



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès
Faculté de technologie
Département de Génie Mécanique



Numéro d'ordre :

THESE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME DE DOCTEUR EN SCIENCE

Spécialité : Génie Mécanique
Option : Mécanique des matériaux avancés

Présentée par : Mme Kheira BOUZOUINA

Comportement mécanique des structures dentaires

Soutenu le devant le jury composé de : 02-07-2020

| | | |
|--|------------|------------------------------|
| Président: Mr Belaid MECHAB | MCA | Université SBA |
| Directeur de thèse : Mr Benali BOUTABOUT | Professeur | Université SBA |
| Examineur: Mr Abderrahmane SAHLI | MCA | Université SBA |
| Examineur: Mr Djamel OUIAS | Professeur | Université de Mostaganem |
| Examineur: Mr Wahid OUDAD | Professeur | Université de Ain Témouchent |
| Examineur : Mr Mohamed Mokhtar BOUZIANE | Professeur | Université de Mascara |

Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès 2019– 2020

«*Chaque difficulté rencontrée doit être l'occasion d'un nouveau progrès* » —
Pierre de Coubertin

«*Se réunir est un début, rester ensemble est un progrès, travailler ensemble est la réussite* » — Henry Ford

«*Les difficultés ne sont pas faites pour abattre, mais pour être abattues* » —
Charles de Montalembert

«*Le projet est le brouillon de l'avenir. Parfois, il faut à l'avenir des centaines de brouillons* » — Jules Renard

«*Les entreprises qui réussissent sont celles qui ont une âme* » — Jean-Louis Brault

«*On ne construit rien sur des regrets, par contre on bâtit sur des résolutions* » —
Anne Bernard

«*Pour gagner, il faut risquer de perdre* » — Jean-Claude Killy

«*Ceux qui ne font rien ne se trompent jamais* » — Théodore de Banville

«*On ne peut agir efficacement qu'en travaillant de concert* » — Edmund Burke

«*Les rêves sont toujours des départs* » — Jacqueline Mabit

«*Le talent, ça n'existe pas. Le talent, c'est d'avoir envie de faire des choses* » —
Jacques Brel

«*La logique vous conduira d'un point A à un point B. L'imagination et l'audace vous conduiront où vous le désirez* » — Albert Einstein

«*Lorsque deux forces sont jointes, leur efficacité est double* » — Isaac Newton

«*Il y a plus de courage que de talent dans la plupart des réussites* » — Felix Leclerc

«*Si vous pensez que vous êtes trop petit pour changer quelque chose, essayez donc de dormir avec un moustique dans votre chambre et vous verrez lequel des deux empêche l'autre de dormir* » — Dalai-Lama

«*La plus grande gloire n'est pas de ne jamais tomber, mais de se relever à chaque chute* » — Confucius

«*La chance : plus vous la travaillez, plus elle vous sourit* » — Stephen Leacock

«*Ce qu'on risque révèle ce qu'on vaut* » — Jeanette Winterson

«*La seule chose qui puisse empêcher un rêve d'aboutir c'est la peur d'échouer* » —
Paolo Coelho

Remerciements

En guise de reconnaissance, je tiens à témoigner mes sincères remerciements à toutes les personnes qui ont contribués de près ou de loin au bon déroulement de mon travail de thèse de doctorat et à l'élaboration de ce modeste travail.

Mes sincères gratitudes à Mr BOUTABOUT Benali mon directeur de thèse et son intérêt incontestable qu'il porte. Il a dirigé ce travail, guidé mes premiers pas dans la recherche, suivi l'évolution de ma thèse avec beaucoup d'intérêt ainsi que pour ses précieux conseils, son aide et ses encouragements. Un grand merci monsieur.

J'exprime mes remerciements spéciaux et grand respect à Monsieur le président et Messieurs les membres du jury pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de juger ce travail.

Je remercie profondément Messieurs DJEBBAR Noureddine; GOUASSMI ; Sadek SAHLI Abderrahmane & MERDJI Ali pour l'aide qu'ils m'ont apporté tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions et toutes les remarques constructives qu'il n'a hésité à très gentiment m'adresser. Elles m'ont été d'extrême valeur scientifique et morale enrichissante.

Je n'oublierais pas de remercier et saluer mes collègues au sein de l'université.

Un grand MERCI à tout le personnel de laboratoires LMPM ; Mr SERRIER directeur de Labo. Ils ont vraiment tenu à m'aider avec les meilleurs de leurs expériences. Ils m'ont transmis la volonté de continuer sur mon chemin. Qu'ils retrouvent ici l'expression de ma reconnaissance éternelle.

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne citerais pas le département de Mécanique de l'université Djillali Liabès qui m'a permis de réaliser mon rêve de continuer mes études. Elles m'ont été d'extrême valeur scientifique et morale enrichissante. Je le remercie infiniment.

Dans l'impossibilité de citer tous les noms, nos sincères remerciements vont à tous ceux et celles, qui de près ou de loin, ont permis par leurs conseils et leurs compétences la réalisation de cette thèse.

Je remercie tous les membres de ma famille pour tous ce qu'ils ont endurés pour moi pendant cette période, et je dédie cette thèse à mes parents.

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail, mon succès et mon existence en toute piété, à mon Dieu qui grâce a lui seul j'ai aboutie à se niveau et je souhaite être digne de ces perfections précieuses et d'assumer les prochaines responsabilités.

Je dédie ce succès à mes très chers parents, mes sœurs et frères pour leurs soutiens morales et physiques dans tous les cycles d'étude de ma vie.

Je dédie mes progrès à mon mari, mes enfants pour leurs patiences et leurs supports tout le long de mes études.

Je leurs exprime toutes mes reconnaissances et mes sentiments les plus sincères.

Kheira BOUZOUINA



Sommaire

Liste des tableaux

Liste des figures

Sommaire

Introduction Générale 1

Chapitre 1 : Anatomie et structure osseuse

| | |
|---|----|
| Introduction | 5 |
| 1.1. Bref historique | 6 |
| 1.1.1. Domaines d'application de la biomécanique | 6 |
| 1.1.2 Contrôle de systèmes mécaniques..... | 8 |
| 1.2. Anatomie de la structure dentaire..... | 8 |
| 1.2.1.1 Constituants de la dent..... | 9 |
| 1.2.1.2 Différents types des dents..... | 11 |
| 1.2.1.3 Le complexe odonte/parodonte | 12 |
| 1.3 - Structure de l'os humain | 17 |
| 1.3-1 Introduction | 17 |
| 1.3.2 Anatomie de l'os mandibulaire | 18 |
| 1.3.3 Résorption mandibulaire corporeale | 19 |
| 1.3.4. Le tissu osseux | 20 |
| 1.3.5. La physiologie osseuse..... | 26 |
| 1.3.6 . Réponse osseuse autour de l'os spongieux..... | 28 |
| 1.3.7. Le remodelage osseux après extraction dentaire | 30 |
| 1.3.8 Propriétés mécaniques et densité osseuse | 34 |
| 1.3.8.1. Propriétés élastiques de l'os..... | 34 |

Références bibliographiques.....37

Chapitre 2 : Système masticoire et efforts occlusal

| | |
|---|----|
| 2.1. Structure et mécanique du système Masticoire..... | 42 |
| 2.1.1L'articulation temporo-mandibulaire..... | 42 |
| 2.1.2 L'os temporal | 42 |
| 2.1.3 Le maxillaire supérieur..... | 43 |
| 2.1.4 Le maxillaire inférieur | 43 |
| 2.1.5 Les muscles masticateurs | 44 |
| 2.2. Mouvements de la mastication..... | 44 |
| 2.2.1.3 Abaissement:..... | 46 |
| 2.2.1.4 Elévation | 47 |
| 2.2.1.5 Diduction | 47 |
| 2.3. Physiologie de la mastication | 49 |
| 2.3.1Modes de mastication..... | 49 |
| 2.3.2 Motricité oro-bucco-faciale pendant la mastication..... | 49 |
| e. Les mouvements linguaux lors du cycle masticoire | 52 |
| 2.4. Les forces développées lors de la mastication..... | 53 |
| 2.4.2. Activité musculaire pendant la mastication | 53 |
| 2.5. Efforts Occlusale..... | 54 |
| 2.5.1. Effort fourni par les muscles..... | 54 |
| 2.5.2. Biomécanique musculaire mandibulaire..... | 54 |
| 2.5.4. L'aliment | 57 |
| 2.5.5. Les interactions mécaniques..... | 57 |
| Si on considère la mastication réelle,on peut identifier les conditions aux limites comme suit ; | 57 |
| 2.6. Etude des forces musculaires | 57 |
| 2.6.1. Forces et mouvements dentaires | 59 |
| 2.6.1.1. Forces fonctionnelles..... | 60 |
| 2.6.2. Étude des forces masticoires | 60 |
| 2.6.2.1.Intensité des forces masticoires | 61 |
| 2.6.2.2. Centre de résistance | 62 |
| 2.6.3. Principes biomécaniques | 62 |
| 2.6.3.1 Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique..... | 63 |
| 2.6.3.2. Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire | 64 |
| 2.6.3.3. Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires | 64 |
| 2.6.3.4. Réaction du tissu osseux alvéolaire face à l'action mécanique | 65 |

| | |
|--|----|
| 2.6.3.5. Rôle mécanique du tissu osseux et du tissu ligamentaire. | 65 |
| 2.6.4. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires. L'os alvéolaire..... | 66 |
| 2.6.5. Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation | 66 |
| 2.6.5.1. Forces induites par une dent naturelle..... | 66 |
| 2.6.5.2. Biomécanique de la connexion os-implant..... | 67 |
| 2.6.5.3. Forces transmises à l'os | 68 |
| 2.6.5.4. Contraintes générées | 70 |
| Références bibliographique | 71 |

Chapitre 3 : Implantologie et réhabilitation occlusal

| | |
|---|-----|
| Introduction | 77 |
| 3.1. Différents types d'implants dentaires..... | 78 |
| 3.1.1.1. Implants juxtaposés..... | 79 |
| 3.1.1.2. Implants trans-osseux..... | 79 |
| 3.2 Les Biomatériaux..... | 82 |
| 3.2.1 Définition et historique..... | 82 |
| 3.2.2 Les champs d'application des matériaux | 83 |
| 3.2.3. L'élaboration des biomatériaux..... | 85 |
| 3.2.3.1. Les matériaux | 86 |
| 3.2.3.2. La biocompatibilité | 87 |
| 3.2.3.3. La biodégradabilité | 88 |
| 3.2.3.4. La biorésorbabilité | 89 |
| 3.2.3.5. La bioactivité..... | 89 |
| 3.2.4. Critères de qualité et de sélection d'un biomatériau | 89 |
| 3.2.5. Les différentes classes des biomatériaux | 90 |
| 3.2.5.2. Classification fonctionnelle..... | 91 |
| 3.3. Les prothèses dentaires..... | 95 |
| 3.4. Les bridges dentaires..... | 100 |
| 3.5. Caractéristique de la prothèse dentaire..... | 106 |
| 3.5.1. Buts de la prothèse dentaire | 106 |

| | |
|---|-----|
| 3.5.2. Les différentes étapes de conception d'une prothèse adjointe total | 107 |
| 3.5.4. Déroulement du traitement | 109 |
| 3.5.5. Propriétés et choix des prothèses dentaires | 118 |
| Références bibliographique..... | 124 |

Chapitre 4 : Simulation numérique des systèmes implantaire sous chargement statique

| | |
|--|-----|
| 4.1 Introduction | 129 |
| 4.2 Modèle géométrique..... | 129 |
| 4.3 Modèles et propriétés des matériaux..... | 130 |
| 4.4 Conditions aux limites..... | 132 |
| 4.5 États de l'interface..... | 133 |
| 4.7 Interprétation des résultats | 134 |
| 4.7.1.1 Contour de la contrainte équivalente de l'os cortical | 136 |
| 4.7.1.2 Contour de la contrainte équivalente de l'os spongieux..... | 137 |
| 4.7.1.3 Contour de la contrainte équivalente de l'implant-pilier..... | 138 |
| 4.7.1.4 Contour de la contrainte équivalente de la porte couronne..... | 139 |
| 4.7.1.5 Contour de la contrainte équivalente de la couronne..... | 140 |
| 4.7.1.6 Histogramme..... | 141 |
| 4.7.1.7 Contour de la contrainte équivalente de l'os mandibulaire et la prothèse dentaire | 142 |
| sous les trois directions | 142 |
| 4.7.1.8 Contour de la contrainte équivalente de l'os mandibulaire et le bridge dentaire fixe | 146 |
| 4.7.2 Contraintes interfaciales os/implant..... | 151 |

| | |
|---|-----|
| 4.7.2.1 Contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement statique..... | 151 |
| 4.7.2.2 Contrainte équivalente interfaciale os/implant sous les chargements (corono-apical, linguo-bucal et disto-mésial) | 154 |
| 4.8. Conclusion | 160 |
| Références Bibliographique | 161 |

Chapitre 5 : Simulation numérique des systèmes implantaire sous chargement dynamique

| | |
|--|-----|
| 5.1 Introduction..... | 166 |
| 5.2 Modèles et propriétés des matériaux | 167 |
| 5.3 Conditions aux limites | 168 |
| 5.4 États de l'interface..... | 170 |
| 5.5 Modèle d'éléments finis..... | 170 |
| 5.6 Résultats et analyse | 171 |
| 5.6.1 Contour des contraintes de von Mises..... | 172 |
| 5.6.1.1 Contraintes dans l'os | 172 |
| a/ Contour des contraintes de l'os spongieux..... | 172 |
| b/ Contour des contraintes de l'os cortical..... | 173 |
| 5.6.1.2 Contour de contrainte dans les composants de la structure dentaire..... | 174 |
| a/ Contour des contraintes de l'implant-pilier..... | 174 |
| b/ Contour des contraintes de la porte couronne..... | 175 |
| c/ Contour de contrainte de la couronne..... | 176 |
| 5.6.2 Distribution de la contrainte équivalente des différents éléments des deux structures dentaires sous la charge axiale et les deux charges horizontales. | 177 |
| 5.6.3 Analyse de la contrainte de von Mises au voisinage proche de l'interface os- implant | 188 |
| sous chargement dynamique..... | 188 |
| 5.6.4 Analyse de la contrainte équivalente interfaciale os- implant sous chargement190 corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial..... | 190 |
| 5.6.5 Etude comparative du chargement statique et dynamique sur les structures dentaire..... | 197 |

| | |
|--|-----|
| 5.6.5.1 Comparaison entre le comportement statique et dynamique de la prothèse dentaire. | 197 |
| 5.6.5.2 Comparaison entre le comportement statique et dynamique du système de bridge dentaire. | 201 |
| 5.7 Conclusion | 205 |
| Références Bibliographique | 206 |
| Conclusion générale | 209 |

Liste des tableaux

Chapitre 1

| | |
|---|---|
| Tableau 1: Profil historique de la biomécanique [2] | 6 |
|---|---|

Chapitre 3

| | |
|--|-----|
| Tableau 1: Caractéristique Des Bridges [51]. | 104 |
|--|-----|

Chapitre 4

| | |
|--|-----|
| Tableau 1: Propriétés mécaniques et comportement mécanique des différents | 132 |
| Tableau 2: Taille et nombre des éléments utilisés pour l'os et les systèmes implantaires | 134 |
| Tableau 3: Contraintes maximales de von Mises pour les deux modèles | 136 |
| Tableau 4: Récapitulatif de la distribution des contraintes pour un chargement statique corono-apical, linguo-buccal et disto -mésial d'une prothèse et bridge dentaire..... | 151 |

Chapitre 5

| | |
|---|-----|
| Tableau 1: Résumé des composants et leur comportement mécanique pour prothèse et bridge dentaire. [19] | 168 |
| Tableau 2: Taille et nombre des éléments utilisés pour l'os et les systèmes d'implant..... | 171 |
| Tableau 3: Valeurs maximales des contraintes de von Mises | 172 |
| Tableau 4: Valeurs maximales des contraintes de von Mises pour les deux modèles (prothèse/bridge) sous chargement dynamique corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial..... | 187 |
| Tableau 5: Valeurs maximales des contraintes de von Mises pour les deux modèles : | 205 |

Liste des figures

Chapitre 1

| | |
|--|----|
| Figure 1: (a) histologie dentaire, (b) occlusion dentaire (images libre de droit),..... | 9 |
| Figure 2: Anatomie dentaire [2] | 10 |
| Figure 3: Différents types des dents [3] | 11 |
| Figure 4: Vue clinique d'une gencive saine [7]..... | 15 |
| Figure 5: Mandibule édentée [8] | 19 |
| Figure 6: Composition en couches du tissu osseux [15]..... | 22 |
| Figure 7: Os spongieux ou trabéculaire [16]. | 24 |
| Figure 8: Schéma représentant l'organisation architecturale de l'os cortical, sous forme de lamelles concentriques autour de canaux centraux [17]..... | 24 |
| Figure 9: Typologie osseuse selon Lekholm et Zarb [32]. | 25 |
| Figure 10: Vascularisation et innervation maxillaire et mandibulaire [37]. | 26 |
| Figure 11: Coupe d'alvéole post extractionnelle [38]. | 32 |
| Figure 12: Le remodelage osseux [19]..... | 34 |
| Figure 13: Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité [21] | 36 |

Chapitre 2

| | |
|---|----|
| Figure 1: Maxillaire supérieur, vue latérale [7]..... | 44 |
| Figure 2: Physiologie de mastication a. Muscle temporal, b. Muscle ptérygoidien médial, c. Muscle masséter, d. b. Muscle mylohyoïdien, e. Muscle digastrique, f. Muscle génio-hyoïdien [8]. | 45 |
| Figure 3: Schéma de la propulsion mandibulaire [12]. | 46 |
| Figure 4: Schéma de l'abaissement mandibulaire [14]. | 46 |
| Figure 5: Schéma de la diduction mandibulaire [15]. | 47 |
| Figure 6: Le diagramme de Posselt [17]..... | 47 |
| Figure 7: Héli arcade en occlusion d'intercuspidation maximum [18]. | 48 |
| Figure 8: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al, 2006) [36]..... | 50 |
| Figure 9: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al. 2006) [36]..... | 51 |
| Figure 10: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al. 2006) [36]..... | 52 |
| Figure 11: Les muscles impliqués dans la mobilité de la mandibule [48]. | 53 |
| Figure 12: La direction d'action représentée par les flèches et la force exercée (en N par unité de surface) permettent de définir le rôle des muscles dans l'attitude mandibulaire | 54 |
| Figure 13: Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale [57] | 59 |
| Figure 14: Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [59] | 60 |
| Figure 15: Forces masticatoires [38]. | 61 |
| Figure 16: Surfaces convexes des cuspidés [64] | 62 |
| Figure 17: Les trois principes biomécaniques [69] | 63 |
| Figure 18: Répartition des zones de résorption et d'apposition [57] | 64 |
| Figure 19: Différents types de forces générées dans un système d'implant [76]. | 70 |
| Figure 20: Différents types de forces générées dans un système d'implant [76]. | 70 |

Chapitre 3

| | |
|---|-----|
| Figure 1: Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [8] | 79 |
| Figure 2: Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [8] | 79 |
| Figure 3: Implants dentaires endo-osseux en forme de vis [8] | 80 |
| Figure 4: Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [8]..... | 81 |
| Figure 5: Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [8] | 81 |
| Figure 6: Bridge dentaire en céramique [25]. | 92 |
| Figure 7: Couronne coulée sur molaire supérieure droite [33]...... | 96 |
| Figure 8: Couronne à incrustation [33]. | 97 |
| Figure 9: Couronne jacket de l'incisive supérieure gauche [33]. | 97 |
| Figure 10: Couronne céramo-métallique[34]. | 98 |
| Figure 11: Prothèse partielle fixe[41]. | 98 |
| Figure 12: Prothèse mixte[41]. | 99 |
| Figure 13: Prothèse implantaire | 99 |
| Figure 14: Prothèse mandibulaire sur implant [37]. | 100 |
| Figure 15: Prothèse totale adjointe Sans implant [37]. | 100 |
| Figure 16: Bridge à ancrages coronaires partiels (EMC) [38]. | 101 |
| Figure 17: Bridge en extension ou bridge cantilever (EMC) [39]. | 101 |
| Figure 18: Bridge collé[46]. | 102 |
| Figure 19: Remplacement d'une seule dent [51]..... | 111 |
| Figure 20: Traitements traditionnels avec une couronne sur implant [51]. | 112 |
| Figure 21: Traitements avec une couronne sur implants [51]. | 112 |
| Figure 22: Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent [51]. | 113 |
| Figure 23: Remplacement de plusieurs dents [52]. | 114 |
| Figure 24: Différents traitements [54]. | 115 |
| Figure 25: Etapes de traitements de remplacement de plusieurs dents [54]. | 115 |
| Figure 26: Remplacement de la prothèse complète [54] | 116 |
| Figure 27: Différents traitements [54]. | 117 |
| Figure 28: Etapes de traitements de la prothèse complète [54]. | 118 |

Chapitre 4

| | |
|---|-----|
| Figure 1: Modèle géométrique avec une anatomie similaire à une région molaire d'une mandibulaire : prothèse dentaire (1) et système de bridge dentaire (2). | 131 |
| Figure 2: Conditions aux limites appliquées au système implantaire [21]. | 133 |
| Figure 3: Maillage des différents composants « a » la prothèse dentaire et « b » le bridge dentaire en utilisant des éléments linéaires tétraédriques [21]. | 134 |
| Figure 4: Contour de la contrainte de von Mises de l'os compact:(a) prothèse dentaire et (b) un bridge dentaire fixe. | 137 |
| Figure 5: Contour de la contrainte de von Mises de l'os spongieux : | 138 |
| Figure 6: Contour de la contrainte de von Mises de l'implant-pilier : | 139 |
| Figure 7: Contour de la contrainte de von Mises de la porte couronne : | 140 |
| Figure 8: Contour de la contrainte de von Mises de la couronne : | 141 |
| Figure 9: Histogramme de comparaison contrainte de von Mises : | 142 |
| Figure 10: Distribution des contraintes de l'os cortical. | 143 |
| Figure 11: Distribution des contraintes de l'os spongieux..... | 144 |
| Figure 12: Distribution des contraintes de l'implant-pilier..... | 144 |
| Figure 13: Distribution des contraintes de la porte couronne..... | 145 |

| | |
|---|-----|
| Figure 14: Distribution des contraintes de la couronne. | 145 |
| Figure 15: Histogramme de la contrainte de von Mises pour une prothèse dentaire sous chargement corono-apical, linguo-bucal et disto-mésial..... | 146 |
| Figure 16: Distribution des contraintes de l'os spongieux..... | 148 |
| Figure 17: Distribution des contraintes de l'os cortical..... | 148 |
| Figure 18: Distribution des contraintes de l'implant-pilier..... | 149 |
| Figure 19: Distribution des contraintes de la porte couronne..... | 149 |
| Figure 20: Distribution des contraintes de la couronne.(1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial..... | 150 |
| Figure 21: Histogramme de la contrainte de von Mises pour un bridge dentaire sous trois chargements corono-apical ; linguo-bucal et disto-mésial..... | 150 |
| Figure 22: Représentation des interfaces os-implant selon les trois directions axiales. ... | 152 |
| Figure 23: Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement statique : (a) Zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM | 154 |
| Figure 24: Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement corono-apical : (a) Zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM. | 156 |
| Figure 25: Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement Linguo-buccal : (a) zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM. | 158 |
| Figure 26: Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement Disto-mésial : (a) zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM..... | 160 |

