

# Modélisation numérique du comportement mécanique des prothèses dentaires sous l'effet des différents types des chargements

Sadek Gouasmi <sup>\*,1,2,</sup> Sidali Chehri <sup>1</sup>, Mohamed Mokhtari <sup>2,</sup> Ahmed Guessab <sup>2,</sup> Habib Benzaama <sup>3</sup>.

**1** : Département de Génie Mécanique, Ecole Nationale Polytechnique, Maurice Audin Oran 31000 Algérie

**2** : Laboratoire de recherche en technologie de fabrication Mécanique (LaRTFM) ENPO M.A BP 1523 EL M'Naouar Oran, 31000 - Algérie

**3** : Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux *Ecole Nationale Polytechnique, Maurice Audin Oran 31000 Algérie - Algérie*

*Email : gouasmi\_sadek@yahoo.fr*

*Email : sidali.chehri@gmail.com*

## Résumé :

Cette analyse tridimensionnelle s'intéresse à une comparaison par la méthode des éléments finis du comportement biomécanique de l'os mandibulaire pour le cas d'un chargement biomécanique total sur deux prothèses et celui d'un seul chargement sur une seule prothèse, les prothèses dentaires sont fixés par des implants dentaires. L'étude consiste à analyser et observer l'intensité des contraintes biomécaniques induites dans l'os mandibulaire (l'os cortical et l'os spongieux) et dans les éléments des prothèses (abutements, implants, couronnes) sous l'effet des efforts masticatoires. Les modèles 3D étudiés sont soumis à un chargement selon les trois directions dans l'espace (corrono-apical, disto-médial, buco-lingual).

**Mots clefs :** Biomécanique; os; Implants ; dentaire Eléments finis.

## 1 Introduction

Les soins et la réparation des pertes dentaires, partielles ou totales font appel à de nombreuses techniques, qui répondent à un certain nombre d'exigences biologiques et biomécaniques, et aboutissent à la mise en œuvre des protocoles cliniques précis. L'implantologie dentaire a également connu un succès important ces derniers temps. 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 mandibulaire ou le maxillaire supérieur. L'avantage est double puisque les dents saines aux alentours ne sont pas affectées et l'os subissant les contraintes biomécaniques de mastication via l'implant, ne se résorbent pas. Les premières tentatives de pose d'implants dentaires ont eu lieu vers les années 50 ( Golbert et Dahl [1]), avec des implants en forme de lames, grilles ou aiguilles. A partir des années soixante, le suédois P.I Branemark [2,3], chirurgien orthopédiste, et biologiste, lors de ces travaux sur la microcirculation dans l'os a décrit l'ostéointégration, d'où le début de l'implantologie moderne, avec l'utilisation d'implants en titane. Au cours de ses expériences sur l'os de lapin, Il s'est rendu compte que le titane s'intégrait parfaitement à l'os. Suite au succès de ses études expérimentales à long terme sur l'ancrage dans l'os des implants en titane et sur leur réaction vis-à-vis des tissus mous. Aujourd'hui l'implantologie orale vise un objectif esthétique et fonctionnel. Différents protocoles opératoires se sont développés, plus simples les uns que les autres, et qui privilégient le confort du patient.

La connaissance du comportement biomécanique des implants dentaires permet d'établir certains principes et directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires. Plusieurs travaux scientifiques ont été consacrés à l'analyse et à la modélisation numérique du comportement biomécanique des implants dentaires, os mandibulaire et dents. I.Ichim et al [4], ont prédit par la modélisation numériquement la rigidité de l'os mandibulaire, l'effet d'inter-distance implants dentaires, a été analysé et étudié. Baris S et al [5]. O Kayabasi et al [6], ont étudié par la méthode des éléments finis le comportement biomécanique d'une prothèse dentaire sous chargements statique et dynamique. Liang Kong et [7,8] ont optimisé les grandeurs géométriques de l'implant dentaire pour un comportement biomécanique optimal. A S Bonnet et al[9] ont modélisé numériquement le comportement biomécanique d'une prothèse amovible complète supra-implantaire. S Gouasmi et Al[25] ont Comparés par la méthode des éléments finis du comportement biomécanique des implants dentaires et celui des dents naturels. S Chehri [26] a étudié numérique le comportement biomécanique des dents naturelles par la méthode des éléments finis . K Bouzouina et Al [27] ont Comparés comportement biomécanique des prothèses dentaires fixés par des implants dentaires et celui d'un bridge dentaire.

Notre investigation porte sur la conception et la modélisation numérique du comportement biomécanique des implants dentaires au voisinage des tissus biologiques (os mandibulaire). En effet, elle permet d'analyser par la méthode des éléments finis le niveau des contraintes induites dans l'os mandibulaire et les composantes d'une prothèse dentaire, dans deux cas de figures, lorsque le chargement biomécanique est partielle et celui d'un chargement totale sur les deux prothèses. Cette démarche a pour objectif de fournir une aide aux praticiens du domaine médical ainsi qu'aux concepteurs des prothèses dentaire, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes biomécaniques, entre l'os et l'implant.

## 2 Modèles géométriques

Dans cette étude, on a fait une étude d'un modèle naturel d'une partie de mandibule humain avec prothèses dentaires, deux implants portants deux couronnes remplacent la deuxième molaire et une couronne remplace la prémolaire, la prothèse est principalement constituée de quatre composantes (Implant, Abutement, Couronne, Framework), nous avons choisi les implants dentaires de la marque Straumann figure 1.

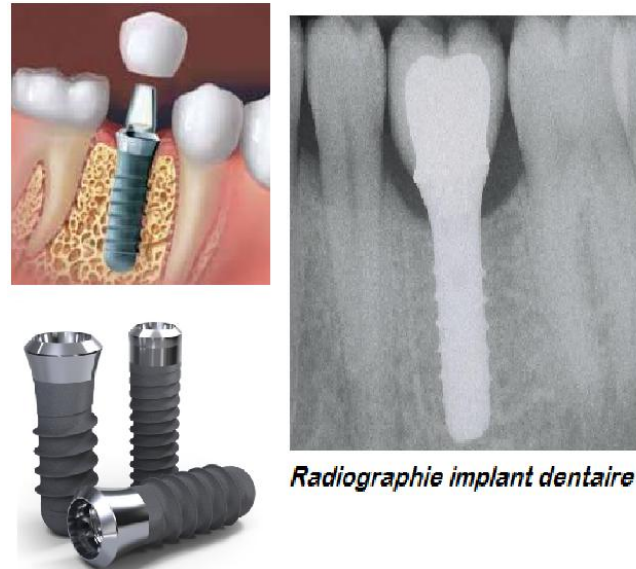


Figure 1 :Structure d'implant dentaire Straumann [28].

### 2.1 L'os mandibulaire et les dents

Le modèle original en STL 3D d'une mandibulaire avec dents a été conçu et modifié en utilisant le logiciel SolidWorks figure 2, afin de générer le modèle 3D final de l'os mandibulaire et des dents. L'os mandibulaire a été modelé comme noyau de l'os spongieux entouré par une couche de l'os corticale d'épaisseur d'environ 2mm figure 3. Nous avons modéliser juste une partie de la mandibule avec deux implant figure 3.

