillage maîtrisée, notamment dans les régions d'intérêt.

- [8] T. Achour, A. Merdji, B. BachirBouiadjra, B. Serier, N. Djebbar." Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier", Materials and Design32;282-290(2011).
- [9] Hong Guana, Rudi C. van Staden, Newell W. Johnsonb, Yew-ChayLoo, "Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process, finite element study", article in press, (2011).
- [10] Ting W, Wenhe L, Ning D, Chunbo T. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. Int J Biomech 43:1941–1946(2010).
- [11] Giovanni S, Alberto T. Extent and location of bone loss at dental implants in patients with peri-implantitis. Int J Biomech 44:267–2(2011).
- [12] Andréa B. Motta, Luiz C. Pereira and Andréia R.C.C. Da Cu, Finite Element Analysis in 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth, in proc ABAQUS Users' Conference, p.329-343, (2006).