Chapitre 5

| | |
|---|-----|
| Figure 1: Modèle créé avec une anatomie similaire à une région molaire mandibulaire.. | 167 |
| Figure 2: Conditions aux limites : déplacement nul, charges corono-apicale, | 169 |
| Figure 3: Chargement dynamique en 5 secondes [19]..... | 169 |
| Figure 4: Maillage en utilisant des éléments linéaires tétraédriques | 171 |
| Figure 5: Contour des contraintes de von Mises de l'os spongieux pour | 173 |
| Figure 6: Contour des contraintes de von Mises de l'os cortical pour | 174 |
| Figure 7: Contour des contraintes de von Mises de la pièce implant-pilier | 175 |
| Figure 8: Contour des contraintes de von Mises de la porte couronne pour | 176 |
| Figure 9: Contour des contraintes de von Mises de la couronne pour | 177 |
| Figure 10: Histogramme de la contrainte maximale de von Mises des deux structures dentaires. | 177 |
| Figure 11: Distribution de la contrainte équivalente dans l'os cortical de la prothèse dentaire (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial à t= 5 sec..... | 178 |
| Figure 12: Distribution de la contrainte équivalente dans l'os cortical du bridge dentaire | 179 |
| Figure 13: Distribution de la contrainte équivalente dans l'os spongieux de la prothèse dentaire charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial à t= 5 sec | 180 |
| Figure 14: Distribution de la contrainte équivalente dans l'os spongieux du bridge dentaire..... | 180 |
| Figure 15: Distribution de la contrainte équivalente dans l'implant-pilier de la prothèse dentaire..... | 181 |
| Figure 16: Distribution de la contrainte équivalente dans l'implant-pilier du bridge dentaire..... | 182 |

| | |
|---|-----|
| Figure 17: Distribution de la contrainte équivalente dans la porte couronne de la prothèse dentaire (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal charge et (3) charge disto-mésial à t= 5 sec. | 184 |
| Figure 18: Distribution de la contrainte équivalente dans la porte couronne du bridge dentaire (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial à t= 5 sec..... | 184 |
| Figure 19: Distribution de la contrainte équivalente dans la couronne de la prothèse dentaire (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial à t= 5 sec..... | 185 |
| Figure 20: Distribution de la contrainte équivalente dans la couronne du bridge dentaire..... | 186 |
| Figure 21: Histogramme de la contrainte de von Mises pour une prothèse dentaire sous chargement corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial..... | 187 |
| Figure 22: Histogramme de la contrainte de von Mises pour un bridge dentaire sous chargement corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial. | 188 |
| Figure 23: Répartition des contraintes pour un chargement dynamique combiné..... | 191 |
| Figure 24: Répartition des contraintes pour une charge corono-apicale..... | 194 |
| Figure 25: Répartition des contraintes pour une charge linguo-buccal | 196 |
| Figure 26: Répartition des contraintes pour une charge disto-mésial | 198 |
| Figure 27: Distribution de la contrainte de von Mises dans l'os cortical: | 200 |
| Figure 28: Distribution de la contrainte de von Mises dans l'os spongieux :..... | 200 |
| Figure 29: Distribution de la contrainte de von Mises dans la pièce implant-pilier: | 201 |
| Figure 30: Distribution de la contrainte de von Mises dans la porte couronne : | 202 |
| Figure 31: Distribution de la contrainte de von Mises dans le la Couronne :..... | 202 |
| Figure 32: Distribution de la contrainte de von Mises dans l'os cortical : | 204 |
| Figure 33: Distribution de la contrainte de von Mises dans l'os spongieux: | 204 |
| Figure 34: Distribution de la contrainte de von Mises dans l'implant –pilier : | 205 |
| Figure 35: Distribution de la contrainte de von Mises dans la porte couronne : | 206 |
| Figure 36: Distribution de la contrainte de von Mises dans le la Couronne :..... | 206 |

Résumé

L'objectif de cette étude est d'analyser l'effet des efforts masticatoires sur l'intensité et la distribution de la contrainte équivalente de von Mises engendrée dans l'os et les éléments qui constituent la structure dentaire. L'analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments, s'intéresse à une étude comparative entre deux structures dentaires soumises à des charges statique et dynamique. Chacun des systèmes dentaires est sollicité à un chargement mécanique simulant le fonctionnement de la dent selon les trois directions : corono- apicale, disto-mésiale et Linguo-buccal. Il existe plusieurs solutions pour remplacer une ou plusieurs dents manquantes. La première solution consiste à utiliser trois prothèses dentaires qui remplacent la dent prémolaire et les deux dents molaires. La deuxième solution consiste à utiliser le système de bridge dentaire constitué de trois couronnes et il vise à remplacer la première dent molaire manquante en s'appuyant sur deux implants.

Cette étude a mis en évidence la localisation des zones de concentration de contraintes, d'une part, au niveau des régions de contact entre les éléments de la structure dentaire et d'autre part, au niveau de l'os entourant l'implant dentaire. Quels que soient les efforts occlusales statique ou dynamique et relativement à la prothèse dentaire, les contraintes équivalentes maximales les plus élevées se trouvent dans les éléments du système de bridge dentaire. L'effort dynamique conduit à une contrainte de von Mises dans la prothèse dentaire et le système de bridge dentaire dont l'intensité est environ deux fois plus grande que celle de l'effort statique. L'os est le maillon le plus faible de la structure dentaire, il est fortement sollicité dans sa partie supérieure, qui est en contact avec l'implant. Les résultats montrent que les contraintes maximales présentent un risque de détérioration de l'os spongieux en premier abord pour atteindre l'os cortical et finalement le descellement de l'implant. Un bridge dentaire peut être la meilleure option si les dents voisines ont de gros obturations et ont besoin de couronnes dans le futur. Et si la dent ou les dents ont été perdues pendant une longue période, la gomme et l'os seront réduits et d'autres procédures sont nécessaires à la place de l'implant dentaire. Néanmoins, l'inconvénient du système de bridge dentaire est qu'il entraîne progressivement une perte osseuse, car il ne stimule pas la mastication. En effet, la dent artificielle ne prend pas appui sur l'os de la mâchoire ce qui cause ce désagrément.

Les mots clés :

L'os spongieux- L'effort dynamique-Linguo-buccal-Bridge dentaire –Prothèse dentaire-Dent molaire

Abstract

The objective of this study is to investigate the effect of chewing efforts on the intensity and distribution of the equivalent von Mises stress generated in the bone and the elements that constitute the dental structure. The three-dimensional numerical analysis by the finite element method is interested in a comparative study between two dental structures subjected to static and dynamic loads. Each of the dental systems is subjected to mechanical loading simulating the operation of the tooth in three directions: coronal-apical, mesio-distal and bucco-lingual. There are several solutions to replace one or more missing teeth. The first solution is to use three prostheses that replace a premolar tooth and two molar teeth. The second solution is to use a dental bridge system made of three crowns supported by two implants and it aims to replace the first missing molar tooth.

This study highlighted the location of stress concentration zones, on the one hand, at the level of the contact regions between the elements of the dental structure and on the other hand, at the level of the bone surrounding the dental implant. Whatever the static or dynamic occlusal efforts and relative to the dental prosthesis, the highest maximum equivalent stresses are found in the elements of the dental bridge system. The dynamic effort leads to a von Mises stress in the dental prosthesis and the dental bridge system, which is approximately twice as great as that of the static effort. The bone is the weakest link in the dental structure, it is highly stressed in its upper part, which is bonded to the implant. The results show that the maximum stresses firstly present a risk of deterioration of the cancellous bone and the cortical bone and finally the loosening of the dental implant. A dental bridge may be the best option if the neighboring teeth have large fillings and need crowns in the future. And if the tooth or teeth have been lost for a long time, the gum and bone will be reduced and other procedures are needed in place of the dental implant. However, the downside of dental bridge is that it gradually causes bone loss, as it does not stimulate chewing. Indeed, the artificial tooth does not rest on the jaw bone which causes this inconvenience.

Keywords :

Bucco-lingual- Dental prosthesis- dental bridge- Bone cancellous -Dynamic occlusal- Molar teeth

ملخص

الهدف من هذه الدراسة هو تحليل تأثير جهود المضغ على شدة وتوزيع ضغط فون مايزس المكافئ المتولد في العظام والعناصر التي تشكل بنية الأسنان. يهتم التحليل العددي ثلاثي الأبعاد بطريقة العنصر بدراسة مقارنة بين هيكلين للأسنان يخضعان لأحمال ثابتة وديناميكية. يخضع كل نظام من أنظمة الأسنان للتحميل الميكانيكي الذي يحاكي عمل السن في ثلاثة اتجاهات: تاجي-دروي ،نصفي-مَسْجِيّ ولساني شدقي. هناك العديد من الحلول لاستبدال واحد أو أكثر من الأسنان المفقودة. الحل الأول هو استخدام ثلاثة أطقم أسنان تحل محل السن الشبه المولية والسنين الموليين. الحل الثاني هو استخدام نظام جسر الأسنان المكون من ثلاثة تيجان ويهدف إلى استبدال أول الأسنان المولية المفقودة باستخدام غرستين.

أبرزت هذه الدراسة موقع مناطق تركيز الإجهاد من ناحية ، على مستوى مناطق التلامس بين عناصر هيكل الأسنان ومن ناحية أخرى ، على مستوى العظم المحيط بزراعة الأسنان. مهما كانت جهود الإطباق الساكنة أو الديناميكية والمتعلقة بأطراف الأسنان ، فإن أعلى ضغوط مكافئة توجد في عناصر نظام جسر الأسنان. يقدر شدة الجهد الديناميكي فون ميزس في طقم الأسنان ضعف شدة الجهد الثابت في ونظام جسر الأسنان. العظم هو الحلقة الأضعف في بنية الأسنان ، وهو مرهق للغاية في الجزء العلوي منه ، والذي يتلامس مع الغرسة. أظهرت النتائج أن الإجهاد الأقصى يمثل خطرًا لتدهور العظم الإسفنجي في البداية للوصول إلى العظم القشري وأخيرًا تفكك الغرسة. قد يكون جسر الأسنان هو الخيار الأفضل إذا كان للأسنان المجاورة حشوات كبيرة وتحتاج إلى تيجان في المستقبل. وإذا فقدت السن أو الأسنان لفترة طويلة ، فسيتم تقليل اللثة والعظام وهناك حاجة إلى إجراءات أخرى بدلاً من زراعة الأسنان. ومع ذلك فإن عيوب نظام جسر الأسنان هو أنه يسبب فقدان العظام تدريجيًا ، لأنه لا يحفز المضغ في الواقع و لا يستقر السن الاصطناعي على عظم الفك مما يؤدي إلى تفاديه.

الكلمات المفتاحية :

الأسنان المولية - جسر الأسنان- أطقم أسنان - لساني شدقي- العظم الإسفنجي - ديناميكية

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale

L'implantologie dentaire a connu un grand succès ces dernières années. 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. 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 dent peut se détériorer à la suite de l'alimentation, de produits chimiques ou attaque mécanique donc elle peut soit tombé soit extraite volontairement pour éviter une inflammation suivie d'une infection. En conséquence l'os de la mâchoire sous la gencive subira une dégénérescence suite à l'absence d'efforts mécaniques d'une part et d'autre part l'aspect esthétique d'une bouche peut être gênant pour la personne d'où l'importance de remplacer la dent manquante par une prothèse dentaire. L'implantologie dentaire a pour but de remplacer une ou plusieurs dents absentes par une racine artificielle, sur laquelle sera fixée une couronne dentaire. Depuis 40 ans, un grand nombre de techniques implantaires ont vu le jour, pour permettre actuellement des restaurations de plus en plus complexes dans des cas toujours plus difficiles. Ce qui a poussé de nombreux chercheurs et organismes de recherche à s'intéresser à ce problème.

La stabilité dans le temps et la durée de fonction d'un implant dentaire dépendent de nombreux facteurs individuels, et notamment des conditions osseuses locales et générales. Afin de répondre à ces conditions osseuses variées, différents types d'implants dentaires ont été conçus, et sont encore actuellement en cours de développement. Quelles que soient leur forme, leur taille, ou leur état de surface tous sont en titane, et font l'objet de contrôles rigoureux.

La technique qui permet la fixation de l'implant directement sur l'os mandibulaire, exige certaines conditions biologiques. Après extraction de la dent naturelle, l'os doit remplir en partie le vide laissé pendant trois à six mois ensuite, il faut procéder au forage d'un puits déjà taraudé dans lequel se vissera l'implant fileté. Une période de repos permettra à l'os de se reformer autour de l'implant avec l'emploi de matériaux biocompatibles favorisant la repousse osseuse pendant six mois. Après cette phase, le pilier et la couronne se fixent sur l'implant ainsi le système est constitué. La couronne transmet les forces de mastication par le

pilier à l'implant qui transfère à son tour les efforts à l'os. Cependant, ce phénomène biomécanique nécessite l'étude des possibilités de minimiser le transfert de charges et la répartition des contraintes à l'os par la proposition de solutions apportées sur la géométrie de la prothèse dentaire et du système de bridge dentaire.

L'objectif de ce travail est d'analyser le comportement mécanique de deux structures dentaires avec une approche numérique en utilisant la méthode des éléments finis. La comparaison entre les deux modèles nécessite les mêmes données d'entrée (propriétés mécaniques, dimensions des éléments de la prothèse dentaire, le chargement). Il existe plusieurs solutions pour remplacer une ou plusieurs dents manquantes. La première solution consiste à utiliser des implants dentaires qui remplacent la dent prémolaire et les deux dents molaires. Ces trois implants servent à remplacer les racines manquantes et à maintenir les dents artificielles. La deuxième solution consiste à utiliser le système de bridge dentaire constitué de trois couronnes et il vise à remplacer la première dent molaire manquante en s'appuyant sur les deux implants. Ce système offre une meilleure stabilité et une force de mastication importante.

Il est clair qu'il existe une relation entre la réponse des composants de la structure dentaire et la charge mécanique imposée. Ainsi, la charge mécanique sera tolérée dans la mesure où la capacité des tissus vivants sera suffisante pour résister aux surcharges ou encore pour s'adapter à des charges. Cette étude tridimensionnelle s'intéresse à une comparaison du comportement mécanique d'une structure dentaire soumise à deux chargements différents statique et dynamique. Le seul os mobile de la face est la mandibule et sa cinématique est complexe. Le mouvement de la mandibule doit pouvoir s'exercer dans les trois sens de l'espace pour pouvoir inciser, déchirer et broyer les aliments.

Le plan du mémoire est donc le suivant :

Dans le premier chapitre, nous décrivons d'une manière exhaustive une étude bibliographique sur l'anatomie dentaire et la structure osseuse du mandibule pour mettre en exergue ce tissu vivant.

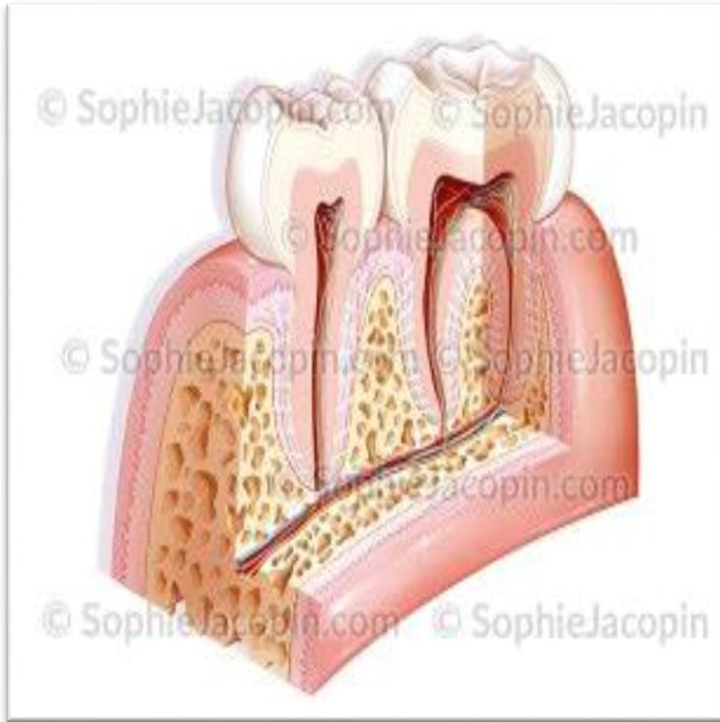
Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté le système masticatoire ainsi l'étude de l'effort occlusale pour cerner les chargements dans les différentes directions à savoir le sens corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal pour permettre une modélisation biomécanique.

Dans troisième chapitre, nous avons traité l'implantologie et réhabilitation occlusal ; un édenté en absence de chargement se voit atrophié voire fondu. Le recours aux implants dentaires est un besoin qui s'impose pour permettre au patient une mastication, bien que limitée par certaines restrictions mais nécessaire ainsi qu'un aspect esthétique. Dans le même contexte, une revue sur les différents types de géométrie d'implants est présentée pour éventuelles prothèses ou bridges.

Dans les chapitres quatre et le cinq, nous avons présenté une modélisation numérique des structures dentaires en utilisant la méthode des éléments finis. Cette analyse a pour but d'étudier le comportement mécanique des systèmes parodontaux sollicités aux différents chargements statiques et dynamiques. L'évaluation des contraintes interfaciales permet de détecter les zones de concentration de contraintes qui renseignent sur le risque de détérioration du tissu osseux si les niveaux de contraintes sont supérieures au seuil admissible d'une part et d'autre part permet d'anticiper le phénomène de descellement de l'implant. Cette analyse biomécanique a permis de quantifier les niveaux de contraintes pour les deux structures dentaires. Des contours de contraintes ont été déterminés à cet effet pour localiser les zones dangereuses et évaluer les risques potentiels sur l'os et les éléments de la dent parodontale. Cette étude comparative a montré tout son intérêt autant qualitatif que quantitative par rapport aux travaux antérieurs.

CHAPITRE 1

Anatomie dentaire et structure osseuse



1 Annatomie dentaire et structure osseuse

Introduction

Avant de traiter de la biomécanique appliquée ce aux piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire, il semble nécessaire de définir certaines notions de base l'annatomie de la dent et la structure dentaire ainsi que le terme de biomécanique.

La biomécanique désigne tout simplement l'application de la mécanique à des systèmes biologiques.

Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants, d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, la dynamique des fluides, le transfert de la chaleur et de la masse, ceci pour décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou para fonctionnelles.

La que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique, d'une endoprothèse ou d'un matériau dentaire, la quantification de la performance est une des principales préoccupations des intervenants en biomécanique. Les techniques de quantification des paramètres, de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont employées tant par l'ingénieur que par le chercheur spécialiste dans ce domaine. L'analyse quantitative de la performance apporte un éclairage sur la nature du problème du patient ou de ses difficultés. L'intervention est alors mieux ciblée lorsqu'elle est guidée par des données biomécaniques et les chances d'une meilleure performance sont accrues.

L'analyse de la gestuelle sert à la réalisation de bancs d'essais pour tester le matériel orthopédique (prothèses, plaques, vis, ...etc.). De même, l'identification des limites physiques d'un individu en milieu ou d'un patient, sert à élaborer des normes ainsi que des cahiers de charge pour l'équipement. Ces exemples illustrent le nombre et la diversité des professionnels faisant appel à la biomécanique, de l'ingénieur à l'éducateur physique, en passant par l'orthopédiste, l'ergonome, le chirurgien cardiovasculaire et le dentiste [1].

Le but de ce premier chapitre est de faire un rappel des éléments anatomiques constituant le prérequis nécessaire à la compréhension des situations pathologiques traitées au long de l'ouvrage.

1.1. Bref historique

Les découvertes réalisées par les archéologues confirment la préoccupation permanente de l'homme de remplacer les dents perdues. Différents matériaux de remplacement d'origine animale, humaine ou minérale ont été utilisés.

L'évolution de l'implantologie orale peut être illustrée en six périodes différentes:

| PERIODES | Physique | Médecine et Biologie | | |
|-------------------------------|----------------------------------|------------------------|----------------------|--|
| Antiquité | Aristote Archimède Vitruve | Galien | | |
| Renaissance (XVème et XVIème) | Da Vinci | Vésale Harvey | | |
| | | | Mécanique des tissus | Modélisation |
| XVII | Borelli Newton Pascal | Malpighi Boyle | Galilée Hooke | Descartes |
| XVIII | | | Young | Euler Fourier Dirichlet |
| XIX | | Franck Hill Fenn | Wolff Benedickt | Starling Van der Pol Bernstein |
| XX | | | | Winter |
| | | | | Instrumentation |
| | | | | Weber Röntgen Marey Demeny Bratine Fisber Muybridge Elftman |

Tableau 1.1. Profil historique de la biomécanique [2]

Après une période longue de plus de 2000 ans où l'on décrivait de manière qualitative la mécanique humaine et animale, l'évolution rapide des sciences mène au 17ème siècle, à l'analyse quantitative. Ce n'est qu'avec les développements technologiques amorcés à la fin du 19ème siècle que la biomécanique connaît un rayonnement beaucoup plus large touchant à l'instrumentation, la conception d'implants orthopédiques, la chirurgie assistée par ordinateur, et l'ergonomie, ...etc [2]

1.1.1. Domaines d'application de la biomécanique

La **biomécanique** est la mécanique physique appliquée au vivant. Cela concerne :

La mécanique des fluides : par exemple pour l'étude de la circulation sanguine, de la respiration.

La rhéologie : la bio rhéologie est l'étude du comportement des fluides biologiques qui présentent un comportement non-newtonien, comme le sang, les selles, les larmes...

La mécanique du solide : par exemple l'analyse du mouvement du corps humain en utilisant des systèmes optoélectroniques...