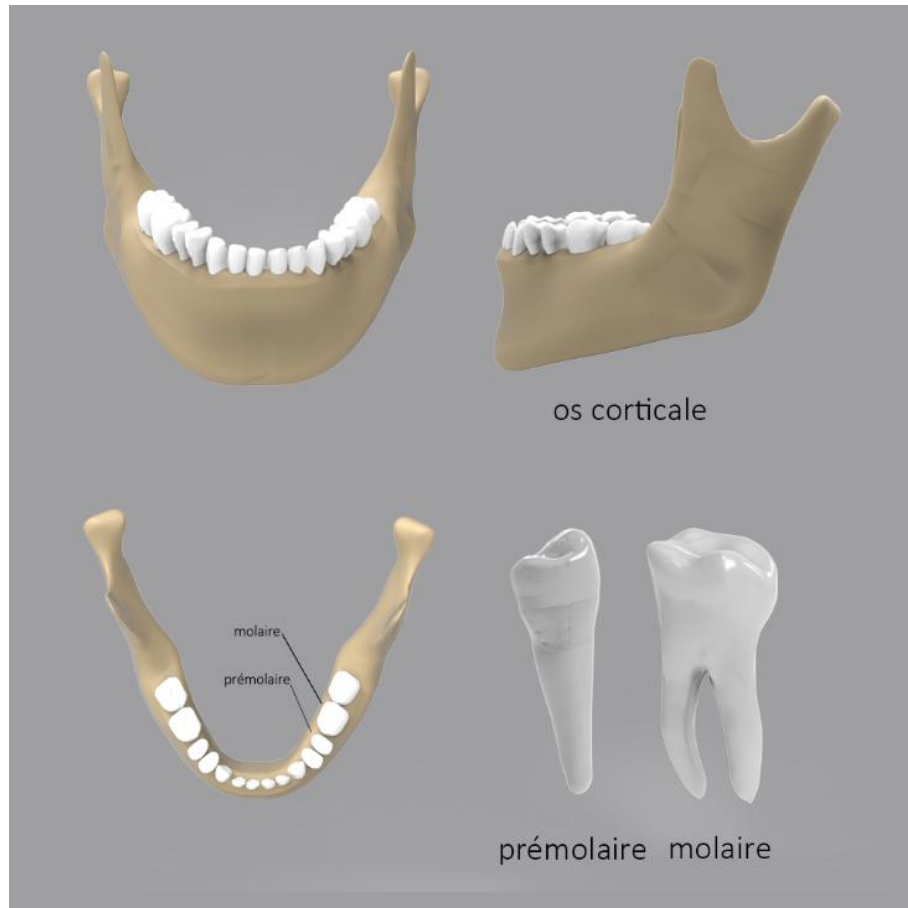


Figure 2 :Model géométrique de l'os mandibulaire et les dents

## 2.2 Prothèses dentaires

Les systèmes prothèses dentaires sont composés par des implants, des abutements et des couronnes ont été conçus par le logiciel SolidWorks. Les modèles des couronnes ont été réalisés avec les mêmes formes des dents naturelles tout on gardant les inclinaisons des prothèses dans la direction bucco-linguale, comme montré dans la figure 3.

Les modèles complets ont été réunis en utilisant SolidWorks, puis exportés vers le programme ABAQUS [23] pour l'analyse et la modélisation.

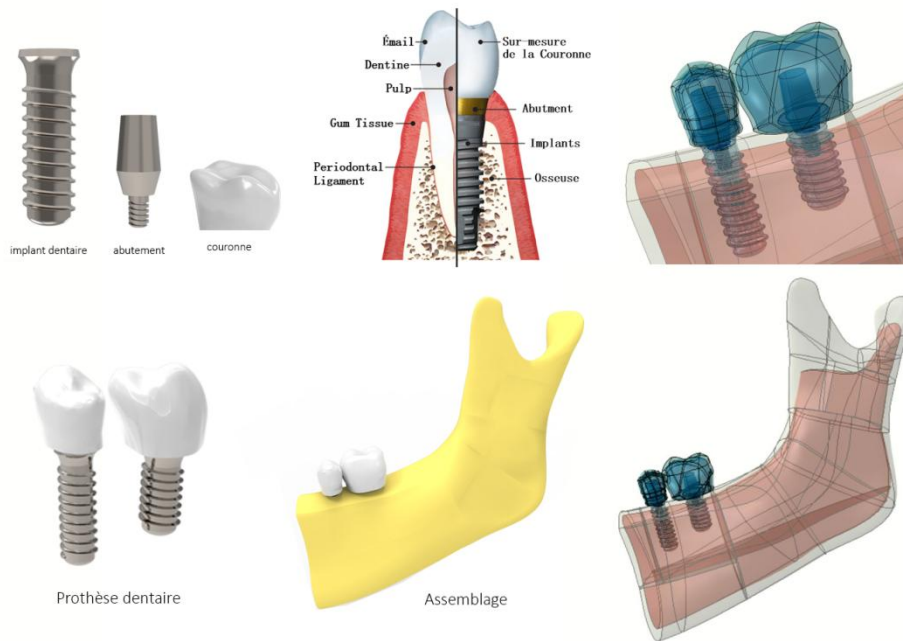


Figure 3 :Model géométrique de l'os mandibulaire et les systèmes prothèses dentaires

### 2.3 Modèles d'éléments finis

Le maillage des modèles est complexe et se compose d'éléments linéaires tétraédres à quatre nœuds. Ce type d'élément est adaptable aux géométries et à la topographie des surfaces complexes comme notre cas d'étude. Il est nécessaire de mailler les zones d'élaboration en petits éléments les interfaces d'interaction os-implant, implan-abutement et abutement-couronne figure 4 afin d'assurer une précision optimale dans les calculs [10]. Par conséquent, les interfaces implants-os devront être maillées avec des éléments de plus en plus de grande taille lorsqu' on éloigne des interfaces figure 4. Le nombre élément de chaque composant est donner dans le tableau 1.

Tableau 1:Le nombre éléments de chaque composant du modèle numérique

| Composant       | Nombre d'éléments |            | Total  |
|-----------------|-------------------|------------|--------|
|                 | Molaire           | Prémolaire |        |
| Couronnes       | 59460             | 33130      | 92590  |
| Abutments       | 12680             | 11798      | 24478  |
| Implants        | 33759             | 36464      | 70223  |
| Os mandibulaire | 610295            |            | 610295 |
|                 |                   |            | 797586 |



Pour notre modèle, les trois zones de contacts muscles élévateurs-Os mandibulaire ont été fixées (masséters, ptérygoïdiens interne, condyle l'articulation tompro-mandibulaire) et les dents sont chargés par des contraintes suivant les trois axes de l'espace. Cependant, la participation du ptérygoïdien latéral à l'élévation de la mandibule reste à confirmer[14].

En général, la mastication engendre un chargement dynamique, mais dans une grande partie des travaux de recherche consultés, le chargement est considéré quasi-statique au lieu de chargement cyclique dynamique dirigée à l'angle occlusal, ces dernières produites dans l'os mandibulaire pendant la mastication de la nourriture[15]. Afin de définir les conditions aux limites, trois charges ont été prises dans les directions : X, Y, Z constituant le repère global de l'espace.

Si on considère la mastication réelle, on peut identifier les conditions aux limites comme suit:

- Les conditions aux limites statiques sont définis par la fixation des zones de contactes muscles-os mandibulaire et la condyle en restreignant les déplacements et les rotations suivant les trois axes du repère global ( $U_1=U_2=U_3=UR_1=UR_2=UR_3= 0$ ) et pour la section transversale (A) de la mandibule tous les rotations sont nulles sauf les déplacements ( $UR_1=UR_2=UR_3= 0$ ) figure 6.b.

- Un chargement quasi-statique suivant les trois directions de l'espace figure 5.a, les charges appliquées sont illustrées dans le tableau 2. Ces conditions ne sont pas réelles mais ont été prises le plus proche possible de la réalité.