La résistance des matériaux : par exemple pour la résistance des organes et des membres aux chocs et aux contraintes (traumatologie), pour la fabrication de prothèses...

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant :

La cellule : échange, transformations, pathologie...

Le tissu : croissance, résistance, vieillissement, réparation...

L'organe fonctionnement, pathologie, remplacement...

Le système, l'appareil : relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis-à-vis des propriétés physiques du milieu extérieur (par exemple, adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité).

Le corps dans son ensemble : déambulation, posture, ergonomie...

La biomécanique a de nombreuses applications pratiques, notamment en médecine et en sport. C'est également un domaine actif de recherche scientifique, notamment à l'échelle microscopique. C'est alors un sous-domaine de la biophysique. Elle s'intéresse par exemple à la mécanique :

Des polymères biologiques. L'ADN en particulier a fait l'objet d'expériences spectaculaires. La séquence d'acides aminés affecte les propriétés mécaniques des chaînes, en particulier leurs propriétés de repliement.

Du cytosquelette. L'application de déformations (par contact direct ou au moyen de pinces optiques) permet de mesurer les coefficients de réponse élastique du cytosquelette.

De la membrane. Lors des mouvements cellulaires, ou d'évènements de phagocytose ou d'endocytose, la membrane subit des déformations importantes. Les propriétés mesurées dépendent des lipides présents en majorité.

Les principaux acquis théoriques utilisés concernent :

Les contraintes et les déplacements dans les matériaux, [1]

Les équations constitutives décrivant les propriétés mécaniques des matériaux,

La résistance des matériaux, fluage, relaxation, écoulement plastique, propagation de fissures, fatigue, corrosion, ...etc.

La théorie de dislocation, Les matériaux composites,

L'écoulement de fluide : air, eau, sang, ...etc.

Les transferts de chaleur, distribution de la température, contraintes thermiques, Les transferts de masse, diffusion, ...etc.

1.1.2 Contrôle de systèmes mécaniques

La biomécanique a participé d'une manière ou d'une autre dans toutes les avancées en sciences et en technologies médicales. La chirurgie peut apparaître une activité sans lien avec la mécanique alors que la cicatrisation est intimement liée aux contraintes et aux déformations dans les tissus. Un développement important issu de la biomécanique concerne l'orthopédie, étant donné que la majeure partie des patients opérés est touchée par des problèmes musculo squelettiques. C'est pour cette raison que la biomécanique est devenue un outil clinique permanent en orthopédie.

Un autre développement important, plus récent, concerne le domaine de l'implantologie, auquel nous nous intéressons plus particulièrement dans ce travail. Dans ce type de problèmes, l'architecture osseuse est une donnée très importante. Elle joue un rôle majeur dans l'observation clinique avant toute restauration prothétique, détermine la forme et le volume des surfaces d'appui, et met en évidence l'influence des dents dans le système parodontal et les différences existant entre le maxillaire supérieur et la mandibule.

1.2. Anatomie de la structure dentaire

1.2.1 L'organe dentaire

L'organe dentaire est constitué par la dent (ou odonte) et ses tissus de soutien (ou parodonte) (Figure 1.1a). L'ensemble des dents forme une arcade sur l'os maxillaire et sur l'os mandibulaire appelée arcade maxillaire et arcade mandibulaire.

-L'odonte comprend une partie coronaire, la couronne dentaire et une partie radiculaire, la ou les racines. Il est formé par différents tissus minéraux et organiques : l'émail, la dentine et la pulpe.

- Le parodonte comprend :le cément, le desmodonte (ou ligament alvéolo-dentaire ou périodonte), l'os alvéolaire et la gencive.

On distingue quatre catégories de dents :

- Les incisives, dents antérieures qui servent à couper. On en dénombre quatre par arcade;
- Les canines, deux par arcade ;
- Les prémolaires, quatre par arcade ;
- Les molaires, six par arcade.

L'occlusion dentaire (Figure 1.1b) est la manière dont les dents supérieures (dents maxillaires) s'engrènent avec les dents inférieures (dents mandibulaires). La classification d'Angle et Ballard (Figure 1.11c) détermine les différents types d'occlusion dans le sens sagittal. L' *intercuspidie* maximale ou serrage forcé est un état statique furtif dans les conditions naturelles.

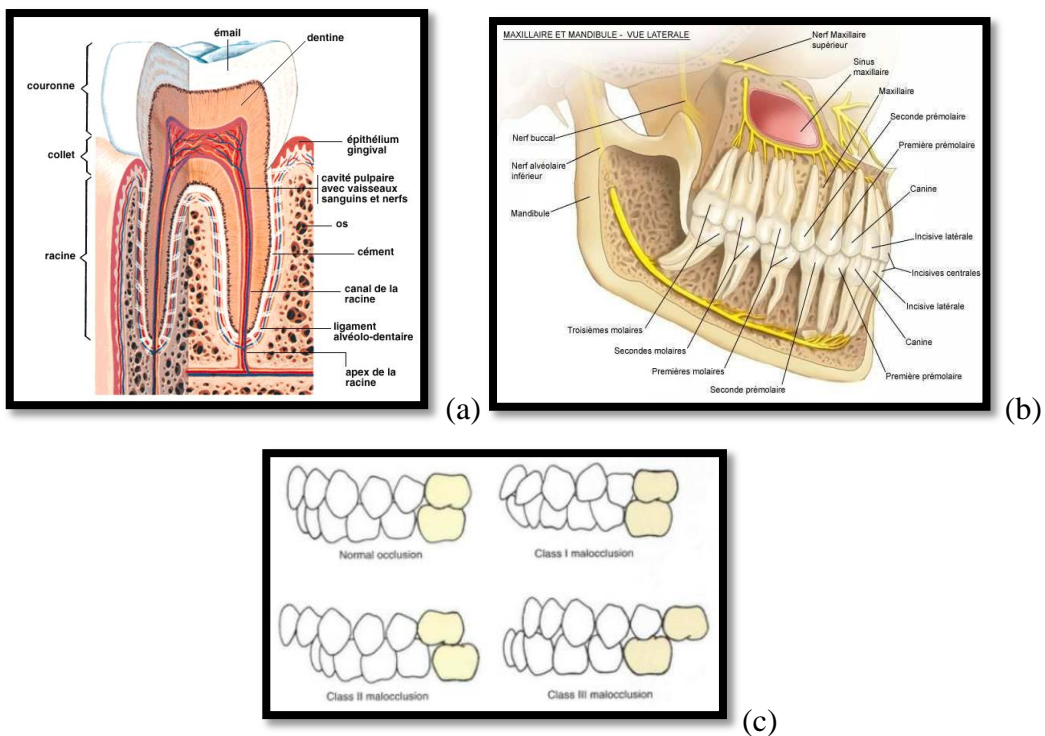


Figure 1.1 : (a) histologie dentaire, (b) occlusion dentaire (images libre de droit, (c) classification d'Angle et Ballard [3].

1.2.1.1 Constituants de la dent

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, dont la partie visible émerge de l'os. Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle

dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons [3].

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé la couronne, est recouverte d'émail. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de cément, qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri-dentaire.

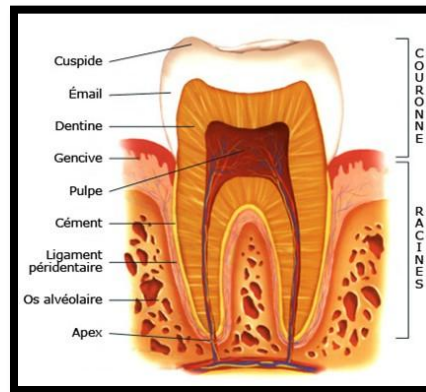


Figure 1.2: Anatomie dentaire [2]

a. Cuspide

Une cuspide est une éminence dure d'une dent qui émerge de la surface de laquelle la dent mord. Chacune des canines possède une seule cuspide, alors que les prémolaires en ont deux chacune. Les molaires possèdent normalement quatre ou cinq cuspides

b. Émail

L'émail est une substance dure et blanche qui recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal, et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. Il est la substance la plus minéralisée et la plus dure dans le corps humain. Constitué de longs prismes d'hydroxyapatite. La production d'émail est assurée par des cellules appelées améloblastes. Un émail altéré peut infiltrer les micro-organismes pathogènes à l'intérieur de la dent. Cela pourrait conduire à la formation de carie dentaire ou à des dommages au niveau de la pulpe. Le fluor permet à l'émail de devenir plus résistant aux caries.

c. Dentine

La dentine est un tissu calcifié dur qui est recouvert par l'émail au niveau de la couronne, et par le cément au niveau des racines. Dépendant des pays ou des régions, le terme "ivoire" est parfois utilisé pour se référer à ce tissu. Comme l'émail, la dentine est principalement

composée d'hydroxyapatite , mais elle est moins dure, ce qui la rend plus vulnérable aux caries. La production de dentine est assurée par des cellules appelées odontoblastes. L'apparence jaunâtre de cette substance affecte grandement la couleur de la dent lorsque l'émail est translucide.

Si l'émail est endommagé, ou si les gencives se déchaussent au niveau des racines, la dentine est exposée et devient très sensible à la pression, la chaleur, le froid, l'air, ou aux aliments qui sont sucrés ou acides. Cette condition est appelée hypersensibilité dentinaire et peut être traitée soit par l'utilisation de dentifrice désensibilisant, l'application de solutions de fluor, ou le recouvrement des surfaces exposées par des obturations.

d. Pulpe

Tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. Le plus sensible des tissus dentaires ; il peut se nécroser.

e. Cément

Tissu minéralisé recouvrant la racine. Tissu conjonctif spécialisé, le moins dur des trois tissus dentaires durs. S'il est mis à nu au niveau des collets, il s'usera rapidement.

1.2.1.2 Différents types des dents

La denture adulte est composée de 8 dents par hémi-machoire :

- 2 incisives,
- 1 canine,
- 2 prémolaires,
- 3 molaires.

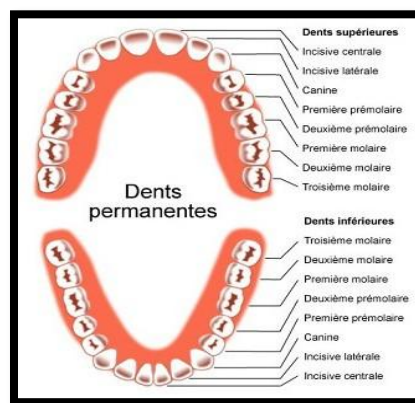


Figure1.3 :Différents types des dents [3]

a.Incisives

Une incisive est une dent placée devant et vers le centre de l'arcade dentaire. Elle a la forme d'une pelle à bord libre coupant qui permet de trancher les aliments. Les incisives supérieures recouvrent les incisives inférieures à la manière d'une lame de ciseaux. Les incisives centrales supérieures sont légèrement plus grosses que les incisives latérales

supérieures. Elles ont un rôle esthétique qui définit le sourire d'une personne. Les incisives inférieures sont plus petites et elles ont toutes les quatre plus ou moins la même forme.

b. Canines

Une canine est une dent placée entre les incisives et les dents postérieures.

C'est une dent robuste et pointue, et c'est la dent la plus longue chez l'être humain, ayant une racine qui peut atteindre jusqu'à 3 centimètres. Les canines servent à déchiqeter les aliments et ont un rôle primordial dans les mouvements de mastication. Elles ont aussi un rôle esthétique qui complète le sourire avec les incisives.

c. Prémolaires

Une prémolaire est une dent présente seulement en dentition permanente, et placée entre les canines et les molaires. Le rôle des prémolaires est de débiter le broiement des aliments avant que ceux-ci ne soient transférés aux molaires pour compléter la mastication. Ces dents ont au moins deux cuspides et peuvent avoir une ou deux racines.

d . Molaires

Une molaire est une dent placée complètement derrière sur l'arcade dentaire. C'est le type de dent le plus volumineux, ayant de quatre à cinq cuspides, et de deux à quatre racines. Le rôle des molaires est de finaliser le broiement des aliments avant la déglutition. Les dents de sagesse (troisièmes molaires) sont très importantes pour la mastication des aliments. Si elles sont extraites et ne sont pas remplacées, il peut y avoir des conséquences sérieuses à long terme dans la balance de l'occlusion des dents, et la santé buccale en général.

1.2.1.3 Le complexe odonte/parodonte

a. L'odonte

L'odonte est constitué d'une partie coronaire : la couronne, et d'une partie radiculaire : la racine, qui permet son ancrage dans l'os alvéolaire. Il est formé de trois tissus : l'émail, la dentine et la pulpe.

b. L'émail

°Caractéristiques physiques

L'épaisseur : elle varie en fonction des régions, elle est maximale au niveau des cuspides et s'amincit vers le collet pour se terminer par un angle très aigu.

La teinte : il est à moitié translucide et laisse transparaître la dentine.

La dureté : c'est le constituant le plus dur de l'organisme mais cassant lorsqu'il n'est pas soutenu par la dentine sous-jacente.

Perméabilité : il est perméable à certains sels et certains ions. Il y a donc un passage de courant ionique.

°Caractéristiques chimiques

C'est une combinaison phosphocalcique de type apatite qui se fixe sur une matrice organique. La partie minérale représente 95% de la masse totale ; le reste est constitué de matière organique.

Considérations cliniques

Les cristaux d'hydroxyapatite sont en équilibre physico chimique avec la salive dans laquelle ils baignent. Ces cristaux sont constamment soumis à des phénomènes de minéralisation et déminéralisation et peuvent mener à la destruction de la dent par la carie.

c. La dentine

°Caractéristiques physiques

La teinte de la dentine donne la teinte de la dent par transparence de l'émail. Elle est en général jaunâtre, élastique, moins dure et moins cassante que l'émail [5,6] .

Caractéristiques chimiques

Elle se constitue à 70% d'une phase minérale, 18% organique et 12% d'eau. Sa phase minérale est aussi importante que pour l'os.

Considérations cliniques

Toute section de dentine (lors de la taille) entraîne une coupe de millions de prolongements odontoblastiques ce qui provoque une réaction inflammatoire au niveau de la pulpe. Cette réaction peut mettre en jeu la vitalité pulpaire

d. La pulpe

°Organisation générale

La pulpe est logée dans l'odonte, un espace clos, le seul endroit ouvert sont les apex. La pulpe possède une portion large au niveau de la couronne, étroite au niveau des racines. Au niveau de l'apex de la pulpe, se situe un orifice : le foramen apical. C'est là qu'arrivent les éléments vasculo-nerveux vers la pulpe.

°Composantes cellulaires et matricielles

- Le fibroblaste : c'est le plus gros contingent cellulaire de la pulpe.

-La matrice extracellulaire : elle se constitue de fibres, de collagène et d'une substance fondamentale qui est une substance gélatineuse entourant les cellules, composée à 90% d'eau.

-La vascularisation

La pulpe est richement vascularisée, les vaisseaux pulpaire et parodontaux proviennent des mêmes artérioles. Les relations entre artères parodontales et pulpaire se font au niveau du foramen apical mais également au niveau du cément et de la dentine par des canaux accessoires.

-L'innervation

Un important contingent de fibres nerveuses suit les vaisseaux pulpaire, essentiellement constitués de fibres sensibles du nerf trijumeau.

°Considérations cliniques

La pulpe est un élément fondamental du complexe odonte/parodonte grâce aux informations qu'elle recueille et grâce au contrôle nerveux.

e. La gencive

La gencive ou muqueuse gingivale appartient aux muqueuses buccales et constitue la partie la plus superficielle du parodonte au contact direct avec le milieu buccal. Une gencive saine apparaît ferme, rose avec un aspect piqueté.



A

B

Figure 1.4 : Vue clinique d'une gencive saine [7]

A : Gencive grossière fibreuse de phénotype épais B : Gencive fine à peine granulée de phénotype fin

Organisation anatomique

-La gencive libre ou gencive marginale : elle est étroite, mobile festonnée, n'a pas de soutien osseux, elle suit le contour anatomique des dents. Elle peut être écartée de la dent. La face interne de la gencive libre et la paroi dentaire délimitent le sulcus gingival. La partie la plus

profonde du sulcus correspond à la jonction gingivo-dentaire.

-La gencive attachée : elle constitue le prolongement de la gencive libre. Elle est ferme et élastique. Elle est attachée au cément et au périoste de l'os alvéolaire. Elle a une grande importance clinique car plus sa hauteur est importante, moins il y a de risques de parodontopathie. La gencive attachée constitue un bouclier collagénique face aux agressions bactériennes et traumatiques.

-Structure de l'attache épithéliale : l'attache épithéliale est le produit et un composant de l'épithélium de jonction. Elle se constitue d'une membrane basale interne et d'hémi-desmosomes. C'est elle qui assure le lien épithélial entre la gencive et la dent.

-Structure de fixation du tissu conjonctif : les faisceaux de fibres gingivales se composent de fibres de collagène, avec des orientations très diverses au-dessus de l'alvéole. Ces fibres assurent une stabilité à la gencive, en se fixant en-dessous de l'épithélium de jonction à la

surface dentaire. Elles protègent ainsi les dents des forces de cisaillement et les stabilisent individuellement pour former une arcade fermée. Les faisceaux périosto-gingivaux qui

fixent la gencive sur le procès alvéolaire peuvent être aussi considérés comme des fibres gingivales au sens large.

-Rôle de la gencive

La gencive est impliquée dans des phénomènes de défense contre les agressions chimiques, bactériennes et mécaniques. Pour cette défense elle est équipée d'un système nerveux, qui assure la sensibilité tactile et nociceptive. Elle est également équipée d'un système immunitaire. Elle représente une barrière mécanique grâce au chorion qui constitue un bouclier collagénique et grâce à la présence de kératine au niveau de l'épithélium, la zone de fragilité étant le sulcus et la jonction épithéliale [12- 14] .

f.Le desmodonte

Le ligament parodontal se situe entre la surface des racines et l'os alvéolaire. Il se constitue de fibres conjonctives, de cellules, de vaisseaux sanguins, de nerfs et d'une substance fondamentale. Les faisceaux de fibres de collagène se constituent de fibrilles de collagène, de 40 à 70 nm d'épaisseur, lesquelles associées parallèlement forment une fibre de collagène et plusieurs fibres s'associent pour former le faisceau de fibres de collagène. Les cellules desmodontales principales sont des fibroblastes en forme de disque plat avec un noyau ovale et de nombreux prolongements cytoplasmiques. Elles sont responsables de la destruction et de la formation du collagène. On retrouve également des cémentoblastes, des ostéoblastes et des débris épithéliaux de Malassez.

- Rôle du desmodonte

Il supporte la dent au niveau de l'alvéole grâce aux faisceaux de collagène qu'il contient. Grâce aux différentes orientations des différentes fibres, il s'oppose aux forces de pression, traction et torsion qui s'appliquent sur la dent. Il a donc un rôle d'amortisseur de la dent lors de la mastication. Il participe également à l'immunité du parodonte ; ce rôle de défense est assuré par des macrophages et des mastocytes.

g.Le cément

C'est un tissu minéralisé qui assure l'interface entre la dentine et le desmodonte. C'est un ancrage pour les fibres du desmodonte et il recouvre la dentine radiculaire ; dans quelques cas il recouvre partiellement l'émail coronaire.

-Les types de cément

Il existe différents types de ciments

- Le ciment acellulaire afibrillaire (1)
- Le ciment acellulaire à fibres extrinsèques (2)
- Le ciment cellulaire à fibres intrinsèques (3)
- Le ciment cellulaire à fibres mixtes (4)

1.3 - Structure de l'os humain

1.3-1 Introduction

Les os, éléments durs et/ou résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles.

Ces os (au nombre de 206) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique.

Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extra cellulaire (MEC). La matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie.

Le squelette a 3 fonctions :

- **Fonction mécanique** : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.
- **Fonction métabolique** : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.
- **Fonction hématopoïétique** : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de

multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes).

En outre les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines véhiculées par la circulation générale.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une rotéine, l'osséine) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominant, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier).

La mandibule fait partie des quatre-vingt os axiaux qui se répartissent le long de l'axe central, vertical du corps.

1.3.2 Anatomie de l'os mandibulaire

L'os mandibulaire est un os dont le mode de croissance permet de distinguer différentes sous unités (Figure 1.5).

- L'unité corporelle ou corps de la mandibule constituée de la symphyse et des branches horizontales droite et gauche, c'est la partie dentée qui permet l'activité masticatoire.
- L'unité angulaire ou angle de la mandibule.
- L'unité coronoidienne ou apophyse coronoïde.
- L'unité condylienne qui participe à l'articulation temporo-mandibulaire

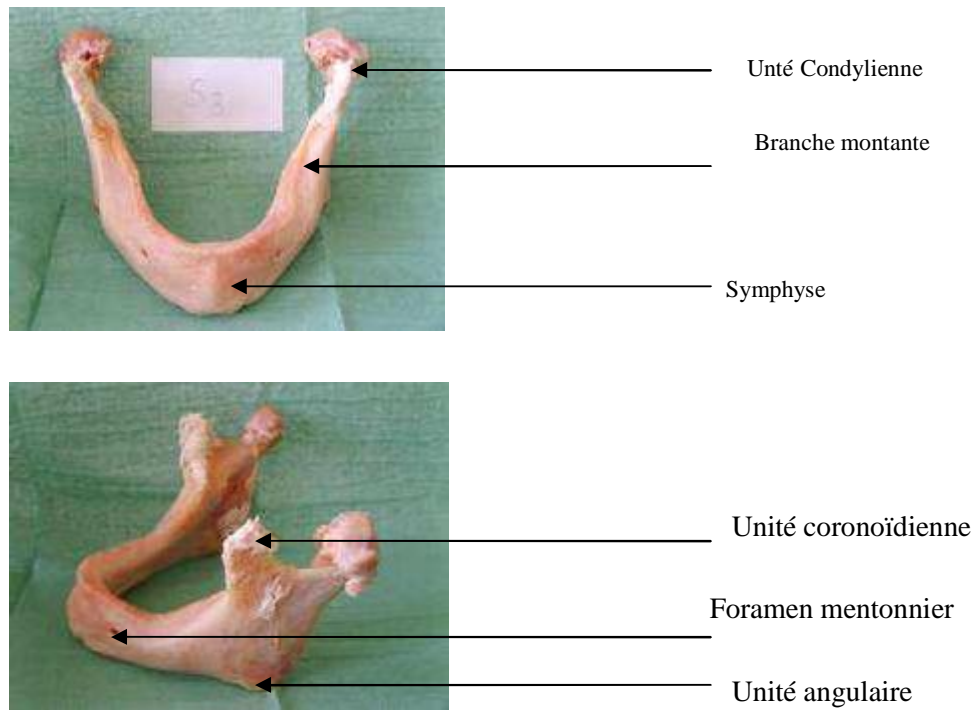


Figure 1.5: Mandibule édentée [8]

L'unité corporeale est constituée d'un os spongieux en position centrale parcourue par le canal du nerf alvéolaire inférieur et d'un os cortical en périphérie.

1.3.3 Résorption mandibulaire corporeale

Le tissu osseux est un tissu vivant, réactif, à la fois sur le plan biologique (homéostasie minérale), mais aussi sur le plan biomécanique. Au plan physiologique, le tissu osseux mandibulaire alvéolaire (situé sur l'unité corporeale dentée: branches horizontales et symphyse) est soumis aux mêmes lois ou principes généraux de remaniement ou du remodelage que les autres tissus osseux du squelette. Il y a déjà plus d'un siècle, Wolff [92] avait montré la relation existant entre la fonction d'un os et son organisation architecturale. Selon les lois de Wolff, réactualisées par Frost [04], les pressions d'une intensité moyenne sur le tissu osseux, permettent une bonne conservation de celui-ci, tandis que des pressions trop intenses ou trop faibles, engendrent une ostéolyse. Il faut également que les pressions soient non seulement intermittentes, mais que leurs interruptions soient suffisantes. Enfin, une modification de la vascularisation, par excès ou par défaut, est susceptible d'engendrer une ostéolyse et donc également une résorption.

Lors d'une diminution de forces masticatoires liée à la perte dentaire, les pressions exercées sur l'os mandibulaire deviennent alors trop faibles pour assurer ce remodelage, il s'en suit une résorption dans le secteur de l'édentation.

1.3.4. Le tissu osseux

Afin de comprendre l'ostéo-intégration, il est indispensable d'étudier le principal acteur qui est le tissu osseux, et notamment les particularités de celui-ci dans le domaine de l'implantologie orale, au niveau des maxillaires et de la mandibule, d'un point de vue macroscopique et microscopique.

1.3.4.1. Les cellules

Les ostéoblastes

Ces cellules sont responsables de la synthèse de la matrice osseuse qui les entoure ainsi que des protéines de cette matrice. Ce tissu est appelé tissu ostéoïde et prendra le nom de « tissu osseux » seulement après calcification. Les ostéoblastes sont actifs pendant la phase d'édification des structures osseuses mais aussi pendant les périodes de remaniement osseux [31, 32]

Les ostéocytes

Ces cellules sont les plus abondantes. Elles correspondent à des ostéoblastes qui se sont retrouvés coincés au sein de la matrice osseuse qu'ils ont eux-mêmes formée. Elles communiquent entre elles par un système de prolongements dendritiques qui les relient les unes aux autres, formant ainsi un réseau canaliculaire.

Les ostéoclastes

Ils sont capables de dissoudre les minéraux et dégrader la matrice organique. Cette résorption osseuse leur permet de contrôler l'homéostasie du calcium[33,34].

Ces cellules géantes multinucléées se trouvent sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et parfois sur la surface du périoste, et sont présentes au niveau des sites actifs de remaniements osseux.

Les cellules bordantes

Elles forment une frontière entre l'os et les autres compartiments de l'organisme. Peu actives, elles dérivent des ostéoblastes et sont impliquées dans l'ostéogénèse.

1.3.4.2. Les maxillaires et la mandibule

Les os maxillaires constituent le squelette de la mâchoire supérieure. Avec leur forme de pyramide triangulaire à sommet latéral tronqué, ils s'articulent avec tous les autres os de la

face. Chaque maxillaire est creusé d'une cavité, le sinus maxillaire. L'innervation est sous la dépendance du nerf maxillaire, deuxième branche du nerf trijumeau, issu du ganglion trigéminal [35-37].

La mandibule est un os impair et symétrique qui constitue à lui seul le squelette de l'étage inférieur de la face. Seul os mobile de la face, il est constitué d'un corps et de deux branches. L'innervation sensitive de la mandibule et des dents mandibulaires est assurée par le nerf alvéolaire inférieur qui est situé sous les racines dentaires, au contact de la corticale interne.

Embryologiquement, ces os basaux sont issus du premier arc pharyngien mais de bourgeons différents. L'os maxillaire est formé par deux bourgeons maxillaires (responsable aussi des parties latérales de la lèvre supérieure et des dents, sauf des incisives) entre lesquels s'interpose un bourgeon intermaxillaire (responsable de la formation des de la partie centrale de la lèvre et des incisives). Il subira une ossification enchondrale. L'os mandibulaire est lui formé à partir des bourgeons mandibulaires qui vont fusionner, et qui seront aussi à l'origine des dents et de la lèvre inférieure [38-40]. Son ossification est membraneuse. Cette différence pourra expliquer la structure non identique des maxillaires et de la mandibule.

1.3.4.3. L'os alvéolaire

On désigne sous le nom d'os alvéolaire ou procès alvéolaire, l'extension des maxillaires et de la mandibule (os basaux). Il supporte les alvéoles dentaires et constituent donc le logement des dents : l'os alvéolaire naît, vit et meurt avec celles-ci. La crête osseuse suit de façon harmonieuse et festonnée, le collet des [41-43]dents et les saillies des racines, comme la gencive marginale, mais à un niveau inférieur. Parfois, les tables osseuses peuvent être très fines, surtout en vestibulaire, et l'os peut même être absent, créant alors des déhiscences ou des fenestrations. La labilité physiologique de l'os est maintenue par un équilibre précis entre l'apposition et la résorption osseuse réglées par des influences locales et générales[44].

L'os est constitué d'une table vestibulaire externe, d'une table linguale interne, et d'une portion entre deux racines, appelée septum inter dentaire (ou septum inter radicaire entre les racines d'une pluri-radiculée). On distingue donc deux corticales au niveau de l'os alvéolaire : l'une interne, en regard de la racine dentaire (corticale alvéolaire interne ou lame cribliforme), l'autre externe, en superficie du corps de la mandibule ou du

maxillaire (corticale périphérique externe). Ces corticales sont composées d'os cortical. Entre les deux, on trouve l'os spongieux.

La corticale alvéolaire interne permet la vascularisation et l'innervation de la dent et de son parodonte ; elle est criblée de pertuis permettant le passage de nombreux éléments vasculo-nerveux. Des fibres extrinsèques du desmodonte viennent s'y ancrer profondément, lui donnant une structure fibreuse. La plus grande partie de la surface radiculaire se trouve ainsi entourée d'une lamelle d'os fasciculé dans laquelle viennent s'insérer les fibres de Sharpey [45-49].

En revanche, la corticale périphérique externe est plutôt continue et est moins épaisse que du côté palatin ou lingual.

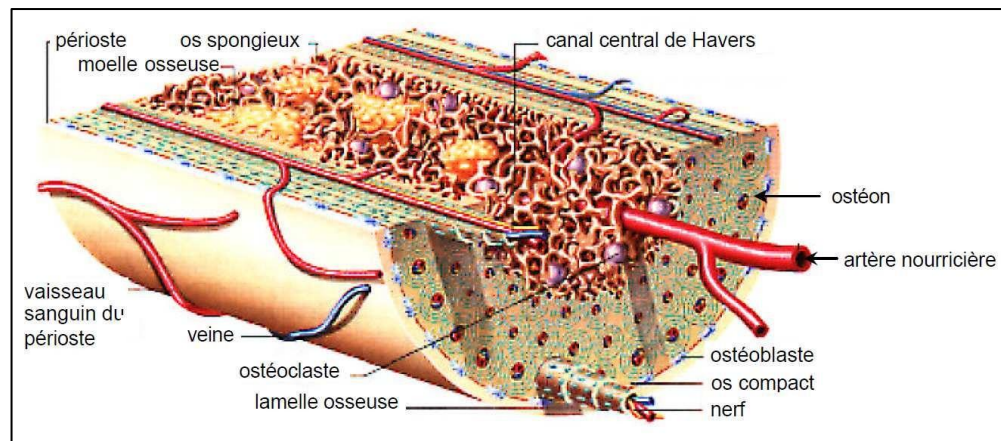


Figure1.6: Composition en couches du tissu osseux [15]

a. L'os compact

Dense et rigide, l'os compact est l'os des corticales. Il est formé par la juxtaposition d'ostéons, dans lesquels les lamelles osseuses sont disposées de façon concentrique autour du « canal de Havers » où circulent les vaisseaux. Les canaux de Havers sont reliés entre eux par des canaux transversaux dits de « Volkmann ». L'os compact est donc formé d'un os haversien, un os lamellaire bien structuré.

La corticale interne est constituée en partie par l'os à disposition lamellaire et par l'os fibreux. Cet os fibreux représente un type très primitif de tissu osseux. Il doit sa structure au fait que les principales fibres du ligament parodontal s'y insèrent et y pénètrent profondément. Il est également appelé « bundle bone » correspondant à un os fasciculé entourant la dent. La délimitation de la paroi de tissu osseux fasciculé est faite par une « ligne cémentante », qui sépare cet os de l'os spongieux. A cause des forces occlusales,

la ligne cémentante est en remaniement permanent est paraît donc irrégulière. Du fait des remaniements constants de l'os alvéolaire, la couche corticale, constituée à l'origine par un tissu osseux très dense à caractère lamellaire, est peu à peu remplacée par l'os harversien.

La corticale externe alvéolaire est continue avec la corticale maxillaire ou mandibulaire. Elle est recouverte de périoste. Cet os est constitué de lamelles osseuses denses appliquées les unes contre les autres. Il contient de nombreuses cavités: les ostéoplastes qui contiennent les ostéocytes. Ils sont d'aspect étoilé et sont régulièrement disposés. Entre les lamelles, des petits espaces médullaires sont présents. De plus, certains caractériseront l'os vestibulaire de « ligamentaire » dont la survie dépendra étroitement de la stimulation fonctionnelle du desmodonte et de sa vascularisation implicite ; et l'os lingual de « lamellaire » entraînant une moindre résorption après extraction : nous verrons cela ultérieurement.

b. L'os spongieux

Aussi appelé os trabéculaire, il est constitué d'un réseau tridimensionnel de travées et de fines trabécules. Elles délimitent des espaces médullaires où se situe la moelle osseuse.

Sa quantité est plus faible au niveau mandibulaire qu'au niveau maxillaire. Il permet le soutien de la dent et constitue une réserve nutritive.

L'os spongieux est présent entre les corticales externe et interne partout où l'épaisseur est suffisante. Il occupe également les septa et les régions interradiculaires. Radiologiquement, il est caractérisé par sa trabéculatation. La disposition des trabécules osseuses est sujette à de nombreuses variations [7].

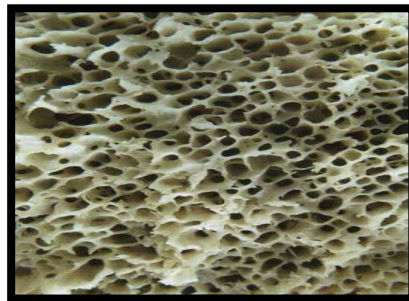


Figure 1.7: Os spongieux ou trabéculaire [16].

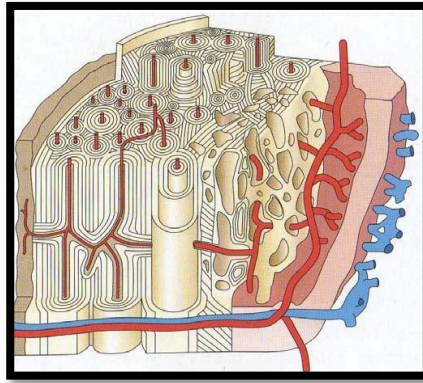


Figure 1.8: Schéma représentant l'organisation architecturale de l'os cortical, sous forme de lamelles concentriques autour de canaux centraux [17].

Le type d'os est important à connaître car lorsque l'on pose un implant, la réponse osseuse sera différente selon qu'elle a lieu dans un os cortical ou spongieux [32-34]

La classification de la qualité osseuse rencontrée lors du placement des implants est celle proposée par Lekholm et Zarb [35-37], qui tient compte de la répartition entre os cortical et spongieux :

- Os de type I, la mâchoire est composée presque entièrement d'un os compact homogène
- Os de type II, une couche épaisse d'os compact entoure un noyau d'os trabéculaire dense
- Os de type III, une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire dense
- Os de type IV, une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire de faible densité

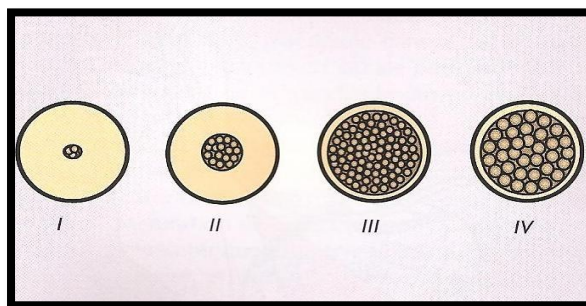


Figure 1.9 : Typologie osseuse selon Lekholm et Zarb [32].

Cette classification histologique est difficile à appliquer en pratique, c'est pourquoi la classification de Tsiri et Rao paraît plus clinique. L'os est :

- Dense, le clinicien ne sent pas la délimitation sensible entre une partie corticale et une partie spongieuse
- Normal, le clinicien sent nettement le passage de la corticale à un os moins résistant
- De faible densité, la corticale et la partie spongieuse offrent peu de résistance, elles sont facilement passées.

c. La vascularisation

La vascularisation des maxillaires dépend de certaines branches de l'artère maxillaire :

- L'artère infra-orbitaire assure la vascularisation de la face supérieure orbitaire ainsi que de la face antérieure du maxillaire et des dents antérieures [38,39]
- L'artère alvéolaire postérieure et supérieure assure la vascularisation de la face postérieure du maxillaire ainsi que des dents postérieures
- L'artère grande palatine assure la vascularisation de la partie postérieure de la muqueuse palatine
- L'artère naso-palatine vascularise la partie antérieure de la muqueuse palatine

La vascularisation de la mandibule est assurée par un réseau externe périosté et un réseau interne endo- osseux.

- Le réseau externe est formé par l'artère faciale, l'artère submentale (provenant de l'artère faciale), l'artère sublinguale, les artères massétérique et ptérygoidienne, (branches de l'artère maxillaire) et l'artère mylo hyoïdienne (branche de l'artère alvéolaire inférieure) [40]
- Le réseau interne dépend de l'artère alvéolaire inférieure (branche de l'artère maxillaire) d'où se détachent des rameaux destinés à chaque apex dentaire. Elle se divise en deux: une artère incisive qui donne des rameaux à la canine et aux incisives, et une artère mentonnière qui s'anastomose avec l'artère submentale.

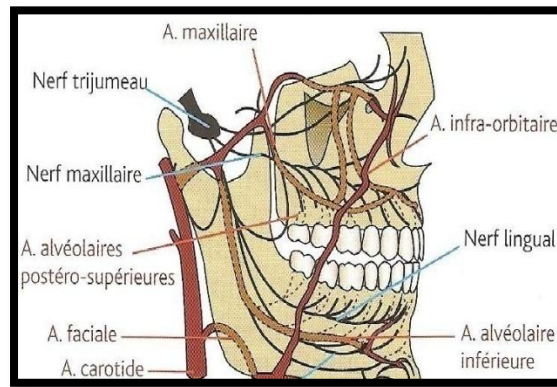


Figure 1.10 : Vascularisation et innervation maxillaire et mandibulaire [37].

La vascularisation de l'os alvéolaire est particulière et importante à comprendre. Elle n'est pas la même si on est en présence d'un implant ou non. La vascularisation des procès alvéolaires est principalement assurée par:

- Des branches des artères alvéolaires supérieures et inférieures ainsi que les artères des septa interalvéolaires
- Les artérioles périostées des corticales
- Les artérioles ligamentaires (ramification des artères dentaires et branches des artères alvéolaires)

Cette dernière source de vascularisation est absente lorsque l'implant est ostéointégré car le desmodonte est absent. La vascularisation est donc moindre. Cela va avoir des conséquences sur l'épaisseur du tissu osseux car un os moins vascularisé est un os qui se résorbe. Il faudra tenir compte de ce paramètre pour le positionnement de l'implant et la présence des papilles notamment. [27,28]

1.3.5. La physiologie osseuse

a. La croissance et le remodelage osseux

Pendant l'enfance, la croissance et le remodelage osseux coexistent, alors que chez l'adulte seul le remodelage persiste[29-31].

La croissance osseuse résulte de deux mécanismes : l'ossification enchondrale, qui assure principalement la formation des os longs, et l'ossification membranaire qui a lieu au niveau des os plats.

Le remodelage permet de préserver les propriétés biomécaniques du tissu osseux et se déroule selon une chronologie précise [32-34].

- La phase d'activation initie le processus du remaniement. Cette phase conduit au recrutement d'ostéoclastes qui vont reconnaître une surface destinée à être résorbée.

- La phase de résorption a alors lieu grâce aux ostéoclastes qui adhèrent à la surface.

Ils vont dissoudre la phase minérale par acidification. La phase organique est elle dégradée par des enzymes spécifiques.

suite, c'est une phase d'inversion où se forme la ligne cémentante. C'est ici qu'il y a couplage entre la résorption et la synthèse. Les ostéoclastes se retirent et laissent la place au recrutement des ostéoblastes.

- Puis c'est une phase de formation : les ostéoblastes adhèrent et synthétisent une matrice collagénique qui sera secondairement minéralisée. Cette séquence dure en moyenne entre quatre et six mois [34,38].

- Enfin, la phase de quiescence est un état de veille qui dure jusqu'à la nouvelle phase de remodelage dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local.

L'os parodontal subit, comme toutes les structures osseuses, des variations et des remaniements constants afin de s'adapter aux sollicitations des fonctions masticatoires ainsi qu'aux migrations physiologiques (migrations) ou pathologiques (extractions).

Du côté où la dent migre (en mésial, physiologiquement), on observe des lacunes de résorption alors que du côté distal, on observe une surface plus lisse. Du côté de l'apposition, l'os fasciculé est résorbé à partir de son côté endosté et remplacé par de l'os lamellaire ou haversien [39]. Ce remodelage n'atteint jamais le ligament parce qu'une couche d'os fasciculé et une ligne cémentante sont toujours présentes et séparent l'os fasciculé de l'endoste. Du côté distal, on observe des ostéoclastes logés dans les lacunes de Howship qui résorbent l'os fasciculé, traversent les lignes cémentantes puis l'os parodontal. On observera ensuite une activité ostéoblastique.

b. Le remodelage osseux autour de l'implant

Lors de la mise en place d'un implant, la réaction osseuse n'est pas spécifique. Elle est la même que toute réparation après effraction du tissu osseux (fracture, forage, greffe). Contrairement aux tissus mous, la réparation osseuse ne produit pas de tissu cicatriciel

si elle est réalisée dans de bonnes conditions. A la fin de la cicatrisation, l'os nouvellement formé ne pourra plus être différencié de l'os préexistant. Les cellules osseuses étant recrutées à partir de la circulation sanguine, il est logique que les conditions de réparation dans un os entouré de vaisseaux sanguins soient meilleures. La réparation osseuse nécessite une certaine stimulation mécanique : sans stimulation, la capacité ostéogénique est faible, mais si elle est trop importante, cela provoquera une fibro-intégration.

1.3.6 . Réponse osseuse autour de l'os spongieux

a- Phase 1 : Formation du caillot

Après la mise en place de l'implant, un caillot sanguin se forme dans les espaces et les anfractuosités laissés libres entre le trait de forage et le matériau. Le fibrinogène du sang se dépose sur le titane et permet l'absorption des plaquettes à la surface. Elles relarguent alors des facteurs de croissance qui vont attirer des cellules indifférenciées vers le site de la « plaie ».

b- Phase 2 : Formation 3 D d'un réseau de fibrine

Le réseau de fibrine est suivi d'une angiogénèse locale. Au travers des capillaires, les cellules mésenchymateuses arrivent et si les conditions locales biomécaniques sont réunies, elles se différencient suivant la lignée ostéoblastique. Ces cellules migrent au voisinage immédiat de la surface implantaire, provoquant alors des tensions sur les fibres. Selon que ces dernières arrivent à résister ou non à la traction, l'ostéogénèse se poursuivra en ostéogénèse de contact ou à distance.

c- Phase 3 : Première apposition osseuse

Ostéogénèse de contact : Si les fibres résistent à la traction, les cellules ostéogéniques arrivent directement jusqu'à la surface implantaire et la reconnaissent alors comme une surface stable, ce qui permet leur différenciation en ostéoblastes. Ces cellules vont sécréter une matrice protéique non collagénique qui se minéralise immédiatement. Les cellules continuent leur activité d'apposition osseuse en produisant un os tissé (avec des fibres de collagènes minéralisées désorganisées). L'apposition osseuse se poursuit de manière centrifuge (de la surface de l'implant en direction de l'os) et centripète, afin d'assurer une immobilisation de l'implant.

Ostéogénèse à distance : Si l'ancrage des fibres est faible, elles se détachent de la surface.

Les cellules restent à distance. L'apposition osseuse se fera depuis les berges du trait de forage. Comme précédemment, la matrice protéique non collagénique est sécrétée puis minéralisée. Les cellules continuent leur apposition osseuse en direction de l'implant en produisant un os tissé destiné à se remodeler en os lamellaire puis haversien.

d- Phase 4 : Apposition osseuse et ostéointégration

Après le déclenchement de l'apposition osseuse, l'os tissé se transforme en os lamellaire avec une organisation parallèle des fibres de collagène, puis en os haversien avec une organisation circulaire concentrique. Mais la phase 3 va influencer l'organisation de la structure osseuse.

Réaction de trabéculisation : elle a lieu lorsque la réaction osseuse initiale est une ostéogénèse de contact. Autour de l'implant, l'os forme une couche osseuse mince sur laquelle viennent s'encaster des trabécules osseuses orientées plus ou moins perpendiculairement à l'axe vertical de l'implant. Cette organisation est destinée à persister à long terme, et est typique d'une surface rugueuse ou bioactive.

Réaction de corticalisation : elle a lieu lorsque la réaction osseuse initiale est une ostéogénèse à distance. Autour de l'implant, l'os forme une coque osseuse enveloppante d'une certaine épaisseur. Cette réaction nécessite du temps pour arriver à la phase haversienne, et est typique d'une surface usinée ou lisse.

° Réponse de l'os cortical

L'effet des surfaces sur la réponse osseuse corticale est moindre par rapport à l'os spongieux. Placé dans un os cortical, la surface bioactive ne peut exprimer ses propriétés d'ostéoconductivité. Lorsque le contact osseux avec la surface implantaire est étroit, le remodelage osseux à cet endroit est différé et n'intervient que dans les 3 mois. Pour obtenir l'ostéointégration, il faut passer par une phase de résorption locale pour permettre aux cellules ostéoblastiques d'exprimer leur phénotype, et cette phase prend plus de temps qu'au niveau de l'os spongieux.