Tableau 2 :Chargement mécanique appliqué sur les dents et les prothèses dentaires [26].

| Dents      | Chargeappliqué sur les dents (MPa) |                  |                  |
|------------|------------------------------------|------------------|------------------|
|            | corono-apical (Z)                  | linguo-buccal(X) | disto-mesial (Y) |
| Molaire 2  | -8                                 | 3                | -3               |
| Prémolaire | -8                                 | 3                | -3               |

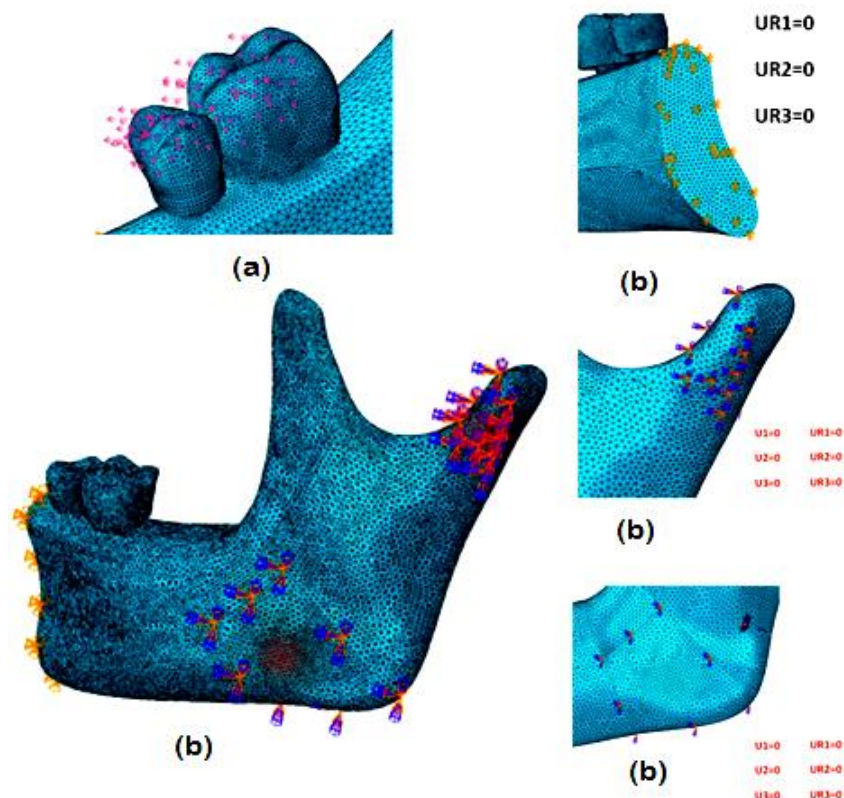


Figure 6 :Conditions aux limites et chargements.

## 2.5 Propriétés des matériaux

Les propriétés mécaniques des matériaux de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire de la présente étude, sont résumées dans le tableau 3 La loi de Hooke-Lamé décrit le comportement élastique avec deux paramètres nécessaire pour décrire un tel matériau :

Le module d'élasticité et le coefficient de poisson de cette analyse s'applique aux matériaux en comportement mécanique linéaire. Rees et al [3] donnent un aperçu des modules d'élasticité et le coefficient de poisson rapportés dans la littérature. Dans cette étude, on a pris comme hypothèse que les matériaux de cette structure tridimensionnelle ont un comportement purement élastique.



On considère que tous les constituants des modèles sont des matériaux homogènes et isotropes dont les propriétés mécaniques sont regroupées dans le tableau 3.

Tableau 3: Propriétés mécaniques des constituants des modèles.

| Nature          | Matériau       | Module de Young (GPa) | Coefficient de | Poisson |
|-----------------|----------------|-----------------------|----------------|---------|
| Couronne        | céramique      | 80                    | 0.3            | [16]    |
| Framework       | Alliage Co-Cr  | 200                   | 0.3            | [17]    |
| Abutment        | Alliage Titane | 110                   | 0.3            | [18,19] |
| Implant         | AlliageTitane  | 110                   | 0.3            | [18,19] |
| Dents           | Os dentaire    | 20                    | 0.3            | [20]    |
| Os mandibulaire | Os cortical    | 14                    | 0.3            | [21]    |
|                 | Os spongieux   | 1.3                   | 0.3            | [22]    |

### 3 Analyse et Résultats.

La méthode des éléments finis nous a permis de visualiser la distribution des contraintes de Von Mises induites dans les constituants du modèle 3D. Les résultats obtenus montrent un niveau de contraintes plus élevé dans le cas où le chargement mécanique est sur les deux prothèses par rapport au chargement sur une seule prothèse. Les distributions des contraintes pour chacun des composants des deux modèles ont été étudiées.

#### 3.1 Contraintes générées dans les model dans le cas du chargement totale :

##### 3.1.1 Contraintes générées dans l'os cortical

La figure 7 illustre le contour des contraintes, les seuils les plus élevés des contraintes ont été principalement enregistrés dans les régions des cols des implants.

Les résultats montrent clairement que les contraintes sont maximales au niveau des régions des contacts cols implants-mandibule, elle sont de l'ordre de 151.0 MPa, cette concentration est dû principalement à la réaction de la mandibule aux efforts appliqués sur les prothèse, les champs de contraintes sont plus importants au niveau des régions cervicales à la marge du col dans la couche corticale où les implants sont en contact avec l'os cortical du fait de la rigidité

du matériau de l'implant, la région de la molaire présente un seuil de contraintes d'environ 151.0 MPa.

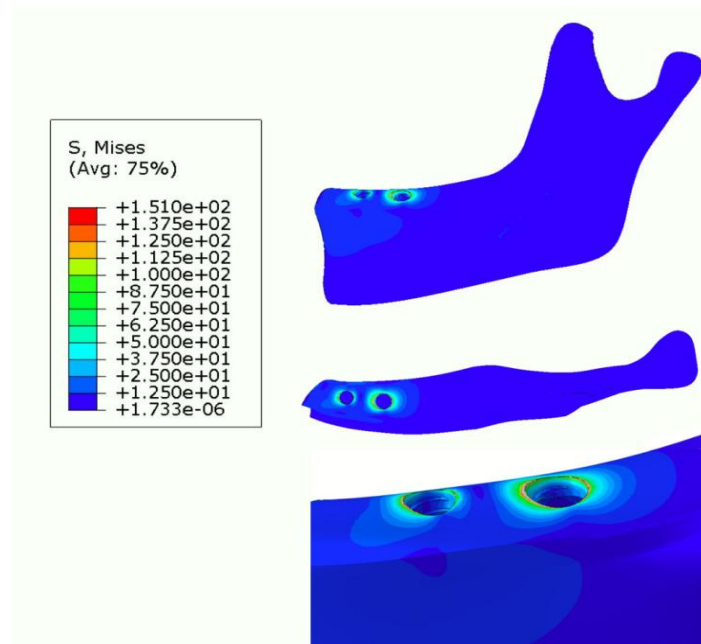


Figure 7 : Distribution des contraintes dans l'os cortical

### 3.1.2 Contraintes générées dans l'os spongieux

L'intensité des contraintes dans l'os spongieux est relativement minimale, nous constatons que les valeurs de ces contraintes sont très faibles dans l'os spongieux que celles dans l'os cortical. Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module d'Young est approximativement dix fois plus petit que celui de l'os cortical.

La figure 8 représente les champs de contraintes dans l'os spongieux. On note une contrainte biomécanique maximale transférée à l'os spongieux au voisinage de la prothèse qui remplace la molaire de l'ordre 46.77 MPa, tandis que pour la région de la prothèse qui remplace la prémolaire, elle est minimale de l'ordre de 18.48 MPa, Ceci est principalement dû au fait de l'emplacement des implants dans la structure et l'intensité du chargement appliqué sur les couronnes.