Si le praticien préfère placer un implant dans un os dense (type I) afin d'assurer une stabilité primaire élevée, (voir partie sur l'ostéointégration) il doit savoir que du point de vue de la

réponse osseuse, l'os spongieux de type III ou IV possède un temps de réparation osseuse plus court que l'os dense (I ou II).

°Le phénomène de cratérisation initiale

Un remodelage osseux a aussi lieu autour de l'implant après la mise en charge. D'après les travaux de Brånemark, une perte osseuse tridimensionnelle serait inévitable. Cette « cratérisation » est un phénomène biologique de remodelage osseux permettant de créer un espace suffisant pour l'attache des tissus mous à l'implant. Elle a lieu durant les mois qui suivent l'exposition de l'implant au milieu buccal, et devient stable après la première année de mise en fonction. Elle est corrélée avec la réponse inflammatoire. La perte verticale de la hauteur de l'os crestal peut atteindre 1,2 à 1,7 mm, et la perte osseuse horizontale 1,4mm environ.

Plusieurs facteurs semblent être responsables de ce remodelage osseux. Même si tous ne sont pas vraiment identifiés, ils ont tous une part de responsabilité plus ou moins importante, notamment pour les implants deux pièces :

- L'existence d'un microgap à la jonction pilier-implant et les micromouvements du pilier [47]
- La position de la jonction pilier/implant (donc du microgap), et la localisation de la limite entre surface lisse et rugueuse[46] auraient une influence sur le degré de la perte osseuse [20].
- La colonisation bactérienne du microgap pourrait être à l'origine du phénomène inflammatoire.
- Les contraintes liées à la fonction occlusales concentrées à la périphérie du col de l'implant.

Ce phénomène pourra provoquer un préjudice esthétique, primordial dans le secteur antérieur. Nous le reverrons ultérieurement et évoquerons les solutions qui s'offrent pour y faire face.

1.3.7. Le remodelage osseux après extraction dentaire

Le processus de cicatrisation post-extractionnelle se met en place immédiatement après l'avulsion dentaire et débute par la formation d'un caillot sanguin au fond de l'alvéole. Il est ensuite peu à peu envahi de fibroblastes et de polynucléaires.

Dans un second temps apparait un tissu de granulation qui va progressivement remplacer le caillot. Des ostéoblastes apparaissent dans le fond de l'alvéole et initient la synthèse d'un tissu ostéoïde. Le tissu de granulation se transforme alors en tissu conjonctif jeune tandis que la néoformation osseuse se poursuit, laissant apparaître des trabécules minéralisées dès le 24ème jour.

La fermeture épithéliale est effectuée quatre à cinq semaines après l'extraction. Après 15 semaines, l'alvéole est comblée par un tissu osseux en plein remaniement qui sera influencé en grande partie par des facteurs locaux essentiellement mécaniques. Mais la nouvelle crête n'atteint jamais le niveau denté [32].

D'après Araujo [8], la résorption des parois vestibulaires et linguales se passent en deux phases qui se chevauchent. Pendant la première phase, le « bundle bone » (os fasciculé) est résorbé et remplacé par du woven bone (os fibreux). La crête de la paroi vestibulaire étant composée uniquement du « bundle bone », il va y avoir une résorption verticale substantielle. Pendant la deuxième phase, il y a résorption à partir de la surface externe des parois linguales et vestibulaires.

Pour résumer, la résorption est plus importante sur la paroi vestibulaire que sur la paroi linguale car à la base le mur vestibulaire est très fin et est fait presque exclusivement de « bundle bone » alors que le mur lingual est fait d'une quantité plus importante d'os cortical (sur sa face externe) et de « bundle bone » sur sa face interne. De plus, la résorption se fait verticalement et horizontalement.



Figure 1.11: Coupe d'alvéole post extractionnelle [38].

Araujo et Schropp [38] ont montré que la résorption horizontale autour d'alvéoles sans implant est de 50% environ (résorption de 12 à 5,9mm) pour la corticale vestibulaire et ce, significativement plus que pour la corticale palatine.

1.3.7.1. Les conséquences du remodelage osseux sur l'anatomie des maxillaires et de la mandibule

Le remodelage osseux a des conséquences tant au niveau microscopique, qu'au niveau macroscopique. Les altérations dimensionnelles post extractionnelle au niveau du maxillaire sont différentes de la mandibule en raison de l'absence de contraintes musculaires importantes lors de la mastication. De plus, cette résorption est plus importante sur la table osseuse vestibulaire [31-34]. La résorption étant centrifuge à la mandibule (car la résorption est plus rapide en lingual) et centripète au maxillaire, les rapports inter maxillaires seront modifiés, ce qui peut rendre difficile le traitement implantaire. Le canal mandibulaire va se rapprocher de plus en plus de la crête au fur et à mesure qu'intervient la résorption, ce qui constituera un obstacle anatomique à la pose d'implant. Pour les sinus maxillaires, la perte des dents entraînera leur pneumatisation, ce qui limitera le volume osseux sous sinusien disponible [34-38].

a. Phase d'activation.

Le long de la surface osseuse inactive d'une travée, recouverte de cellules bordantes, surviennent les précurseurs mononucléés des ostéoclastes ou préostéoclastes.

b. Phase de résorption

Les cellules ostéoclastiques maintenant différenciées résorbent l'os ancien et forment la lacune. Cette phase débute par l'adhésion de l'ostéoclaste à la surface osseuse au niveau de la zone claire avec constitution d'une zone de scellement conduisant à la polarisation de la cellule et constitution de la membrane plissée. La zone claire délimite ainsi l'espace de résorption où le pH est bas. Cette acidité du milieu du compartiment sous ostéoclastique est entretenue par des pompes à protons spécifiques de l'ostéoclaste qui expulsent les ions H⁺. Cette acidité ainsi obtenue favorise la dissolution du cristal d'hydroxyapatite libérant des minéraux (calcium et phosphore) et permettant la mise à nu de la matrice organique et l'activation des enzymes protéolytiques (collagénase et cathepsine). L'ostéoclaste déverse par le biais de la fusion des lysosomes avec la membrane plissée des enzymes protéolytiques. Cela conduit à la destruction de la matrice organique libérant des produits de dégradation du collagène qui passeront dans la circulation sanguine et dont le dosage dans les urines est un marqueur d'activité ostéoclastique. Une partie des produits de

dégradation de la matrice sont internalisés par l'ostéoclaste par des phénomènes d'endocytose pour être ensuite métabolisés ou relargués par la partie basolatérale de la membrane (transcytose). Quand les ostéoclastes ont achevé une lacune ils meurent par apoptose[38-41].

c.Phase d'inversion ou de réversion

Elle correspond au remplacement des ostéoclastes par des cellules mononuclées de type macrophagiques qui vont lisser le fond de la lacune.

d .Phase de formation

Elle est caractérisée par le recrutement des ostéoblastes au fond de la lacune. Ce fond est appelé *ligne cémentante* très bien visualisée en lumière polarisée. Les ostéoblastes comblent la lacune en apposant une nouvelle matrice collagénique. Cette matrice non minéralisée ou ostéoïde sera secondairement minéralisée ce qui lui confèrera sa solidité. La minéralisation se fait au niveau du front de minéralisation, c'est-à-dire à la jonction entre tissu ostéoïde et tissu minéralisé qui est distant de la surface du tissu l'osteoïde de 5 à 30µm.

La phosphatase alcaline est l'enzyme synthétisée par les ostéoblastes. Elle est capable d'hydrolyser les esters phosphoriques qui sont des inhibiteurs de la minéralisation. Enfin les ostéoblastes synthétisent des facteurs de croissance régulant leur propre métabolisme, des facteurs paracrines qui vont influencer le métabolisme des cellules voisines (Interleukine-1, facteurs stimulant la formation ou l'activité des ostéoclastes). Certains de ces facteurs sont inclus dans la matrice ostéoïde et seront ultérieurement libérés quand l'os sera résorbé.

Une unité fonctionnelle de remodelage est mobile et progresse dans le tissu osseux (comme un module de forage de tunnel dans l'os compact), les ostéoclastes étant à l'avant et les ostéoblastes à l'arrière[41-45].

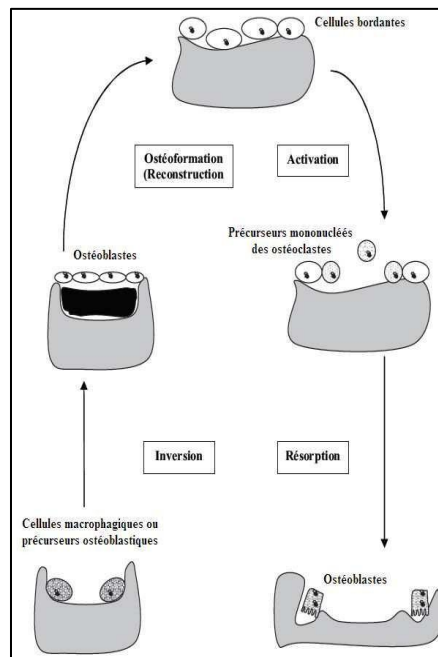


Figure 1.12:Le remodelage osseux [19]

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement dont il est soumis, il doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer son remaniement. Plusieurs hypothèses sont faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives. En effet, d'après Cowin 1994, ces cellules capteraient les signaux mécaniques et seraient régulatrices de la masse osseuse en agissant sur les cellules ostéoclastes et ostéoblastes

1.3.8 Propriétés mécaniques et densité osseuse

1.3.8.1. Propriétés élastiques de l'os

L'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée. C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction. Les variations observées entre les valeurs s'expliquent par les différences entre les méthodes de mesures utilisées et également de la localisation de l'échantillon considéré on retrouve ainsi le fait que les propriétés mécaniques dépendent fortement de l'orientation des ostéons. Ceci est également le cas pour les valeurs des contraintes à la rupture. Il apparaît clairement que les contraintes sont plus importantes dans le sens longitudinal que dans le sens transversale.

Les dimensions des trabécules osseuses et sa structure particulière rende très difficiles les mesures des propriétés mécaniques de l'os spongieux.

Il ressort clairement de ces mesures une relation entre les caractéristiques mécaniques de l'os et la zone de prélèvement de l'échantillon testé. De nombreuses études ont montré que le module d'Young est relié à la densité apparente (grandeur représentant la quantité de matière osseuse par unité de volume). De plus, il apparaît clairement que l'os trabéculaire est anisotrope.

L'os cortical montre une dépendance par rapport à la vitesse de déformation d'où il présente des caractéristiques viscoélastiques[16-18].

L'os trabéculaire présente également des propriétés viscoélastiques. Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent du taux la déformation .l'étude faite sur l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire au cours d'un essai de compression. Une relation a été établie entre le taux de déformation, la densité apparente et la contrainte maximale de compression.

Parmi les relations existantes, on retiendra celles proposées par Jacobs [20] :

1.3.8.2. Notion de stimulus

Dans la littérature, les auteurs [21-24] utilisent la notion de stimulus noté σ pour décrire le remodelage. C'est un critère scalaire qui quantifie la sollicitation appliquée à l'os. Il est admis, qu'il existe un stimulus de référence noté σ_{ref} pour lequel l'os n'évolue pas du point de vue mécanique.

Lorsque est éloigné de la valeur de référence, l'os compense en adaptant ses propriétés afin de diminuer l'écart entre et σ_{ref} . En effet, le stimulus est relié à l'évolution d'une grandeur physique de l'os, celle-ci peut-être la densité ou le module d'Young. Grâce aux relations citées précédemment, on peut aisément passer de l'une à l'autre de ces grandeurs. Les lois d'évolution les plus simples rencontrées entre σ et ρ (ou E) sont de type linéaire, comme illustré sur la figure suivante :

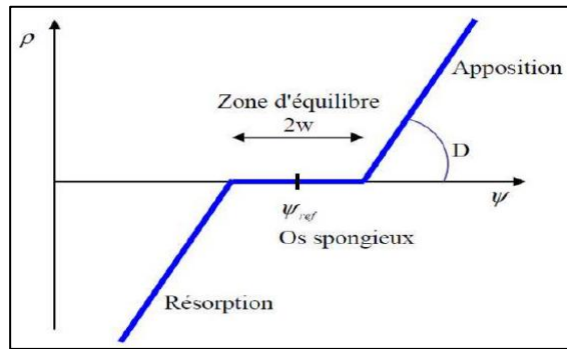


Figure 1.13 :Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité [21]

Sur la figure 1.13 correspond à la vitesse de remodelage. La largeur $2w$ est appelée zone d'équilibre ou *zone morte* et correspond à une plage de valeurs de stimulus dans laquelle l'os n'évolue pas. Elle traduit un certain flou dans la valeur du stimulus de référence d'un os réel, car celui-ci ne répond pas à une valeur précise. Lorsque ψ est à gauche de la zone morte l'os diminue sa résistance, c'est la *résorption*[25,26].

. Inversement si ψ est situé à droite de la zone morte, l'os compense en renforçant sa structure, c'est l'*apposition*. Enfin si ψ est à l'intérieur de la zone morte aucun changement ne se produit, l'os a atteint donc une structure optimale par rapport à la sollicitation à laquelle il est soumis.

Références bibliographiques

- [1] Fung YC. Biomechanics, 2nd Ed. Lieu: Springer, 1996, p.571.
- [2] Allard P. La Biomécanique, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, p 127.(N°3456)
- [3] Wikipédia-Encyclopédie libre [en ligne]. Disponible sur: < <http://fr.wikipedia.org/wiki/Accueil> > (consulté le 01.02.2006).
- [4] Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002.
- [5] Larousse médical. Larousse, 2002
- [6] Park JB. Biomaterials: An introduction, Plenum, NY 1979
- [7] Piekarski, dans SC Cowin, Mechanical properties of Bone, AMD 1981
- [8] Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : measurement by an ultrasonic technique. J Biomech 1987,20:979-986.
- [9] Ginebra MP, Planell JA, Ontañón M, Aparicio C. Structure and mechanical properties of cortical bone. Dans : Structural biological materials. Ed. Pergamon Press, 2000.
- [10] Vose GP, Kubala AL. Bone strength - its relationship to X-ray-determined ash content. Human Biol 1959; 31:261-70.
- [11] Carter DR, Spengler DR. Mechanical properties and composition of cortical bone. Clin Orthop Rel Res 1978;135:192-217.
- [12] Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bones. J Biomech 1991; 24 (S1):79-88.
- [13] Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. J Biomech 1991;24:317-29.
- [14] Pietruszczak S, Inglis D, Pande GN. A fabric-dependent fracture criterion for bone. J Biomech 1999;32(10):1071-9.
- [15] Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. 1892; Berlin: Hirschwald; 488.

- [16] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependant bone modelling and remodelling-theoretical development. *J Orthopaed Res* 1990;8:651–61.
- [17] Turner CH, Anne V, Pidaparti RMV. A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradients drive adaptation? *J Biomech* 1997;30:555-63.
- [18] Cowin SC, Sadegh AM, Luo GM. An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture. *Journal of Biomechanical Engineering* 1992;114:129–36.
- [19] Cowin, S. *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton: FL:CRC Press; 2001.
- [20] Jacobs C. Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.
- [21] Doblaré M, Garcia JM. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage repair theory. *J Biomech* 2001,35, 1-17.
- [22] Jacobs C, Simo J, Beaupré G, Carter D. Adaptive bone remodelling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J Biomech* 1997; 30, 603-613.
- [23] Miller Z, Moshe B, Fuchs MA. Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model. *J Biomech* 2001; 35:247-256.
- [24] Turner C, Vital A, Pidaparti R. A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradient drive adaptation? *J Biomech* 1997; 30(6):555-563.
- [25] Atlas d'anatomie SOBOTTA, tome 1, Tête, cou, membre supérieur, 20^e édition – Editions Médicales Internationales; 1994
- [26] Principes d'anatomie et de physiologie 2^e édition - TORTORA & GRABOWSKI- Edition DeBoeck Université; 1994
- [27] Kamina & Renard. Tête osseuse, articulation temporo-mandibulaire, Edition Maloine, 2^e^{me} édition, 1996.
- [28] Mulligan TF. Traduit et synthétisé par F.FLAGEUL. Du bon usage de la mécanique en orthodontie. *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1982;16 (3):299-305; *Rev. Orthop. Dento Faciale*. 1982;16 (4):483-496; *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1983;17 (1):67-79; *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1983;17 (2):299-305.

[29] Storey ES, Smith R. Force in orthodontics and relation to tooth movement Australian, J. Dent.1952; 56:11-18.

[30] Andreasen GF., Zwanziger DA clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. Am. J. Orthod. 1980;78:25-40.

[31] Barat Y, Gandiol S.Déplacement dentaire provoqué.Orthod.Fr. 1996; 67:Tome1 chap.3.

[32] Pathologie maxillo-faciale et stomatologie, 2° édition - LEZY & PRINC- collection Abrégés, Edition Masson199.

[33] <http://www.studiodentaire.com/fr/glossaire/dent.php>

[34] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod. 1980; 77:396-409.

[35] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, p.1975 – 917.

[36] Parodontologie écrit par Herbert F.WOLF, Edith M et Klaus H.RATEITSCHAK, éditeur MASSON, année 11/2005, isbn 2294011392.

[37] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. J Prosthet Dent.1995; 73:169-183.

[38] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Commination of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. J. Oral Rehab., 1992, 81-87.

[39] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129.

[40] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82.

[41] Wei Li, Michael V, Swain, Qing Li, Grant P. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia.

[42] Romerowski J, Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. Paris :édition CdP, p. 88–50.

[43] Courbeyrotte MA. Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée COURBEYROTTE.

[44] Slagter A, Bosman F, Van Der Glas H, Olthoff M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J.Prost. Dent.*,1992, 68,5: 790-799.

[45] Davidovitch Z. Le déplacement dentaire. *Rev. Orthop. Dento Faciale.* 1994; 30:42-53.

[46] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.* 1980; 77:396-409.

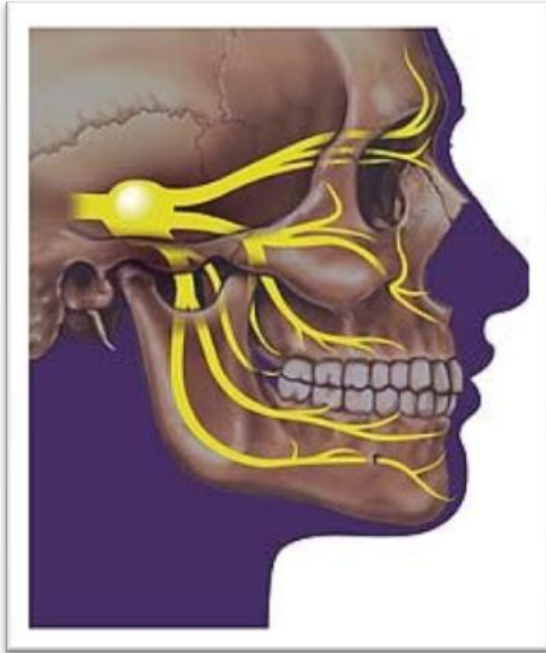
[47] Marxkors R. Die Einstückgussprothese. *Dental Labor*, n.49, p.707-715, p.1037-1050, p.1663-1670, p.1849 -1856; n.50, p.193-202, Feb. 2001/2002.

[48] Baillet GP. Biomécanique orthodontique et notion de "force légère" *Encycl. Méd. Chir. Paris. Stomato. Paris.* 1988:23490 B10.

[49] Attia Y. *Encycl. Méd. Chir. Paris .STOMATOLOG*

CHAPITRE 2

Systeme masticatoire et efforts occlusal



2

Systeme masticatoire et
efforts occlusale

Introduction

La mastication est l'une des cinq fonctions principales de la manducation, première étape de la digestion. La manducation regroupe ainsi la préhension des aliments, la gustation, la mastication, la salivation et la déglutition.

Si la déglutition est indispensable, la mastication n'est pas toujours présente. Sa présence dépend du type d'aliment mis en bouche mais aussi de la façon de manger du sujet.

La mastication consiste à modifier la consistance de l'aliment en bouche pour rendre sa déglutition plus aisée. Pour cela, les aliments sont dilacérés, c'est-à-dire coupés, écrasés ou broyés grâce aux mouvements coordonnés des lèvres, des joues, des dents et de la langue.

Cette modification augmente la surface exposée des aliments. Ils sont alors plus facilement insalivés. L'action des enzymes dans l'estomac en est également facilitée [1,2]

La mastication n'est pas présente à la naissance. Elle se met en place peu à peu avec la maturation des muscles masticateurs et la poussée dentaire.

2.1. Structure et mécanique du système Masticatoire.

Dans cette partie nous souhaitons étudier le fonctionnement du système masticatoire humain. Pour cet effet nous abordons les éléments mécaniques principaux de ce système, en particulier les articulations, les types d'os opératoires ainsi que les différents muscles masticateurs [3]

2.1.1 L'articulation temporo-mandibulaire

L'articulation temporo-mandibulaire ou ATM est une Diarthrose (ou synoviale, de type bi-condyloïde) qui unit la *fosse mandibulaire* de l'os temporal avec le *condyle* de la mandibule par l'intermédiaire d'un ménisque ou disque fibro cartilagineux et fermée par une capsule articulaire.

Il existe deux articulations qui fonctionnent en synergie. Elles permettent les mouvements de la mandibule (mâchoire) par rapport au crâne et offrent plusieurs fonctions :

La déglutition, salivaire ou prandiale (alimentaire) ;

La mastication ;

La phonation ;

Le bâillement.

2.1.2 L'os temporal

Les deux temporaux forment les côtés supérieurs et une partie de la base du crâne. Ils protègent également les organes responsables de l'ouïe et de l'équilibre. Un canal (appelé

conduit auditif externe) traverse la partie inférieure du temporal et permet le passage du conduit auditif. Du temporal se détache l'apophyse zygomatique. Il s'agit d'une éminence qui part de la partie postérieure du temporal, s'incurve vers l'avant et rejoint l'os zygomatique (malaire) pour former l'arcade zygomatique. Au milieu de cette arcade zygomatique se trouve une petite saillie orientée vers le bas, appelée condyle du temporal. La partie antérieure du temporal, constituant la paroi latérale du crâne légèrement en dessus et en avant de l'oreille, rejoint la grande aile du sphénoïde pour former la région temporale du crâne. Cette partie antérieure du temporal s'appelle la région pariéto-temporale, car elle est également reliée au pariétal par la suture pariéto-temporale [2-4].

La partie postérieure du temporal s'appelle l'apophyse mastoïde. On l'appelle parfois la mastoïde (car elle est séparée du reste du temporal par une suture). Cette apophyse rejoint l'occipital au niveau des extrémités inférieures de la suture lambdoïde

2.1.3 Le maxillaire supérieur

Autrefois dénommé os maxillaire supérieur, l'os maxillaire fait partie du squelette de la face. Cet os pair se décompose en deux unités non symétriques qui s'étendent de part et d'autre de la ligne médiane du visage. Les deux os maxillaires forment la partie inférieure de l'orbite osseuse, la face latérale des fosses nasales, l'arcade dentaire supérieure et le palais dur. À l'image de nombreux os, il possède de nombreuses articulations avec d'autres os dont ceux du massif facial et certains os du crâne tels que l'os sphénoïde, l'os frontal et l'os ethmoïde [5,6].

2.1.4 Le maxillaire inférieur

Le maxillaire inférieur ou la mandibule (mâchoire inférieure), est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. Il porte l'arcade dentaire inférieure. Remarquons que la mandibule comprend une partie horizontale incurvée (le corps) et deux segments perpendiculaires (les branches). L'angle de la mandibule est la région où les branches se joignent au corps. Chaque branche est dotée d'un condyle qui s'articule avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire de l'os temporal afin de former l'articulation temporo mandibulaire [7]. En somme, la mandibule peut être considérée comme le seul os mobile de la tête. Son rôle est majeur dans toutes les fonctions masticatoires.

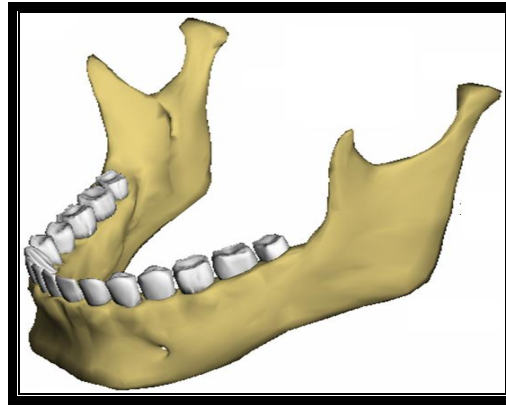


Figure 2.1 :Maxillaire supérieur, vue latérale [7].

2.1.5 Les muscles masticateurs

Première étape de la digestion, la mastication est le résultat des mouvements du maxillaire inférieur (mâchoire inférieure), seul os du visage à avoir une mobilité.

Les mouvements des maxillaires sont essentiellement le résultat de l'action de deux muscles puissants, les masséters, dont la contraction, en prenant appui sur les os du crâne, mobilise de haut en bas, la mâchoire inférieure et des muscles temporaux.

La mâchoire correspond à chacune des deux pièces osseuses où sont implantées les dents. On distingue la mâchoire inférieure (ou mandibule ou maxillaire inférieur) et la mâchoire supérieure.

Les aliments sont tout d'abord incisés par les incisives (mouvements de coupe). Ils sont également déchirés par les canines et écrasés puis broyés par les prémolaires et les molaires (mouvement d'écrasement).

Ces mouvements sont facilités par les muscles des joues et de la langue. En effet, ces muscles ramènent constamment la nourriture entre les deux rangées de dents, ce qui permet de continuer le broyage des aliments.

2.2. Mouvements de la mastication

La mastication est la première étape de la digestion chez la plupart des mammifères. Elle met en jeu plusieurs activités motrices qui préparent la nourriture pour la rendre compatible avec la déglutition. Pendant la séquence masticatrice, des mouvements mandibulaires rythmiques et une activité linguale coordonnée assurent le transport et la fragmentation de l'aliment. Les mouvements masticateurs sont très complexes. La mastication nécessite la coordination parfaite des motoneurones innervant les muscles impliqués. Un générateur central du programme de mastication produit leur schéma d'activité de base mais cette activité est modulée par des influx corticaux et des influx périphériques issus de l'activation des récepteurs sensoriels périphériques permettant l'adaptation des mouvements

mandibulaires et des forces masticatrices à la consistance, la forme et la taille du bol alimentaire. La mastication unilatérale dominante peut induire un développement maxillofacial asymétrique ou, chez l'adulte, des dysfonctions articulaires et des lésions parodontales. L'efficacité masticatrice peut être réduite par des pathologies nerveuses, musculaires ou dentaires [8-10].

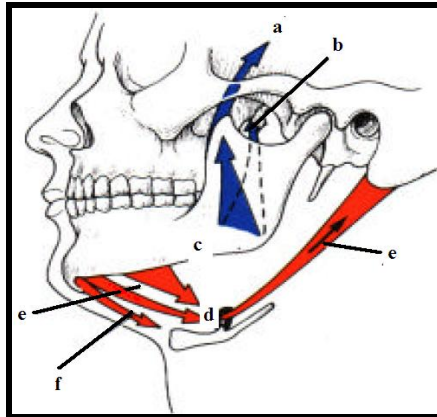


Figure 2.2: Physiologie de mastication a. Muscle temporal, b. Muscle ptérygoidien médial, c. Muscle masséter, d. b. Muscle mylohyoïdien, e. Muscle digastrique, f. Muscle génio-hyoïdien [8].

2.2.1 La cinématique Mandibulaire

La cinématique mandibulaire concerne l'ensemble des mouvements de la mandibule.

Les mouvements fondamentaux de l'ATM sont:

- La propulsion et la rétropropulsion.
- L'abaissement et l'élévation.
- La diduction.

Il existe des mouvements plus complexes qui sont la combinaison des mouvements fondamentaux et qui sont mis en œuvre lors de la mastication.

Ces mouvements seront décrits en fonction de l'anatomie fonctionnelle de l'ATM.

L'articulation temporo-mandibulaire se décompose en articulation ménisco-temporale avec des mouvements de glissement et en articulation ménisco-mandibulaire avec des mouvements de rotation [12,14]

2.2.1.1 Propulsion

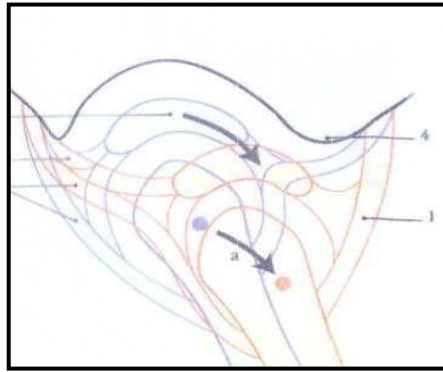


Figure 2.3:Schéma de la propulsion mandibulaire [12].

Sur la figure ci-dessus le ménisque et la tête mandibulaire effectuent une translation vers le bas et l'avant. Les muscles impliqués sont les ptérygoïdiens médiaux et latéraux. La limite de ce mouvement est le ligament temporo-méniscal.

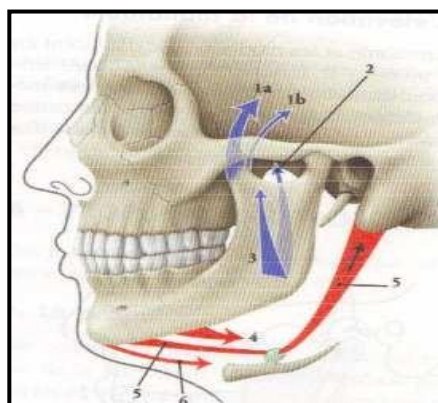
2.2.1.2 Rétropulsion:

Elle est assurée par les muscles digastriques et les fibres postérieures des muscles temporaux. C'est le mouvement inverse que la propulsion au niveau articulaire et la limite est la partie tympanique du temporal.

2.2.1.3 Abaissement:

Le mouvement est d'abord une propulsion puis une rotation antéro-postérieure de la tête mandibulaire. Les muscles impliqués sont les digastriques, les mylo-hyoïdiens et génio-hyoïdiens pour la rotation de la tête mandibulaire. La propulsion est assurée par les ptérygoïdiens latéraux. Ce mouvement est limité par le ligament temporo-mandibulaire et le frein temporo-méniscal.

La figure 2.4 schématise l'action des muscles pendant le mouvement d'abaissement.



1. Muscle Temporal
2. Muscle Ptérygoïdien médial
3. Muscle Masséter
4. Muscle Mylo-hyoïdien
5. Muscle Digastrique
6. Muscle Génio-hyoïdien

Figure 2.4 : Schéma de l'abaissement mandibulaire [14].

2.2.1.4 Elévation

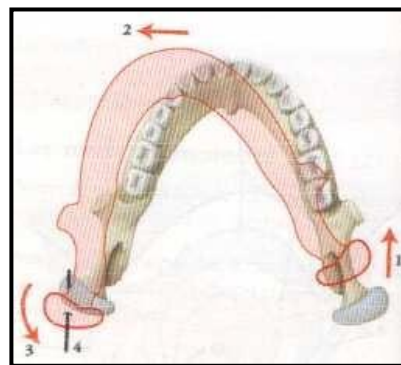
Il s'agit du mouvement inverse de l'abaissement avec d'abord la rotation puis le glissement ménisco-temporal. Les muscles impliqués sont schématisés sur la figure 05, il s'agit des ptérygoïdiens médiaux, des masséters et des temporaux.

La limite de ce mouvement est la butée du condyle contre l'os tympanique et le contact des dents [15,16].

2.2.1.5 Diduction

La figure 2.4 illustre le déplacement latéral de la mandibule. Il est assuré par les muscles ptérygoïdiens latéraux et médiaux. Le côté vers lequel s'effectue le mouvement est dit travaillant et le côté opposé est dit non travaillant.

Du côté travaillant, l'articulation effectue une rotation latérale et du côté non travaillant, l'articulation réalise une translation antérieure.

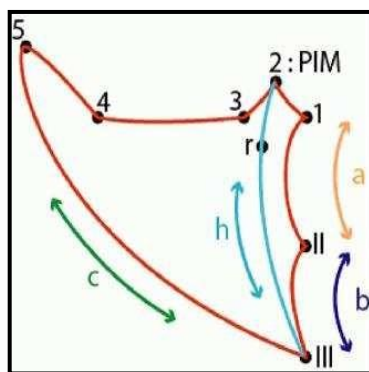


- 1. Translation antérieure
- 2. Déplacement latéral du menton
- 3. Rotation
- 4. Axe de rotation

Figure 2.5: Schéma de la diduction mandibulaire [15].

2.2.2 Le diagramme de Posselt

En 1968, Posselt décrit l'enveloppe limite des mouvements de la mandibule en schématisant le déplacement du point interincisif mandibulaire. Ce diagramme permet de définir des positions de référence reproductibles [17-20].



- 1. Occlusion de Relation Centrée
- 2. Occlusion d'Intercuspitation Maximale
- 3. Position Limite Fonctionnelle
- 4. Position de bout à bout incisif
- 5. Propulsion Mandibulaire
- III. Position d'Ouverture Maximale
- II. Position de Rotation Maximale

Figure 2.6: Le diagramme de Posselt [17].

La figure 2.6 est une vue sagittale du diagramme. Elle met en évidence l'occlusion d'intercuspitation maximale (OIM) l'occlusion de relation centrée (ORC) la position de bout à bout, la position de propulsion maximale, la position d'ouverture maximale et la position de rotation maximale [23-26].

Nous décrivons deux positions de référence OIM et RC:

1. L'occlusion d'intercuspitation maximale consiste en une relation dento-dentaire avec un maximum de contacts entre l'arcade supérieure et inférieure comme l'illustre la figure 2.7 [11,27].



Figure 2.7: Héli arcade en occlusion d'intercuspitation maximum [18].

2.2.3. L'équilibration occlusale

L'équilibration occlusale vise à atteindre une occlusion stable avec un guide antérieur efficace et la suppression de contacts dento-dentaires prématurés ou d'interférences. L'équilibration occlusale sera essentiellement réalisée par soustraction, c'est-à-dire meulage et polissage des surfaces dentaires et par réfections prothétiques. L'adjonction de matériaux de restauration tel que le composite ou prothétique de type inlay onlay pourra être envisagée dans certaines situations cliniques comme le rétablissement d'un guidage canin [28,32].

L'équilibration occlusale sera pratiquée dans le cas de la mise en place de restaurations prothétiques fixes ou amovibles:

D'une part, dans une phase pré prothétique afin d'éliminer toutes prématurités et interférences qui pourraient compromettrent la durabilité des restaurations ;

D'autre part, l'adaptation occlusale des éléments prothétiques sera évaluée et éventuellement corrigée par meulage et polissage avant la pose. Cette opération permettra de préserver le parodonte de tout éventuel traumatisme occlusal, on évitera de plus une usure ou une fracture prématurée de la reconstitution ainsi que de l'organe dentaire reconstitué et des éléments antagonistes.

Par ailleurs, l'équilibration occlusale pourra aussi être incluse comme un élément thérapeutique dans une prise en charge globale de certaines pathologies comme dans le cas du bruxisme, elle sera associée à une rééducation du patient ainsi qu'au port de gouttières nocturnes [13,22].

2.3. Physiologie de la mastication

2.3.1 Modes de mastication

Il existe trois modes de mastication [34] :

La mastication unilatérale alternée est le cas le plus fréquent. Elle concerne 80% des sujets. L'aliment est écrasé d'un seul côté puis de l'autre. Le changement de côté est plus ou moins régulier.

Dans la mastication unilatérale dominante ou stricte, l'aliment est majoritairement, voire systématiquement, mâché du même côté. Elle concerne 12% des sujets.

La mastication bilatérale est le cas où les deux côtés mastiquent le bol alimentaire de façon simultanée. Elle ne concerne que 8% des sujets.

Dans tous les cas, il a été montré que les sujets ont une préférence latérale. Cette préférence n'a rien à voir avec les autres latéralisations : le côté préféré correspond au côté qui présente les meilleurs contacts occlusaux [35].

2.3.2 Motricité oro-bucco-faciale pendant la mastication

2.3.2.1 Les cycles masticatoires

Les mouvements de la mandibule lors de la mastication ont été étudiés grâce à l'imagerie mais aussi par une observation directe du point interincisif mandibulaire ou du menton.

Lors de la mastication, on observe une succession de mouvements mandibulaires rythmiques. Dans cette succession, le sujet a réalisé un cycle masticatoire quand le point interincisif revient en position initiale, après une ouverture et une fermeture. La durée moyenne d'un cycle est d'une seconde mais elle est allongée pour les personnes âgées.

La forme des cycles masticatoires peut présenter quelques variations d'un individu à un autre mais aussi, chez un même individu, en fonction du type d'aliment notamment.

2.3.2.2. Les mouvements mandibulaires lors du cycle masticatoire

Pendant la mastication, on observe des mouvements mandibulaires dans les trois axes :

- Dans le plan frontal, un abaissement ou une élévation ;
- Dans le plan sagittal, une propulsion ou une rétropulsion ;
- Dans le plan transversal, un mouvement latéral ou une diduction.

La description d'un cycle masticatoire se fait dans ces trois plans[37].

a. Mouvements mandibulaires dans le plan frontal

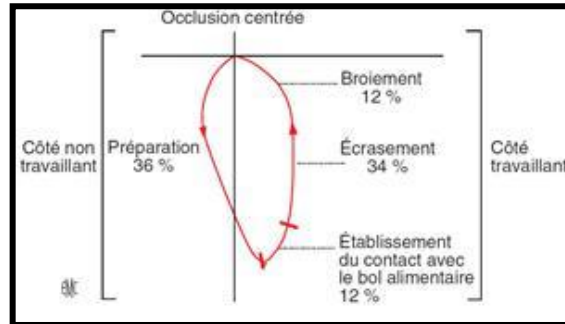


Figure 2.8: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al., 2006) [36].

Comme nous l'avons dit plus haut, la mastication est le plus souvent unilatérale, on distingue donc un côté travaillant et un côté non-travaillant.

Dans le plan frontal, le trajet du point interincisif se rapproche d'une goutte d'eau. Ce parcours peut être découpé en quatre sous-étapes.

La première phase est la phase de préparation. Elle dure environ 36% du cycle. Au départ, le point interincisif mandibulaire, ou point incision, est centré et en contact avec l'arc maxillaire, il est en occlusion d'intercuspitation maximale (O.I.M.).

Une cuspid est une protubérance sur la dent. Les incisives et les canines n'en ont qu'une, la prémolaire, deux et les molaires quatre le plus souvent. De ce fait, l'O.I.M. est la position de la mandibule où il y a le plus de contact entre les dents des deux arcades.

Depuis cette position initiale, le point incision va s'abaisser tout en déviant vers le côté travaillant. Cette phase se termine lorsqu'il arrive au point d'abaissement maximal. Les bords incisifs sont alors distants d'environ 20 mm et le point incision est décalé d'environ 5 mm par rapport à l'axe médian.

La seconde phase correspond à l'établissement du contact avec le bol alimentaire. Elle dure environ 12% du cycle. Pour créer ce contact, la mandibule remonte. Sa remontée est variable selon la taille de l'aliment.

Ensuite, la phase d'écrasement du bol alimentaire débute. Elle dure environ 34% du cycle. Le point incision s'élève tout d'abord de façon quasiment verticale puis, tout en remontant, il se rapproche de l'axe médian. A la fin du cycle, le point incision est à environ 3 mm de l'axe médian et les bords incisifs sont distants d'environ 3 mm.

La dernière étape est celle du broiement. Elle dure environ 12% du cycle. L'aliment est coincé entre les cuspides travaillantes, ou d'appui, qui s'appuient sur les dents antagonistes, et les cuspides non-travaillantes, ou guides, qui permettent de guider l'occlusion ou l'engrènement des arcades dentaires antagonistes.

Les bords incisifs se rapprochent et le point incision revient vers l'axe médian. Ces deux rapprochements seront plus ou moins importants selon le volume du bolus et sa consistance. Ils seront donc de plus en plus importants au fur et à mesure des cycles.

Le point incision reste quelques instants au niveau de l'axe médian, puis le cycle redémarre.

b. Mouvements mandibulaires dans le plan sagittal

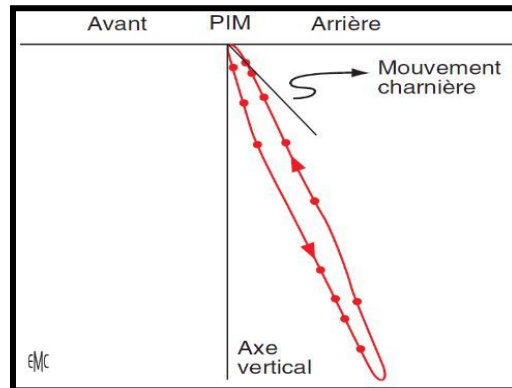


Figure 2.9: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al. 2006) [36].

Le trajet du point incision dans le plan sagittal correspond à un fuseau allongé incliné en bas et en arrière. Il forme un angle d'environ 71° avec le plan d'occlusion.

Le plus souvent la trajectoire à la remontée reste plus postérieure que celle à la descente même si on peut observer pour certains sujets des croisements de ces deux trajectoires sans que cela soit pathologique.

c. Mouvements mandibulaires dans le plan frontal

Dans le plan frontal, la forme des cycles est très variable d'un individu à un autre : un ovale ou une forme plus circulaire, par exemple.

d. Mouvements limites et mouvements fonctionnels

En 1968, Posselt a défini l'enveloppe des mouvements limites de la mandibule. Les mouvements lors de la mastication représentent environ un quart de ce volume.

Plus récemment, Boileau (2006) a défini les enveloppes des mouvements limites et fonctionnels de la mandibule ainsi que la trajectoire moyenne d'un cycle masticateur dans les trois plans de l'espace.

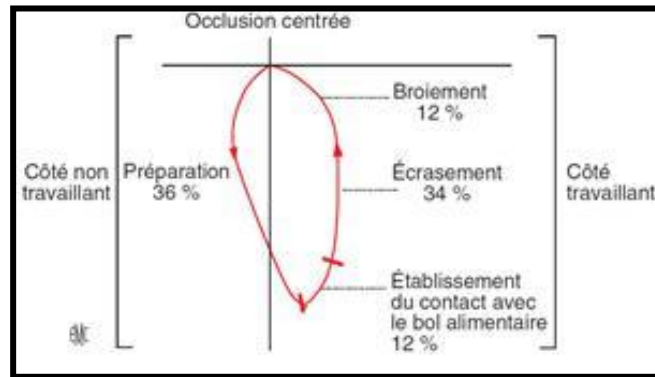


Figure 2.10: Physiologie et physiopathologie de la mastication (Boileau et al. 2006) [36].

- Légende :
- Traits continus avec flèches : Cycle masticateur moyen
 - Traits pointillés : Mouvements fonctionnels pour la mastication
 - Traits continus : Mouvements limites

Plan sagittal

Plan frontal

Plan horizontal

Les mouvements fonctionnels sont de moindre amplitude que les mouvements limites. Si on recoupe différentes études (Ahlgren, 1976[37] ; Lauret et Le Gall[34], 1994 ; Pröschel et Hofmann1988)[34], on obtient ainsi les amplitudes moyennes de déplacement du point interincisif mandibulaire suivantes :

- Dans le plan frontal, l'amplitude varie entre 16 et 22 mm ;
- Dans le plan sagittal, elle est de 6 mm environ ;
- Dans le plan horizontal, elle varie de quelques millimètres à un centimètre.

e. Les mouvements linguaux lors du cycle masticatoire

Dans le plan frontal, les mouvements linguaux et des joues maintiennent l'aliment entre les arcades mais ils le déplacent aussi légèrement pour que toute sa surface soit masticuée. La langue peut aussi faire des rotations pour ramener le bolus vers les arcades ou lors du passage du bol alimentaire d'un côté à l'autre.

Dans les autres plans, pendant le cycle masticatoire, on note aussi des mouvements cycliques de la langue.

En occlusion, l'os hyoïde est dans sa position la plus basse et la plus postérieure. Au début de l'ouverture, il s'élève. Cette élévation fait avancer et s'allonger la langue.

Quand la mandibule est en ouverture maximale, la langue est en position basse et se raccourcit. Puis elle s'élève et recule pendant la fermeture. Elle atteint sa position la plus reculée et la plus haute juste après l'occlusion.

2.4. Les forces développées lors de la mastication

2.4.1. Les forces impliqués dans la mobilité de la mandibule

Les muscles masticateurs sont des muscles puissants qui développent des forces considérables. La force maximale de serrage est plus importante au niveau des molaires que des incisives avec une force de 50 kg contre une force de 10 kg.