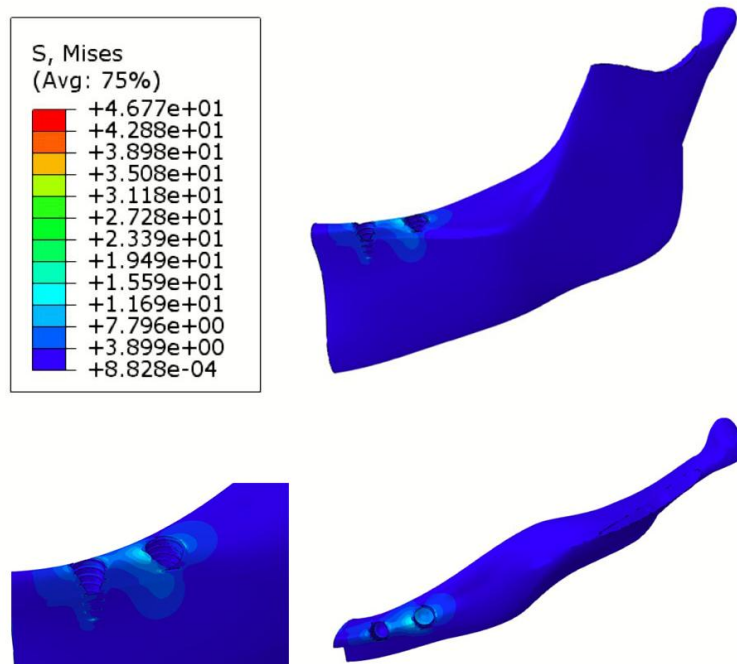


Figure 8: Distribution des contraintes dans l'os spongieux

### 3.1.3 Contraintes générées dans les prothèses

#### a) Les couronnes

Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis sont illustrés dans la figure 9.a . Cette dernière illustre le contour des contraintes dans les couronnes. Le maximum de contraintes de Von Mises est localisé dans la surface inférieure latérales de la couronne prémolaire de l'ordre de 24.7 MPa et une distribution homogène du champs des contraintes sur la surface occlusales supérieures des deux couronnes de l'ordre de 8 MPa, ces contraintes ont tendance à diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions.

Globalement, les concentrations des contraintes dans les Frameworks se situent au niveau des surfaces de contact aigües. Les parties internes et inférieures des Frameworks en contact avec les abutements et implants présentent des zones de concentration des contraintes élevées comme le montre la figure 9.b. Ces contraintes sont maximales pour le Framework de la prothèse qui remplace la molaire, on déduit un seuil de 116.5 MPa (figure 9.b).

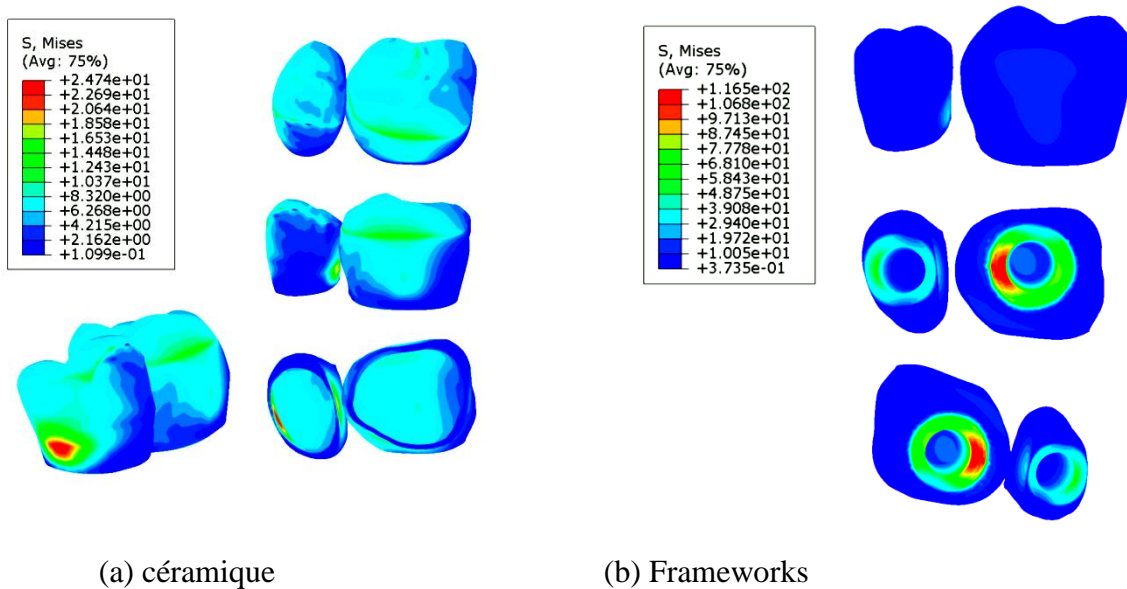


Figure 9 :Distribution des contraintes dans les couronnes

## b) Les systèmes implants-abutements

La figure 10.a représente la distribution des contraintes de Von Mises au sein des abutements, le maximum de ces contraintes est concentré dans les surfaces de connexion de ces composants avec les implants. Nos résultats montrent que pour les deux abutements, le maximum de ces contraintes a été généré dans le côté buccal. On remarque aussi que le deuxième abutement (molaire) supporte une contrainte maximale de 140MPa (figure 10.a).

On remarque le même comportement biomécanique pour le deuxième implant (molaire) (figure 10.b), en général, les contraintes sont plus élevées dans la région du col de l'implant en contact avec la région cervicale de l'os cortical. Toutefois, elles sont quantitativement plus élevées dans l'os que dans l'implant. Les résultats obtenus montrent des concentrations très élevées au niveau des cols d'implants (figure 10.b) précisément à l'implant de la molaire avec un seuil de 135MPa.

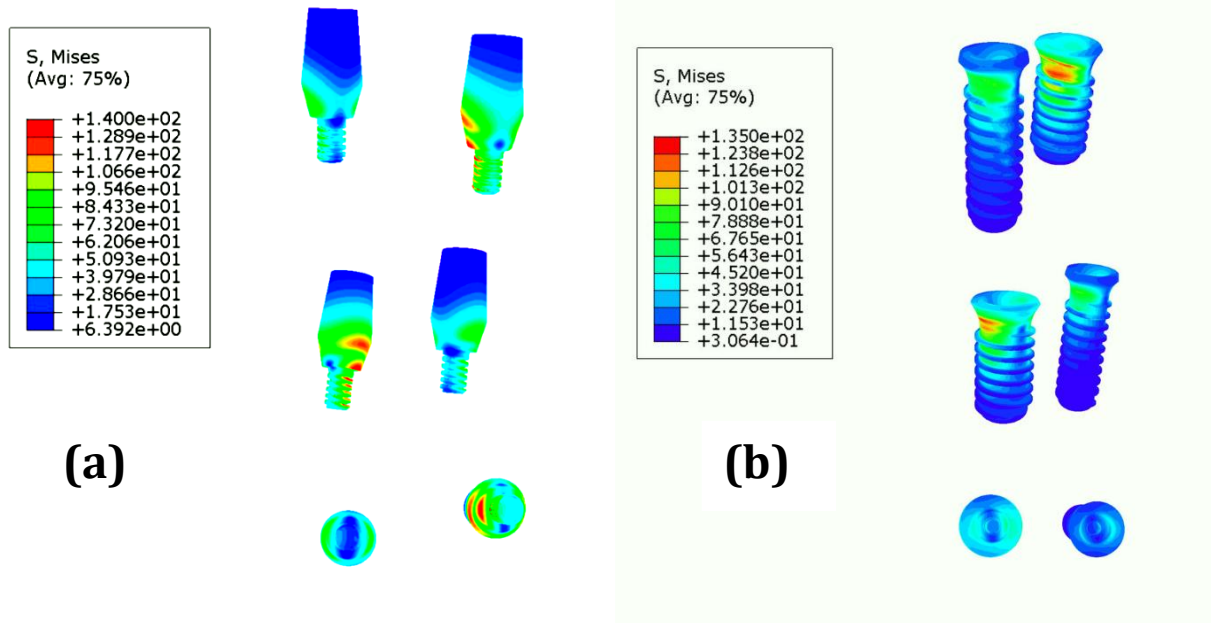


Figure 10 :Distribution des contraintes dans les systèmes implants-abutements

### 3.1.4 Contraintes générées dans chaque composant

La figure 11 illustre les différents seuils des contraintes biomécaniques enregistrées pour chaque composant du modèle géométrique. On remarque que le maximum est enregistré dans l' Abutement ( pilier ), la composante de la prothèse la plus sollicitée mécaniquement par contre l'os cortical présente un maximum de contrainte de l'ordre 151 MPa selon les conditions aux limites imposées reste à vérifier s' il résiste à l'endommagement osseuses.