Les forces mises en place lors de la mastication sont corrélées positivement à la force maximale de serrage mais elles ne représentent en moyenne que 36% de cette dernière (Gibbs et al, 1981) [34]. Ces forces développées lors de la mastication peuvent être très variables d'un sujet à un autre et selon le type d'aliment. Elles varient aussi au cours de la mastication : elles ont tendance à augmenter au fur à mesure des cycles masticatoires. Leur valeurs sont très variables selon les études, allant de 2 à 7,2 kg pour Bates (1976) [33]. ou à 26 kg pour Gibbs (1981) [34].

2.4.2. Activité musculaire pendant la mastication

Les mouvements mandibulaires nécessitent l'action coordonnée de plusieurs muscles.

Ces muscles sont tous pairs et symétriques. Ils peuvent être classés en deux catégories :

- Les muscles élévateurs avec :

Les masséters et les muscles ptérygoïdiens internes (ou médiaux), élévateurs et propulseurs ;

Les muscles temporaux élévateurs et rétropulseurs ;

- Les muscles abaisseurs avec :

Les muscles ptérygoïdiens externes (ou latéraux), abaisseurs et propulseurs ;

Les muscles sus-hyoïdiens, à savoir les muscles mylohyoïdiens, géniohyoïdiens et digastriques, abaisseurs et rétropulseurs.

L'innervation de ces muscles se fait par :

- Le nerf maxillaire inférieur qui reçoit la branche motrice du nerf trijumeau (V) ;

- Une branche du nerf facial (VII) ;

- une branche du nerf grand hypoglosse (XII).

Voici, pour mémoire, des schémas représentant ces muscles :

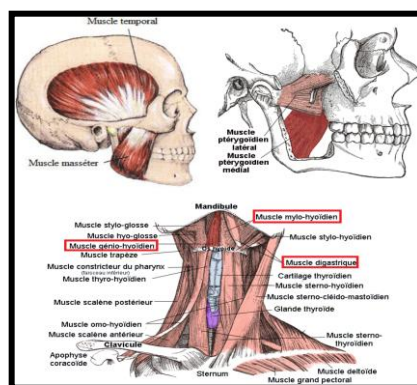


Figure 2.11: Les muscles impliqués dans la mobilité de la mandibule [48].

2.5. Efforts Occlusale

2.5.1. Effort fourni par les muscles

La mandibule est soumise, lors de la mastication, à l'action des muscles élévateurs de la mandibule : masséter, ptérygoïdien médial, temporal et ptérygoïdien latéral.

Ces différents muscles développent des efforts importants. La force que peut produire chaque muscle est proportionnelle à sa taille, plus précisément à sa section et à l'intensité de sa décharge électrique qui accompagne son action (Hylander et Johnson 1986,1989 [39,40]) On remarque d'ailleurs une épaisseur plus importante de la couche corticale de la mandibule dans les zones d'insertion musculaire, conséquence de l'adaptation à des contraintes élevées. Ainsi, le rôle de chaque muscle lors des activités fonctionnelles est déterminé par les propriétés mécaniques des fibres musculaires qui dépendent du type de fibres concerné (Bouisset et Maton 1995 [41], Eriksson et Thomell 1983 [42], Vanderet al.1995 [43]), de la relation longueur-tension (Manns et al.1979 [44], Monod et Flanrois 1994 [45]), et de l'arrangement architectural des fibres musculaires (Blanskma et Van Eidjen 1995 [46], Bouisset et Maton 1995 [41]., Van Eidjen et al.1988 [47]).

Enfin, la direction et l'intensité des forces impliquées se modifient continuellement comme étant le résultat d'une synergie complexe de co-contraction musculaire (Dahan 1990 [48]). Les muscles masticateurs figure 2.12 assument donc la mobilité et l'attitude mandibulaires. En synergie avec la musculature craniocervicale et les chaînes sus- et sous hyoïdiennes, ils mobilisent la mandibule dans les trois plans de l'espace. La contraction isotonique des diverses unités, qui travaillent en couple, dicte l'orientation et la rapidité du trajet.

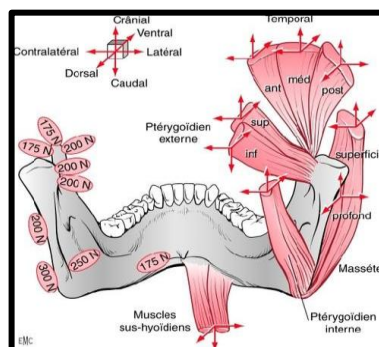


Figure 2.12: La direction d'action représentée par les flèches et la force exercée (en N par unité de surface) permettent de définir le rôle des muscles dans l'attitude mandibulaire hors de l'occlusion d'après Dahan 1990 [48].

2.5.2. Biomécanique musculaire mandibulaire

La biomécanique musculaire peut se définir comme l'ensemble des grandeurs scalaires ou vectorielles qui permettent de juger l'intensité et la direction d'action des différentes forces générées par les muscles, d'apprécier leur travail et d'évaluer leurs effets.

Les principes sont les suivants :

- Le parcours d'une fibre musculaire est défini par ses deux points d'ancrage : l'origine dite fixe et l'insertion dite amovible,
- Toute fibre musculaire qui lie un organe mobile à une structure stable possède une direction d'action qui est à l'opposé de son parcours,
- La définition, dans l'espace, des points d'origine et d'insertion permet de connaître la résultante d'action et ses trois composantes qui se réfèrent aux coordonnées cartésiennes,
- La direction d'action localisée anatomiquement permet d'apprécier le vecteur musculaire et sert à définir son support et son orientation.
- L'action des faisceaux musculaires sur la mandibule dépend de leur surface d'insertion et de leur situation par rapport au centre de rotation mandibulaire, bien que souvent assimilée à un levier inter-moteur du troisième genre, il est cependant plus logique de considérer la mandibule comme un corps libre dans l'espace,
- la mandibule possède des centres de gravité et de résistance séparés. Le premier est situé au niveau de la deuxième molaire, le second dans la branche montante. Leur position varie avec la forme et l'environnement mandibulaires,
- l'activité musculaire permet l'exercice de couples qui, comme vecteurs libres, sont indépendants du centre de résistance. Ils provoquent des rotations dont le moment peut être parfaitement défini.

Lors du cycle de mastication réel, les muscles jouent le rôle d'actionneurs du système manducateur. Nous avons choisi dans notre étude, afin de nous approcher le mieux possible de la réalité, de modéliser les muscles élévateurs comme des éléments contractiles.

Ces muscles ont donc été représentés par des éléments membranes et des éléments barres tous deux linéaires ayant chacun en plus de leurs propriétés élastiques, un coefficient de dilatation.

Ces deux types d'éléments possèdent la particularité de ne pouvoir être sollicités qu'en traction-compression, ce qui permet dans notre cas d'éviter la création de contraintes par des chargements des éléments musculaires autres que la traction axiale de la contraction musculaire.

La contraction des muscles a été simulée par une variation de température négative appliquée à ces éléments. Cette modélisation présente l'avantage de pouvoir modéliser une infinité de chargements musculaires différents.

Les quatre paires de muscles éleveurs de la mandibule ont donc été modélisés : masséters, ptérygoïdiens médiaux, temporaux et ptérygoïdiens latéraux. Cependant, la participation du ptérygoïdien latéral à l'élévation de la mandibule reste à confirmer.

En effet, il n'est pas toujours présenté comme un muscle éleveur dans la littérature.

Il semblerait qu'il joue un rôle dans la stabilisation et dans la diduction de la mandibule mouvement latéral).

Les muscles présentant une aire d'insertion assez réduite (temporaux et ptérygoïdiens latéraux), ont été modélisés par des éléments de type membrane et ceux ayant une aire d'insertion importante (masséters et ptérygoïdiens médiaux), ont été modélisés par des éléments de type barre. Entre les éléments modélisant les muscles et ceux de la mandibule, nous avons placés des éléments tétraédriques élastiques jouant le rôle de tendons figure 12. En effet, ces éléments permettent dans notre modèle d'éviter que l'action des muscles ne s'applique de manière trop ponctuelle. Les zones d'insertion et les directions d'action des muscles ont été déterminées principalement grâce aux études de Dahan et al.1990 [48,50] et de Cruz et al.2003 [49,51].

Cependant, il est à l'heure actuelle très difficile d'obtenir des informations exploitables sur l'action des différents muscles lors de la mastication dans la littérature. Il est notamment très difficile de connaître la répartition des efforts entre les différents groupes musculaires ainsi qu'entre le côté travaillant et non travaillant. Une étude a été réalisée pour tenter de caractériser les muscles intervenant de façon prépondérante dans la mastication. Cette étudesera explicitée ultérieurement.

2.5.3. Les articulations temporo-mandibulaire

La mandibule, soutenue par ses nombreuses insertions musculaires, est guidée dans ses mouvements de plusieurs manières.

A l'avant, elle est guidée par les contacts dento-dentaires tandis qu'à l'arrière les condyles prennent place dans les fosses temporales. C'est l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). Cette articulation synoviale permet des mouvements complexes de la mandibule.

Entre les fosses mandibulaires et les sommets des condyles s'intercalent les disques articulaires, sortes de coussinets hydrauliques qui jouent le rôle d'amortisseur. Par ailleurs, les mouvements de la mandibule sont limités par les ligaments qui entourent l'articulation temporo-mandibulaire.

Les articulations temporo-mandibulaires dépendent du développement et du vieillissement de la denture (Kahle 1992 [52], Nickel et al.1998 [53]. Elles fonctionnent en couple, ce qui les soumet à une biomécanique particulière, où déplacement et rotation font l'objet d'un entraînement bilatéral sévère, qui ne peut être modifié sans conséquence sur l'attitude

mandibulaire et les fonctions manducatrices (Azerad 1992 [54]). L'occlusion dentaire leur sert de relais et de référence (Palla 1986 [55], Lowe 1990 [56]).

Afin de reproduire le plus justement possible le mouvement naturel de la mandibule, les ATM ont été modélisées dans notre modèle par un contact entre les éléments des condyles et deux surfaces rigides simulant les fosses temporales. Tout d'abord, des courbes ont été interpolées entre les noeuds des condyles afin de créer au niveau de chaque condyle une série de courbes. Ensuite, des surfaces interpolées ont été tendues entre ces courbes. Enfin, les surfaces ainsi obtenues ont été légèrement dilatées afin de créer un léger jeu entre les condyles et les fosses permettant leur mouvement relatif.

2.5.4. L'aliment

Lors d'un cycle de mastication, les contraintes naissent de la présence d'un obstacle au mouvement de la mâchoire : l'aliment.

L'aliment est ici modélisé par une sphère rigide. Un diamètre relativement élevé (20 mm) a été choisi afin d'éviter que la sphère ne crée un obstacle trop ponctuel. Cet obstacle peut être déplacé afin de simuler différents cas de chargement.

Tant pour l'articulation temporo-mandibulaire que pour l'aliment, des surfaces rigides ont été choisies pour la modélisation afin de ne pas trop allonger le temps de calcul déjà élevé et pour faciliter la gestion des contacts déjà complexe.

2.5.5. Les interactions mécaniques

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

- Les conditions aux limites statiques sont matérialisées par l'action des muscles élévateurs de la mandibule caractérisés par une zone d'insertion, une direction et une intensité,
- Les conditions aux limites cinématiques, permettant la stabilisation du modèle, sont matérialisées par le contact entre les condyles (extrémités des branches montantes de la mandibule) avec l'ensemble disque-cavité articulaire et le contact entre l'aliment (ou le maxillaire supérieur) avec la prothèse (création d'une force de réaction)

2.6. Etude des forces musculaires

Comme indiqué précédemment, une étude préliminaire a été réalisée afin de déterminer le chargement musculaire à appliquer dans l'ensemble des calculs afin de reproduire la mastication.

Dans l'étude de la capacité masticatoire par rapport à l'état dentaire et aux restaurations prothétiques, deux aspects déterminants sont à considérer du point de vue prothétique :

- La capacité motrice objective (mesurable) à réduire la nourriture.
- Le sentiment fonctionnel subjectif, c'est-à-dire le bien-être oral, social et psychologique.

De ce fait, des écarts considérables sont fréquemment observés entre les évaluations normatives et subjectives de l'état oral. Différentes méthodes de mesure clinique et tests de laboratoire ont été développés dans le but de déterminer et enregistrer, objectivement et subjectivement, la fonction masticatoire :

- Système de tamisage : taille des particules pour des aliments tests naturels et artificiels, degré de fragmentation, vitesse et nombre de cycles.
- Kinésiologie : forme, taille et vitesse des mouvements mandibulaires lors de différents cycles masticatoires.
- Electromyographie : EMG des muscles masséters et temporaux, modulation de l'activité musculaire en fonction des contacts occlusaux, du nombre de dents, du type de prothèse,
- Forces de morsure : mesures des forces maximum ou des forces masticatoires avec soit des plans de morsure placés entre les dents, soit des capteurs intégrés aux prothèses ou fixés sur les implants.
- Sensibilité tactile active et passive : perception des forces dirigées et discrimination de l'épaisseur inter-occlusale, c'est le rôle des récepteurs parodontaux dans la transmission des informations sensorielles.
- Questionnaires portant sur la capacité masticatoire et la prise d'aliments : entretiens structurés, auto-évaluation de l'aptitude à mastiquer différents aliments, apports nutritionnel et choix alimentaire, rapports quotidiens.

Les conclusions issues d'une revue de la littérature semblent indiquer que les forces de morsure occlusales varient en fonction des diverses paramètres :

- Le patient (âge, typologie, variation inter et intra-individuelle..),
- La qualité des prothèses,
- La qualité des surfaces d'appuis,
- La taille et la nature de l'aliment test.

La plupart des auteurs constatent une diminution importante de la performance masticatoire du patient édenté appareillé par rapport à un sujet denté. Pour Michael et al. 1990 [52], la force de morsure est 4,5 fois plus importante chez le sujet denté.

Cependant pour Tallgreen 1961 [53], les activités EMG des sujets totalement édentés correctement appareillés ne sont pas significativement différentes de celle des sujets dentés.

L'examen de littérature montre qu'il existe, au sein de chaque étude, des variations marquées entre les individus. Les résultats sont cependant de même ordre de grandeur.

Les valeurs moyennes des intensités de force de morsures maximales lorsqu'elles ont été fournies sont comprises entre 77N et 156 N (Rignon-Bret 2002 [54]).

2.6.1. Forces et mouvements dentaires

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force.

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent,
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent,
- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent,
- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers.

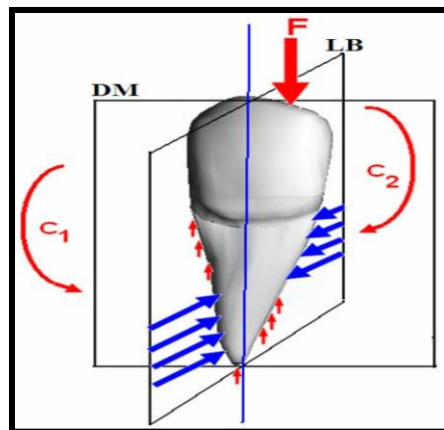


Figure 2.13: Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale [57]

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure 17 :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial (C_1) et dans le plan linguo-buccal (C_2),
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale,
- Des contraintes induites selon 2 plans d'un couple dans le sens des aiguilles d'une montre,
- Des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

Au cours des mouvements de latéralités, il y a souvent association de deux mouvements alternés flexion et torsion, qui entraîne une déformation réversible de la prothèse dentaire et une sollicitation des engrages. A ceci s'ajoute un troisième mouvement, le glissement, qui est développé au cours des mouvements transversaux condyliens. Ces trois mouvements sont dits micro mouvements donc la prothèse va être soumise à des sollicitations de flexion torsion et cisaillement, d'où une étude ou tracé correcte vise à minimiser ou totalement éviter ce type de mouvement [58].

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, quatre groupes sont à considérer:

2.6.1.1. Forces fonctionnelles

- **Forces de basse intensité et de longue durée** : Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de forces qui induit les déplacements orthodontiques des dents.
- **Forces masticatoires** : Elles sont de haute intensité mais de courte durée, totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

2.6.1.2. Forces pathologiques

- **Forces masticatoires avec pic** : Peuvent provoquer des fractures cohésives.
- **Forces para fonctionnelles** : Sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être en fonction des durées des déplacements dentaires.

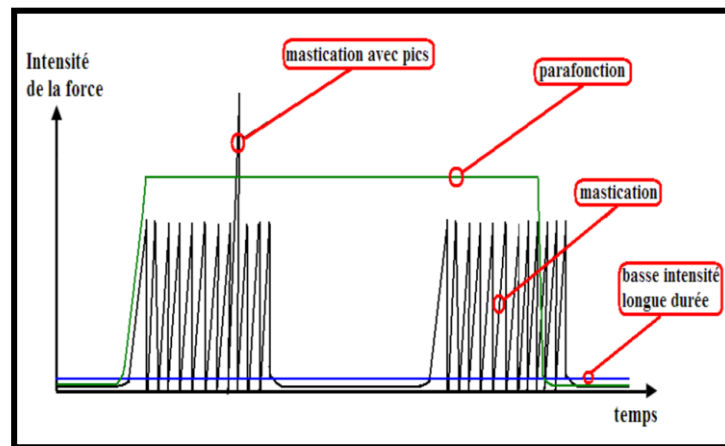


Figure 2.14. Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [59]

2.6.2. Étude des forces masticatoires

Comme expliqué précédemment, le système masticateur est composé, des dents, de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire.

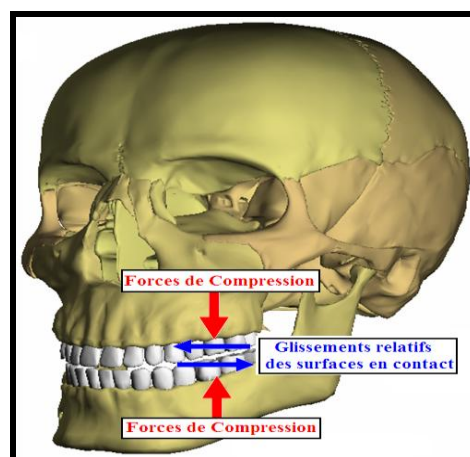


Figure 2.15: Forces masticatoires [38]

Le cycle masticatoire est tellement complexe que nous limitons cette étude à seulement ce qui se passe lors de la morsure de l'aliment. A ce propos, selon Slagter et Van Der Bilt [58], les derniers millimètres avant l'occlusion inter cuspidé maximale sont assimilés à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats.

Une mauvaise répartition des charges entraîne une influence des forces masticatoires sur l'occlusion. Ceci conduit à une malposition dentaire et par conséquent, une répartition non équilibrée de la mastication, ce qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux.

Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter, il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent, appelées *traumatisme occlusal*. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents [39].

2.6.2.1. Intensité des forces masticatoires

La force masticatoire peut être évaluée par une électromyographie, un dynamomètre ou une jauge de contraintes. Cette force dépend des aliments absorbés : pour les aliments mous elle est de quelques Newtons, pour les aliments relativement durs elle est de 70 à 150 N environ, et elle dépasse les 200 N pour les aliments très durs. La dureté des aliments et le nombre de cycles de mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles : si une force demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi. Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court [60-62].

Selon Bozkaya, les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varient sur une large plage, par exemple, entre 200 et 900 N [62]. Selon Carlsson, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70 à 80 N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200 N pour une prothèse complète, et entre 40 et 40N pour un implant prothétique en charge [63].

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [65]. Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 N et sur les incisives de 30 N [64].

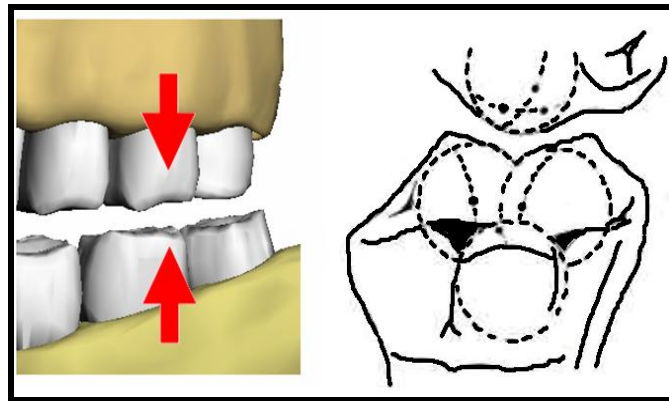


Figure 2.16 : Surfaces convexes des cuspides [64]

Dans le cas de dents cuspidés, Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six panscuspidiens en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur [66].

2.6.2.2. Centre de résistance

Le centre de résistance est le point d'un solide quelconque par lequel il faut faire passer la ligne d'action de la force appliquée au solide pour que le mouvement obtenu soit une translation. Il

dépend du solide et du milieu, mais, est indépendant du système de forces. Si l'on applique à un corps libre dans l'espace une force passant par son centre de gravité, ce corps va subir un mouvement de translation. Tous les éléments du corps vont donc se déplacer parallèlement à eux même et à la direction de la force.

Lorsque ce corps n'est pas libre dans l'espace on parle de centre de résistance qui est alors l'équivalent du centre de gravité [67]. En biomécanique dentaire, la position du centre de résistance d'un système parodontal dépend :

- De la densité et de la hauteur alvéolaire,
- De la morphologie radiculaire et du nombre de dents,
- Des résistances coronaires qui font intervenir la pente cuspidienne et la typologie.

Ainsi, plus la hauteur de la crête alvéolaire d'une dent diminue, plus son centre de résistance s'apicalise. La détermination de sa position a fait l'objet de nombreux travaux et parallèlement, fut étudié le système des forces utilisé au niveau des attaches, qui favorise la localisation du centre instantané de rotation de la dent.

2.6.3. Principes biomécaniques

Une dent ou une prothèse dentaire en fonction doit respecter trois principes biomécaniques :

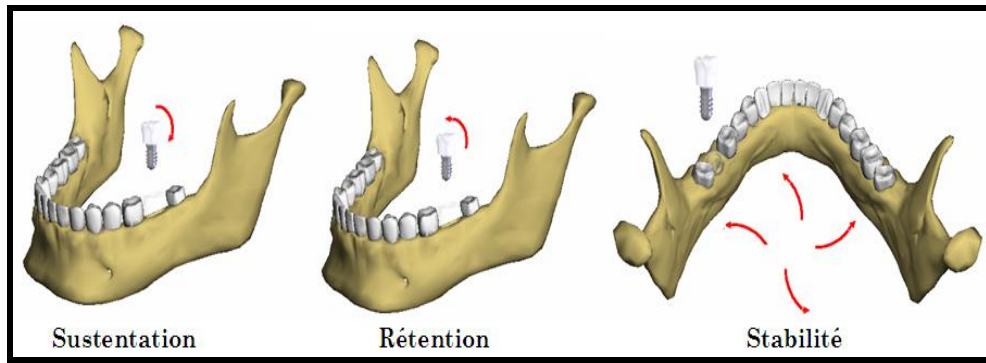


Figure 2.17: Les trois principes biomécaniques [69]

- **Sustentions** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le sens occluso-cervical, durant la mastication d'aliments durs.
- **Rétention** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le sens cervico-occlusal, durant la mastication d'aliments collants.
- **Stabilité** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le plan horizontal, dus à des contacts occlusaux en plans inclinés.