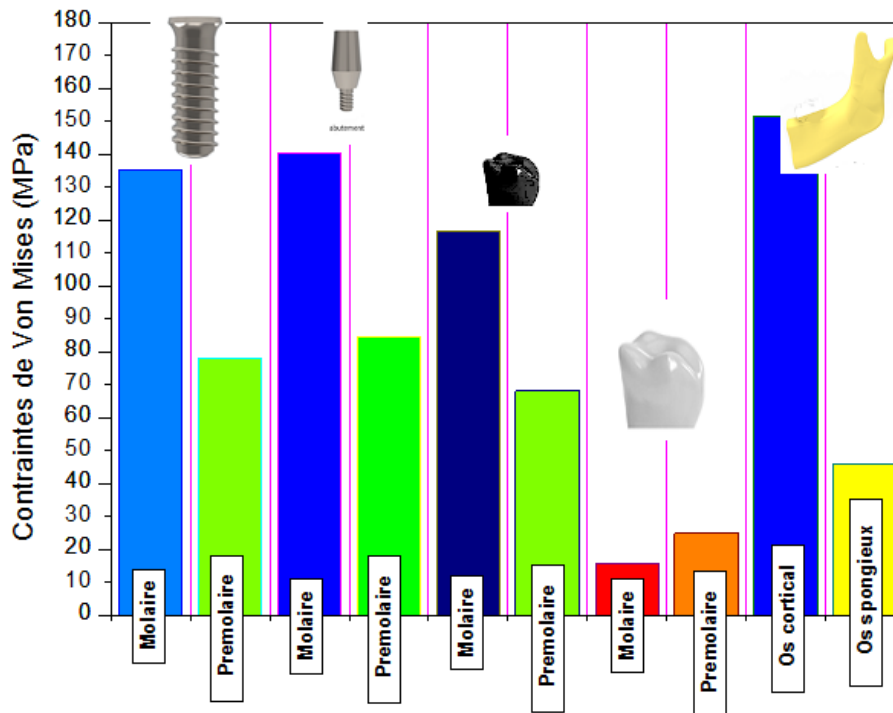


Figure 11 :Histogramme des contraintes de Von Mises pour chaque composant

## 3.2 Cas où le chargement est appliqué sur une seule prothèse

Cette deuxième Analyse s'intéresse à modéliser le comportement biomécanique du même modèle géométrique précédent, mais l'application des charges mécaniques est uniquement sur une seule prothèse. Les résultats obtenus numériquement montrent un niveau de contraintes plus élevé dans le cas où le chargement est sur la prothèse qui remplace la molaire.

### 3.2.1 Contraintes générées dans l'os cortical

La figure 12 illustre le contour des contraintes dans les deux cas de figures, le maximum le plus élevé des contraintes ont été principalement enregistrés dans les régions des cols des implants comme l'étude précédente. Dans le cas d'un seul chargement mécanique unique sur la prothèse prémolaire, les contraintes sont moins élevées par rapport au chargement mécanique sur la prothèse molaire. Ceci est dû à l'emplacement de l'implant dans la structure et à l'intensité des contraintes appliquée sur la couronne molaire ( la surface d'appui supérieur à celle de la prémolaire ) figure 12.a .

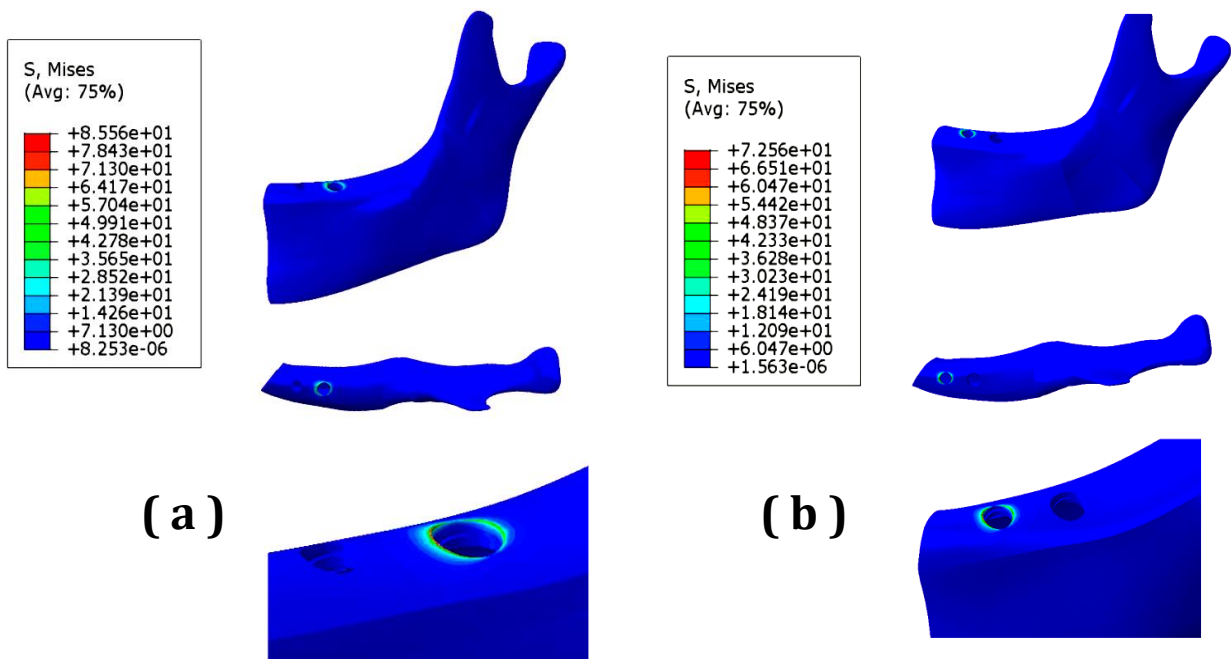


Figure 12 :Distribution des contraintes dans l'os cortical. a) Chargement sur la prothèse qui remplace la molaire. b) Chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire

Dans le cas du chargement sur la prothèse qui remplace la molaire, les contraintes sont maximales au niveau des régions en contact avec le col d'implant (figure 12.a), elle est de l'ordre de 85.56MPa, cette concentration est dû principalement à la réaction de la mandibule aux efforts appliqués sur laprothèse, les champs de contraintes sont pratiquement nul au niveau de la région du deuxième implant prothèse prémolaire (figure 12.a). Dans le cas du chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire, l'intensité des contraintes est moins importante que dans le premier cas, les seuils des contraintes ont été principalement enregistrés dans la région entourant le col de l'implant et sont de l'ordre 72.58MPa (figure 12.b) du fait aux efforts appliqués. Le même phénomène est observé au niveau proche de la premier prothèse (molaire) pratiquement le champ de contraintes est nul.

On remarque aussi que l'intensité des contraintes biomécanique des deux cas de figures est plus faible par rapport au chargement mécanique des deux prothèses au même temps presque la moitié (figure 7).

### 3.2.2 Contraintes générées dans l'os spongieux

La figure 13 montre la distribution du champ des contraintes biomécaniques dans les deux cas des sollicitations mécanique. On remarque que l'os spongieux des deux modèles ont également connu une concentration de contraintes dans les régions des implants des couronnes chargées, le maximum est obtenu pour l'implant de la prémolaire 34.61MP( figure 13.b ). Ces contraintes ont été observées sur un côté de la marge cervicale de la fixation de l'implant dans la mandibule. Un chargement unique sur la prothèse qui remplace la molaire offre une faible concentration des contraintes elle de l'ordre de 23.34 MPa ( figure 13.a )presque deux tiers d'un chargement unique sur la prothèse qui remplace la prémolaire.

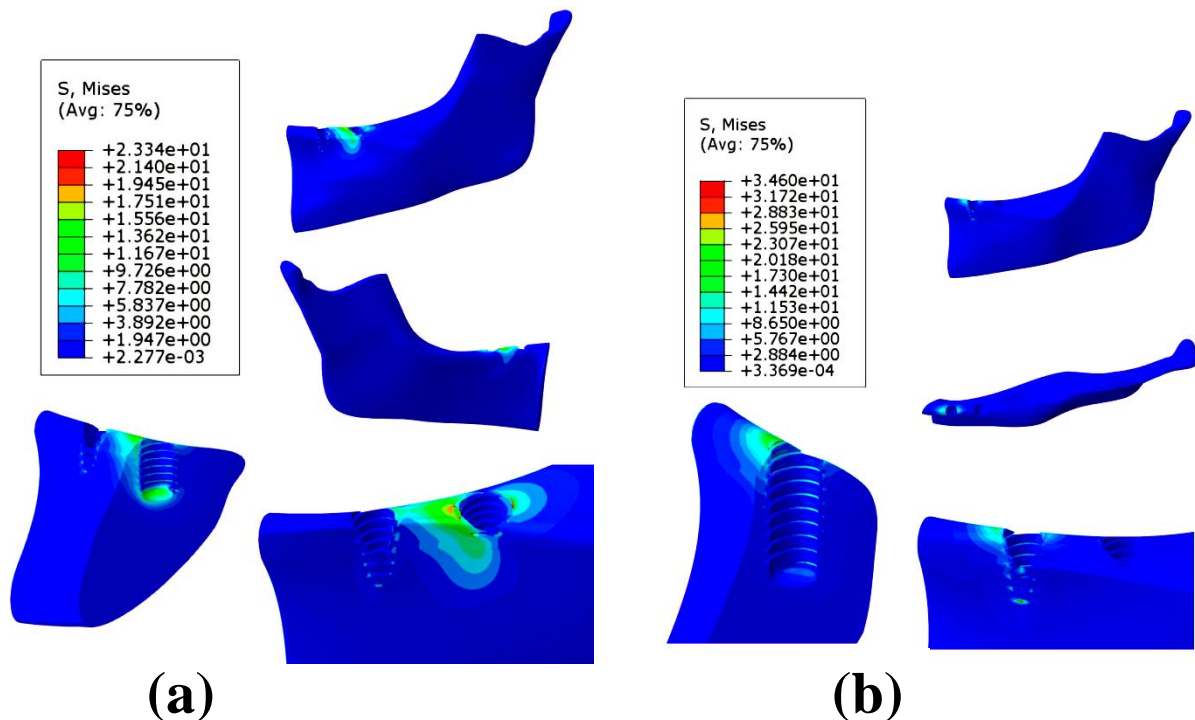


Figure 13 :Distribution des contraintes dans l'os spongieux. a) Chargement sur la prothèse qui remplace la molaire. b) Chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire

### 3.2.3 Contraintes générées dans les prothèses

#### a) Les couronnes

Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis sont illustrés dans la figure 14. Cette dernière représente le champ des contraintes de Von Mises dans les couronnes. Le maximum des contraintes est obtenu pour un chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire est localiser dans les surfaces inférieure latérale de la couronne prémolaire de l'ordre 25.13 MPa (figure 14.a couronnes). Tandis pour un chargement sur la molaire le maximum des contraintes est localiser sur la surface occlusales supérieures de la couronne molaire d'intensité de 17.25 MPa (figure 14.a couronnes), ces contraintes ont tendance à diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions.

Les concentrations des contraintes au sein des Frameworks sont situées au niveau des surfaces de contact aigües. Les parties internes et inférieures des Frameworks en contact avec les abutements et les implants présentent des zones de concentration très élevées figure



14 Frameworks. Ces contraintes sont maximales pour un chargement sur la molaire, on déduit un seuil de 118.32 MPa (figure 14.a Frameworks) et pratiquement nul pour la prothèse prémolaire. Pour le cas d'un chargement sur la prémolaire nos résultats montrent des concentrations de contraintes au niveau des surfaces de contact aigües du Framework (prothèse prémolaire) d'ordre 73.29 MPa, la même observation du premier cas les contraintes sont nulles dans Framework (prothèse molaire) figure 14.b-Frameworks.

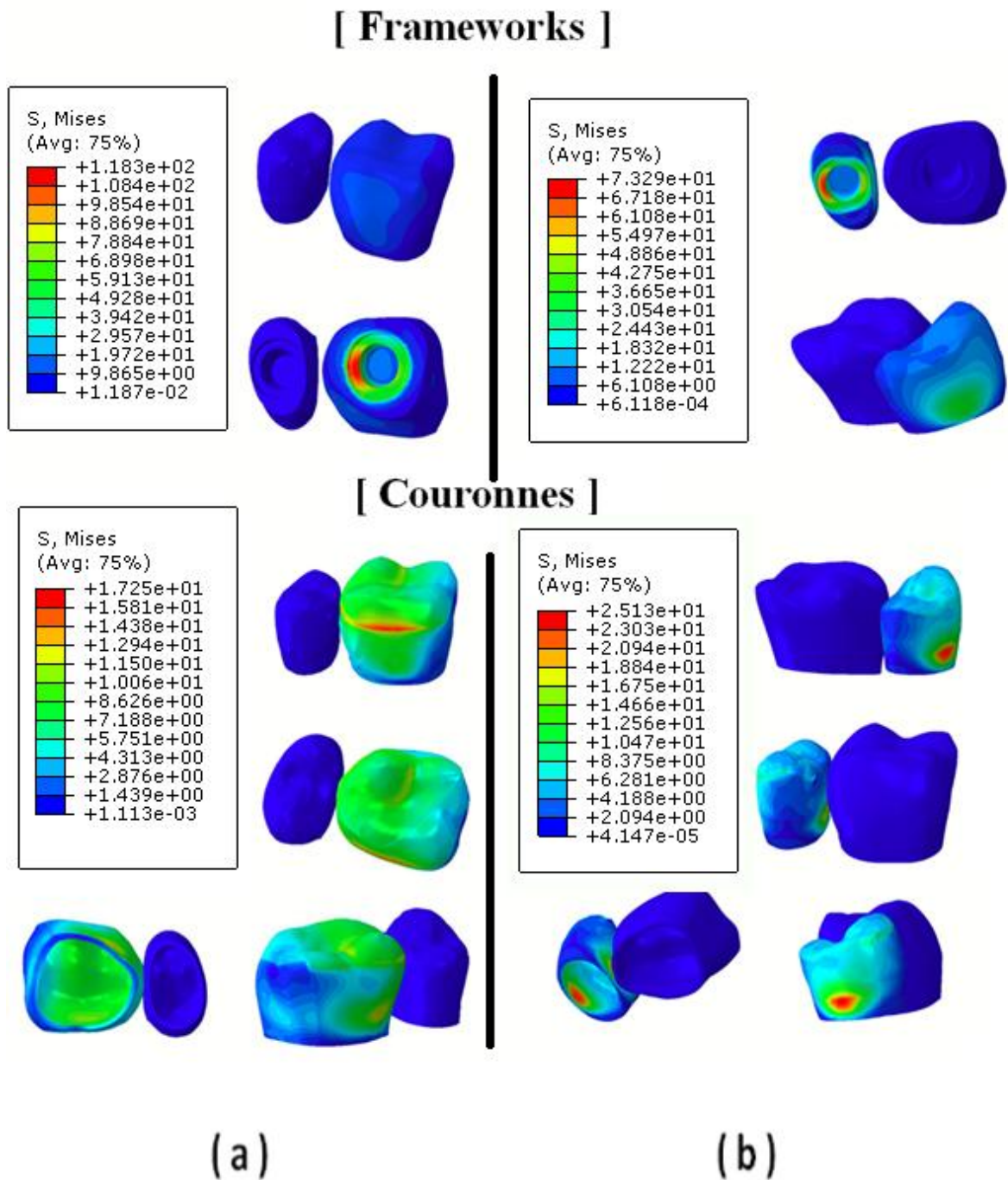


Figure 14 :Distribution des contraintes dans les couronnes. a) Chargement sur la prothèse qui remplace la molaire. b) Chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire

## **b) Les systèmes implants-Abutements**

En général, les contraintes sont plus élevées dans les régions des cols des l'implants en contact avec la région cervicale de l'os cortical. Toutefois, elles sont plus élevées dans le cas d'un chargement sur la prothèse qui remplace la molaire nous obtenons un seuil de concentration des contraintes de l'ordre 134.5MPa figure 15.a-Implants presque les même résultats obtenus pour le cas d'un chargement totale (figure 10.b), et pour l'implant de la prémolaire les contraintes sont nul.

Pour le cas d'un chargement sur la prémolaire les concentrations des contraintes sont enregistrées au niveau du col de l'implant figure 15.b-Implants précisément à l'implant (prémolaire ) avec un seuil de 82.130 MPa et pour le deuxième implant les contraintes sont nuls.

La figure 15-Abutements représente la distribution des contraintes de Von Mises au sein des abutements, le maximum de ces contraintes est concentré dans les surfaces de connexion de abutements avec les implants. Nos résultats montrent que pour un chargement sur la prothèse qui remplace la molaire offre un maximum de contrainte généré dans le coté buccal d'ordre 143.7MPa. On remarque aussi que le même phénomène pour le deuxième abutement les contraintes sont négligeables figure 15.a-Abutements.

Pour le cas d'un chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire on remarque le même comportement biomécanique, un maximum de champs de contrainte sur la surfaces de connexion de Abutement avec implant d'ordre 95.13 MPa (figure 15.b-Abutements), pour le deuxième Abutement les contraintes sont nuls .

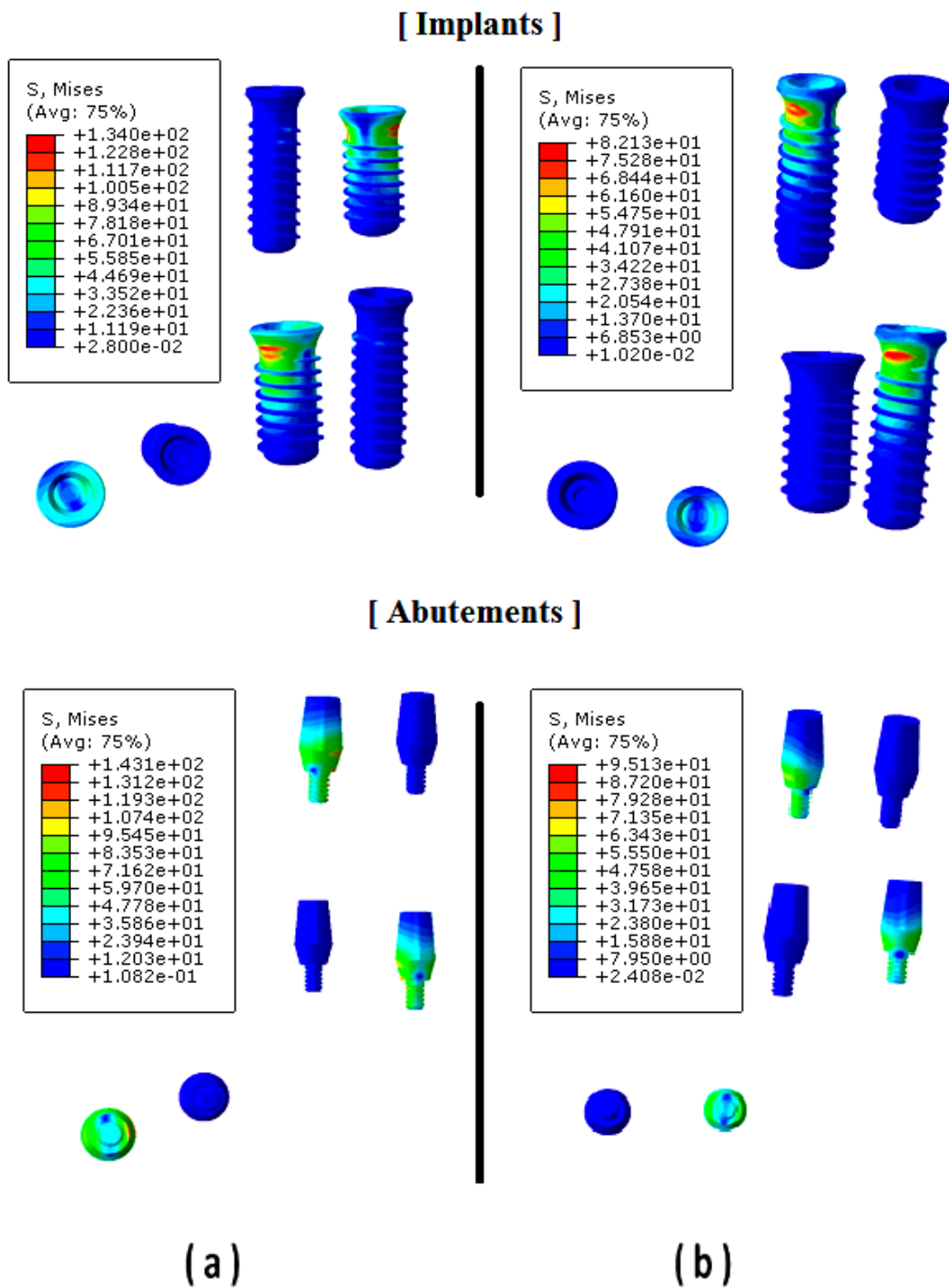


Figure 15 :Distribution des contraintes dans les systèmes Implants-Abutements. a) Chargement sur la prothèse qui remplace la molaire. b) Chargement sur la prothèse qui remplace la prémolaire.

### 3.3 Contraintes générées dans chaque composant pour différentes de cas de chargements.

La figure 16 illustre les différents seuils des contraintes biomécaniques enregistrées pour chaque composant et pour différents types des chargements du modèle géométrique modélisé. On remarque que le maximum est enregistré dans l'os corticale pour un chargement totale, l'abutement est la composante de la prothèse la plus sollicitée mécaniquement pour un chargement unique sur la molaire.

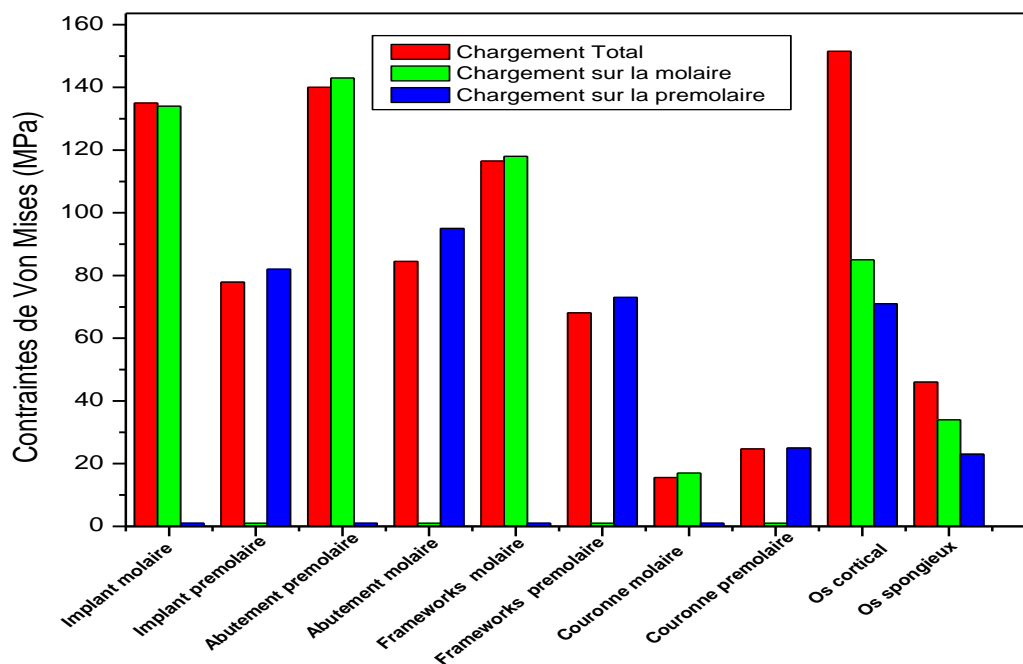


Figure 16 : Histogramme des contraintes de Von Mises pour chaque composant

## Conclusion

Le but de ce travail est d'étudier et développer des modèles géométriques de l'os mandibulaire et des prothèse dentaires, permettant l'analyse et la modélisation de la répartition des contraintes au sein de l'os et au contact avec les implants. L'étude nous a permis d'évaluer et de comparer en même positions anatomique des dents saine le comportement biomécanique de l'os mandibulaire avec prothèse dentaires.

Les résultats obtenus dans cette analyse numérique montre clairement que:

- Les modèles étudiés présentent des répartitions différentes des contraintes biomécaniques.
- Des contraintes de grande intensité ont été observées dans l'os cortical autour des implants, pour un chargement mécanique totales des deux prothèses par contre un chargement sur une seule prothèse offre des concentrations de contraintes modérées.
- L'os spongieux présente des faibles concentration de contraintes dans les deux cas du chargement mécanique.
- Les parties internes et inférieures des couronnes en contact avec les (abutements et implants) présentent des zones de concentration de contraintes élevées.
- la zone la plus sollicitée mécaniquement dans l'implant , est le col de l'implant en contact avec la région cervical.
- La concentration des contraintes dans l'abutment se situe au niveau la jonction avec l'implant.

Les perspectives liées à cette modélisation sont nombreuses et variées. L'intérêt d'étudier de nouveaux type de géométrie d'implant dentaire afin de limiter et réduire au maximum les concentrations de contraintes biomécanique dans l'os mandibulaire, analyser l'effet d'interaction implant-implant et implant-dents saine, la possibilité de modéliser de nouveaux types de matériaux prothétiques, présentant intrinsèquement un bas module d'élasticité, afin de réduire les contraintes biomécaniques, l'optimisation géométrique de la forme des systèmes d'implants dentaires en vue de minimiser les contraintes à leur interface avec l'os et d'apporter des réponses aux questions sur l'endommagement de l'os et les implants, ce qui représente une application de l'industrielle médicale .

## Références

- [1] Dahl G. *Subperiostal implants Dent.Abstr.* 1957, 2: 46-59
- [2] Branemark, PI. EngstrandOhrnell, L.O., BranemarkNovum® : *un nouveau concept de traitement pour la restauration de l'édentement mandibulaire. Résultats préliminaires d'une étude prospective de suivi clinique.* Rev.Implant, 2000, 6 (1): 5-22
- [3] Branemark P.I., Adell*Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period Scand.J. Plastreconstr. Surg.*, 1997, 16: 1-132.
- [4] I. Ichim, M.V. Swain, J.A. Kieser,*Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions.* Journal of Biomechanics 39 (2006) 1903–1913

- [5] Baris S, Erkan E, Dervis Y, Atilim E. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, *Medical Engineering & Physics* 2006; 28:199–213
- [6] Oguz Kayabasi, Emir Yuzbasioglu, Fehmi Erzincanli, 2006. *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method*. *Advances in Engineering Software* 37(2006), 649–658.
- [7] Liang Kong, Yunzhuan Zhao, Kaijin Hua, Dehua Li, Hongzhi Zhou, Ziyang Wu, Baolin Liu. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 40 (2009) 474–478
- [8] Liang Kong, Zexu Gu, Kaijin Hu, Hongzhi Zhou, Yanpu Liu, Baolin Liu. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 40 (2009) 935–940
- [9] A.S. Bonnet, M. Postaire, P. Lipinski. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics* 31 (2009) 806–815
- [10] Rudolph JD, Willes GM, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist* 2001; 71:127-131.
- [11] Hylander WL, Johnson KR. Relation between masseter EMG and force during mastication in macaques. *J Dent Res* 1986; 65:754-762.
- [12] Hylander WL, Johnson KR. The relationships between masseter force and masseter electromyogram during mastication in the monkey *Macaca Fascicularis*. *Archs Oral Biol* 1989; 34:713-722.
- [13] Dahan J. Troubles d'attitudes mandibulaires. *Encycl Méd Chir, Éditions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Odontologie*, 1990, 23-472-A-10:1-5
- [14] Marwan Daasthèse de doctorat " contribution a l'étude du comportement biomécanique de l'environnement d'un implant dentaire " 16 /1/ 2008 Université Paul Verlaine Metz.
- [15] Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585–98.
- [16] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6):633–40.

- [17] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523–30.
- [18] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434–40.
- [19] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(4): 578–83.
- [20] 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.
- [21] Spiekermann H. *Color atlas of dental medicine: implantology*. New York: Thieme; 1995.
- [22] Abu-Hammad OA, Harrison A, D.Williams. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:559–64.
- [23] ABAQUS (2011); *ABAQUS manual*, Version 6.10, Pawtucket, R.I.
- [24] Solidworks 2017
- [25] S.Gouasmi, A Megueni, H benzaama. Analyse numérique du comportement biomécanique des implants dentaires "Congrès Français de Mécanique 2017 28 août au 1er septembre 2017, Lille"
- [26] Sidali. Chehri Mémoire de master " Etude Numérique du Comportement biomécanique des Dents Naturelles par La méthode des éléments finis " 2018 Département de Mécanique Ecole Nationale Polytechnique D'Oran Maurice Audin Algérie.
- [27] K Bouzouina, S Gouasmi, N Djebbar, Y.Chelahi Chiker. Numerical Analysis of the Biomechanical Behavior for Both Kinds of Dental Structures. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering* .Vol. 40, pp 26-40.

#### Site webs

- [28] <https://www.straumann.com/ch/fr/professionnels-dentaires/produits-et-solutions/implants-dentaires.html>