2.6.3.1 Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique

Dans la biomécanique dentaire, tous les tissus réagissent à l'action mécanique. Nous observons des modifications osseuses alvéolaires qui assurent et fixent le déplacement, mais aussi des réactions des tissus durs et mous dentaires et périodontaires. Les phénomènes histologiques sont les mêmes que ceux du remaniement osseux : présence de résorption du côté où s'exerce la pression, du côté opposé se produit une néoformation osseuse. La répartition des zones de résorption et d'apposition varie suivant le déplacement recherché.

Dans un déplacement par version, nous obtenons une résorption du côté lingual de la paroi sur les deux tiers coronaires de la racine et sur la paroi alvéolaire linguale au niveau d'un tiers apical de la racine, l'apposition a lieu à l'opposé de la résorption [34].

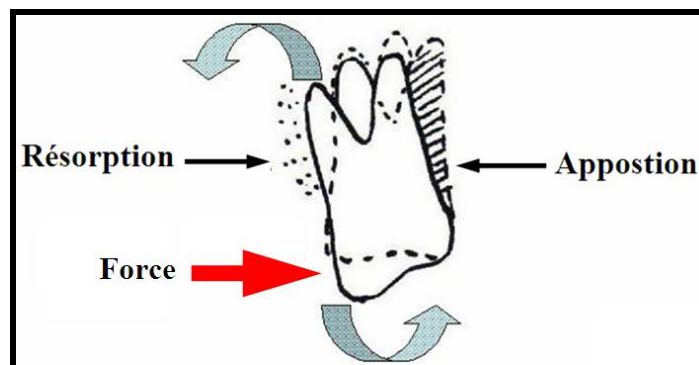


Figure 2.18: Répartition des zones de résorption et d'apposition [57]

2.6.3.2. Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire

Ce rôle, basé sur les propriétés mécaniques de la substance osseuse et ligamentaire, est à la fois statique et dynamique. Les propriétés mécaniques du tissu osseux sont de deux ordres, *élastiques et plastiques* :

- **Elasticité** : C'est la propriété d'un corps à revenir à sa première forme dès que la force qui l'a déformé a cessé son action. Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse (l'agencement de ces fibres entre elles), feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

- **Plasticité** : Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal [70]. C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

- **La dureté** : qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister aux contraintes mécaniques. C'est la propriété du tissu osseux cortical, le tissu spongieux en est dépourvu.

- **La ténacité** : qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion.

Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique [71].

2.6.3.3. Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires

– **L'os alvéolaire** : Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense, les espaces médullaires seront réduits et le tissu sera plus difficile à se résorber. L'os est plus dense du côté vestibulaire et lingual des régions marginales et médianes de la racine. Cependant, au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires [68].

– **Le desmodonte** : Son étroitesse favorise la compression, donc la hyalinisation. C'est à la partie moyenne de la racine que le ligament est le plus mince.

– **La dent et ses voisines** : Plus la dent sera courte, plus la hyalinisation sera importante et de longue durée, même si la force initiale est légère. Par exemple, une canine réagira plus favorablement qu'une prémolaire à force égale (le déplacement sera plus rapide). D'autre part, une dent qui se déplace en contact avec une ou deux voisines, exercera une contrainte moins forte sur son desmodonte. La pression sera répartie sur une plus grande surface radiculaire et on observera une résorption directe. Concernant les rapports occlusaux, les interférences cuspidiennes augmentent souvent les forces appliquées sur une dent.

2.6.3.4. Réaction du tissu osseux alvéolaire face à l'action mécanique

Dans le déplacement dentaire, tous les tissus réagissent à l'action mécanique. Nous observons des modifications osseuses alvéolaires qui assurent et fixent le déplacement, mais aussi des réactions des tissus durs et mous dentaires et péri dentaires.[71]

Les phénomènes histologiques sont les mêmes que ceux du remaniement osseux : présence de résorption du côté où s'exerce la pression, du côté opposé se produit une néoformation osseuse. La répartition des zones de résorption et d'apposition varie suivant le déplacement recherché. Dans un déplacement par version nous obtenons une résorption du côté lingual de la paroi sur les 2/3 coronaires de la racine et sur la paroi alvéolaire linguale au niveau du 1/3 apical de la racine, l'apposition a lieu à l'opposé de la résorption.

2.6.3.5. Rôle mécanique du tissu osseux et du tissu ligamentaire.

Ce rôle, basé sur les propriétés mécaniques de la substance osseuse et ligamentaire, est à la fois statique et dynamique.

Propriétés mécaniques du tissu osseux

Ces propriétés sont de deux ordres :

- élastiques,
- Plastiques,

a .Elasticité

C'est la propriété d'un corps à revenir à sa forme première dès que la force qui l'a déformé a cessé son action.

Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse, feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

b. Plasticité

Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal .C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

- Dureté,
- Ténacité.

c. La dureté, qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister à la pression. C'est la propriété du tissu osseux périphérique, le tissu spongieux en est dépourvu.

d. La ténacité, qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion.

Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique

2.6.4. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires. L'os alvéolaire

Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense (ce qui est rare), les espaces médullaires seront réduits et le tissu sera plus difficile à se résorber.

L'os est plus dense du côté vestibulaire et lingual des régions marginales et médianes de la racine; au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires.

a. Le desmodonte

Son étroitesse favorise la compression, donc la hyalinisation. C'est à la partie moyenne de la racine que le ligament est le plus mince.

b. La dent et ses voisines

Forme et surtout taille des dents : Plus la dent sera courte, plus la hyalinisation sera importante et de longue durée, même si la force initiale est légère. Par exemple, une canine réagira plus favorablement qu'une prémolaire à force égale, le déplacement sera plus rapide.

D'autre part, une dent qui se déplace, en contact avec une ou deux voisines, exercera une contrainte moins forte sur son desmodonte. La pression sera répartie sur une plus grande surface radiculaire et on observera surtout le mode de résorption direct.

2.6.5. Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation

Plusieurs études ont montré que les échecs en implantation dentaire sont généralement dus à des problèmes péri-implantaires comme l'inflammation des tissus osseux, l'échec de l'ostéo-intégration, ou à une surcharge mécanique de l'implant et de la partie de l'os l'entourant. Le facteur clé pour éviter la surcharge d'un implant ostéo-intégré, réside donc, dans la manière dont les contraintes mécaniques sont transférées de l'implant à l'os et les effets qu'ils ont sur les tissus environnants, en d'autres termes, la capacité biomécanique des tissus interfaciaux dans le soutien des forces de mastication pendant une longue période de temps. Par conséquent, la compréhension de l'interdépendance des forces qui agissent sur les implants, la transmission de la force à l'os environnant et les réponses de ces tissus est essentielle dans la survie du système ostéo-intégré.

2.6.5.1. Forces induites par une dent naturelle

Les implants et les dents naturelles ancrent différemment dans l'os. Une couche de tissu conjonctif, appelée ligament parodontal, absente dans les systèmes d'implants ostéo-intégrés, entoure la dent naturelle et domine sa biomécanique. La dent s'adapte donc aux différentes conditions de charge par le biais de déformations de ce ligament et de l'os alvéolaire. Quand une dent est chargée, elle montre des micromouvements physiologiques dans les sens horizontal et vertical en raison de cette membrane. Toutefois, ce mouvement est plus grand

dans la direction horizontale que verticale. Le mouvement vertical est un déplacement bilinéaire intrusif avec deux phases. L'ampleur de la rigidité initiale (d'environ 0,2 N/ μ m) est plus petite que celle dans la deuxième phase (d'environ 3 N/ μ m). Cette phase secondaire de la mobilité dentaire détermine le rapport de l'intrusion des dents pendant la mastication où des charges dynamiques induisent des forces d'impact sur la dent. Une telle application de la force d'impact supprime de manière significative la phase initiale de cette intrusion et fait dominer l'effet de la deuxième phase de déplacement.

Cette diminution de la mobilité dentaire est similaire à la mobilité diminuée de l'implant, et c'est en effet, pour cette raison que l'ancrage des implants et des dents naturelles sont biomécaniquement similaires dans les conditions normales de mastication. Quand une force est appliquée à une dent naturelle ou restaurée, la force est résolue en composantes verticales et horizontales. Une force verticale d'occlusion produit une ligne résultante de la force qui a un centre de rotation situé dans le tiers apical de la racine. Les micromouvements du ligament parodontal permettent la distribution de la force le long de la surface des racines dans le centre de rotation dans le tiers apical.

2.6.5.2. Biomécanique de la connexion os-implant

L'état de charge mécanique est considéré comme un facteur clé dans la préservation de l'interface os-implant. Des expérimentations animales ainsi que des études cliniques ont montré que les échecs des implants dentaires pourraient être fortement liés au déséquilibre des forces qui agissent sur les implants. Dans une étude rétrospective, conçue pour vérifier les échecs en implantation dentaire, il a été démontré que lorsque des problèmes de chargement étaient présents, le taux d'échec a été trois fois plus que dans les situations avec de meilleures conditions de charge.

2.6.5.2.1. Maintient de l'interface os-implant

Le succès à long terme de l'ostéo-intégration peut être maintenu grâce à la modélisation et la remodelisation dynamique. Bien que les mécanismes exacts ne sont pas encore bien compris, on croit qu'il existe un mécanisme d'adaptation de l'os à la charge. Von Meyer, Roux, et Wolf ont été parmi les premiers chercheurs qui ont reconnu la relation entre le chargement de tissus et l'adaptation. Après la pose de l'implant, une série complexe d'étapes de cicatrisation conduisent à la formation initiale d'une interface stable. La manière dont les tissus osseux répondent aux forces biomécaniques est appelée *mécano-transduction*. Selon cette théorie, l'os est maintenu lorsque les forces agissant sur lui sont en équilibre.

Une modélisation mécanique et un processus de remodelage, sont observés autour des implants. Les forces transférées de l'implant aux structures osseuses environnantes sont censées donner l'impulsion qui produit la modélisation et la remodelisation. La modélisation se réfère à un

changement net dans la forme alors que le remodelage se réfère à une adaptation continue de l'os, sans un changement net . Cette capacité d'adaptation crée une interface biologique capable de résister aux conditions cliniques.

Les caractéristiques de surface des implants ont un effet crucial sur la gestion de l'ostéo-intégration. La combinaison des niveaux macroscopiques de la conception de l'implant avec l'architecture microscopique de sa surface diminue l'effet des déformations de cisaillement agissant sur l'interface os-implant. L'augmentation de la rugosité de surface favorise l'apposition osseuse et le remodelage. Cela peut être dû à l'augmentation de la surface utilisée pour transférer les forces occlusales à l'os. En outre, les surfaces rugueuses offrent un meilleur verrouillage mécanique par rapport aux surfaces lisses en permettant la croissance des cellules osseuses dans ses surfaces.

2.6.5.2.2. Forces occlusales sur l'implant

Les forces occlusales sont des grandeurs de charge élevée à haute fréquence, mais de courte durée. Ces forces de morsure varient considérablement entre les individus et les différentes régions de l'arcade dentaire. Il est connu que les patients n'ayant pas de prothèses dentaires ont une composante verticale de la force de morsure allant de 100 à 2400 N [72]. Les individus ayant une dentition naturelle ont de 5 à 6 fois plus de forces de morsure que ceux porteurs de prothèses complètes [72]. Toutefois, les individus avec des prothèses fixées sur implants ont une fonction de mastication approchant celle de ceux ayant une dentition naturelle [73]. La force moyenne de morsure pour les patients avec implants est de 50 N environ au cours de la mastication, et la force de morsure maximale peut atteindre 145 N environ[73].. Sachant que les forces molaires peuvent excéder quatre fois l'ampleur des forces exercées dans la région incisive, elles sont plus grandes lorsqu'elles agissent plus près du point d'appui. Le pivot est donc l'articulation temporo-mandibulaire, et les forces postérieures qui agissent ont une plus grande ampleur que les forces antérieures. En somme, la valeur exacte de la composante axiale d'une force de mastication dépend essentiellement de l'emplacement de son application, de la nature de l'aliment et de l'âge du patient.

2.6.5.3. Forces transmises à l'os

L'absence du ligament parodontal autour des implants dentaires influe sur la répartition des contraintes dans l'os environnant. En réalité, l'interface os-implant répond d'une manière viscoélastique aux chargements. Un système d'implant présente des déformations données uniquement par les déformations de l'os et celles de l'implant, qui sont de 10 à 100 fois moins que pour une dent naturelle. Cette liaison fixe entre l'implant et l'os peut conduire à une résorption osseuse, puis le relâchement de l'ostéo-intégration, car les implants ont tendance à transmettre et distribuer plus de contraintes à l'os entourant [74].

Les forces agissant sur les implants peuvent être vues comme des vecteurs de quantités ayant une ampleur et une direction. Quand une force est appliquée à une restauration prothétique sur implants, elle atteint d'abord la prothèse, puis l'interface os-implant. Il existe plusieurs facteurs qui affectent les chargements sur les implants dentaires :

- Les grandeurs, les directions, et l'emplacement des forces occlusales appliquées sur la prothèse [75].
- Le type et la géométrie de la prothèse .
- L'emplacement, les angulations, la géométrie, la longueur et le diamètre de l'implant.
- Les propriétés mécaniques des implants et des prothèses.
- La nature des liens entre la prothèse et l'implant.
- La nature de l'interface os-implant.
- La qualité et la quantité de l'os disponible
- Le type de nourriture.

Quand un implant est soumis à une charge, les forces peuvent être résolues en deux composantes : la composante verticale, parallèle à l'axe longitudinal de l'implant, et la composante horizontale, dans le plan de la prothèse, comme le montre la figure 1. Il a été démontré que la force horizontale est d'environ un dixième de la force verticale [76]. Il est généralement admis que les forces verticales sont mieux tolérées que ces forces horizontales .De plus, ces forces agissent dans une seule direction, tandis que les forces horizontales agissent dans les directions : linguo-buccale et disto-mésiale.

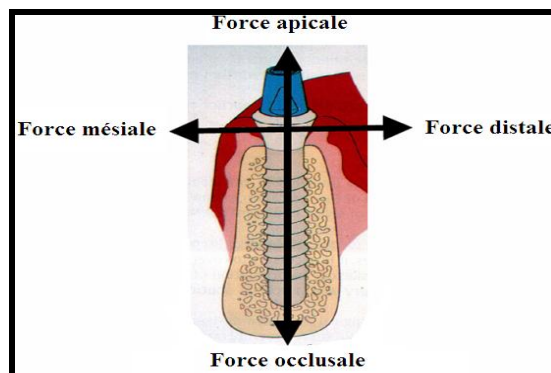


Figure 2.19 : Forces agissant sur un implant ostéo-intégré [75]

Comme illustré dans la figure 2.19, les différentes charges appliquées engendrent des forces de compression, de traction et de cisaillement à l'interface os-implant. Les charges interfaciales sur un implant dentaire doivent être de nature compressive afin de maintenir l'intégrité de cette interface [75]. Cependant, les forces de traction ont un effet inverse. Elles ont tendance à détourner l'interface. En effet, lorsque l'os est soumis à une force de traction, sa résistance diminue d'environ 30%, et pour une charge de cisaillement de 65% [76]. Cela implique un plus

grand risque d'échec lorsque la composante de cisaillement est grande. L'effet destructeur des forces de cisaillement est plus élevé pour les implants du fait que ces derniers n'ont pas de ligament parodontal agissant comme une couche de transfert efficace du cisaillement afin de minimiser les concentrations de contraintes [76].

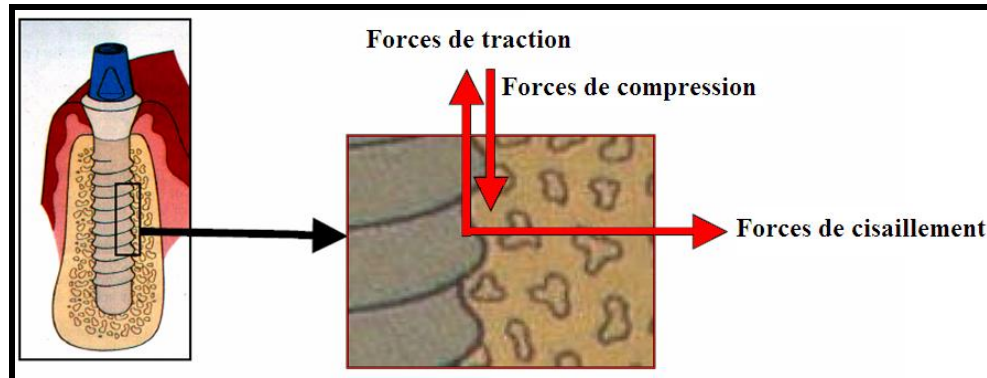


Figure 2.20: Différents types de forces générées dans un système d'implant [76].

Au cours de la transmission des forces de l'implant à l'os, la composante latérale de la force crée des moments (couples) de flexion. Un moment de flexion est défini comme la force multipliée par la distance perpendiculaire du centre de rotation situé au sommet de la crête osseuse. Par conséquent, les couples sont concentrés au sommet de cette zone, plutôt que distribués le long des surfaces des implants, comme c'est le cas pour les dents naturelles. L'ampleur du moment de flexion baisse avec l'augmentation de la distance du point d'application de la charge. Ces moments provoquent plus de contraintes que les forces axiales et créent des effets destructifs sur la section de l'implant au niveau de la crête osseuse, entraînant des complications associées à un descellement de l'implant ou à des fractures osseuses [77]. Toutefois, ils peuvent être réduits en diminuant l'inclinaison du contact avec les cuspidés des dents antagonistes, ce qui souligne le besoin de conceptions optimales des prothèses dentaires soutenues par implants.

2.6.5.4. Contraintes générées

Il est connu que la restauration dentaire avec implants ostéo-intégrés est difficile et complexe. Une planification minutieuse de la prothèse et l'examen des forces naturelles et occlusales sont essentiels dans la réalisation des conditions biomécaniques optimales dans ces restaurations. La distribution des contraintes générées dans l'os péri-implantaire peut être étudiée par diverses méthodes, telles que les études sur des modèles photoélastiques, l'analyse par jauge de contraintes sur des modèles physiques et la méthode d'analyse numérique par éléments finis. Cette dernière est considérée actuellement comme l'outil le plus répandu dans la résolution de tels problèmes, vu sa modélisation très adaptées aux géométries très complexes de la structure osseuse, de l'implant dentaire, et de la prothèse fixée sur cet implant .

Références bibliographique

- [1] Davies S., Gray R.M. What is occlusion ? British Dental Journal, volume 191. numéro 5, Septembre 2001, 235-245
- [2] Buescher J Temporomandibular Joint Disorders Am Fam Physician, 2007, volume 76, numéro 10, 1477-1482
- [3] Fonseca Lima A., Nobrega Calvanti A., Marcondes Martins L. R., Marchi G. Occlusal interferences : How can this concept influence the clinical practice ? European Journal of Dentistry , volume 4, Octobre 2010, 487-491
- [4] Dupas P.H. L'analyse occlusale Avant, pendant, après , CDP, collection Guide clinique, , année 06/2004
- [5] Bloom D.R., Padayachy J.N. Increasing occlusal vertical dimension- Why, when and how British Dental Journal, volume 200, numéro 5, Mars 2006, 251-256
- [6] Jahangiri L. , Sungkoo J. Onlay partial denture technique for assessment of adequate occlusal vertical dimension: A clinical report The Journal of Prosthetic Dentistry , volume 87, 2002,
- [7] Kessler-Liechti G., Mericske-Stern R. Réhabilitation des dents avec signes d'abrasion par des couronnes tout céramique Procera ZrO₂, Revue Mensuelle Suisse Odontostomatologique, Volume 116, année 2006, 164-167
- [8] Mi-Young Song, Ji-Man Park, Eun-Jin Park Full mouth rehabilitation of the patient with severely worn dentition: a case report J Adv Prosthodont, volume 2, 2010, 106-110 1-4
- [9] Malkoc M. A. , Sevimay M. , Yaprak E. , The use of Zirconium and Feldspathic Porcelain in the management of the severely worn dentition: A case report. European Journal of Dentistry, volume 3, 2009, 75-80
- [10] Orthlieb J.D., Brocard D., Schittly J., Maniere-Ezvan A., Occlusodontie pratique, édition Cdp 2000, page 74
- [11] Lauret J.F., Le Gall M., Landeau C., Analyse occlusale des mouvements latéraux
1ere partie : comparaison des situations cliniques et sur articulateur, Synergie prothétique, septembre 2000, volume 2, numéro 4, 299-308
- [12] Christensen G.J. Now is the time to observe and treat dental occlusion JADA, volume 132, Janvier 2001, 100-102
- [13] Christensen G.J. The major part of dentistry you may be neglecting JADA, volume 136, Avril 2005, 497-499
- [14] Stumbaum M., Konec D., Schweiger J., Gernet W., Reconstruction of the vertical jaw relation using CAD/CAM, International Journal of computerized dentistry, volume 13, 2010, 9-25
- [15] Veyrat A. Application des systèmes de conception et de fabrication assistés en odontologie : LE SYSTEME CEREC®, thèse Université Paul Sabatier, 12 Juillet 2006
- [16] Mörmann Werner H, The evolution of the CEREC system, JADA, volume 137, 2006, 7-1
- [17] Sirona The dental Company, Notice d'utilisation de l'unité de prise d'empreinte CEREC 3, 09.2008

- [18] Hartung F., Kordass B. Comparison of the Contact Surface Pattern Between Virtual and Milled Cerec 3D Full-ceramic Crowns.
- [19] Reiss B. Cerec Standard 3-D Occlusal Contouring in Comparison with the New Biogeneric Occlusal Morphing: A Case Report, *International Journal of Computerized Dentistry*, volume 10, 2007, 69-75
- [20] Brochure SIRONA, CEREC Biogénérique: occlusions naturelles en un seul clic, The dental company SIRONA
- [21] Ender A., Mörmann W.H., Mehl A., Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology, *Clinical Oral Investigations*, Volume 15, 2011 april, 283-289
- [22] Schmitt J., Wichmann M., Reich S., Göllner M., Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: A Prospective Clinical 3-years Follow-up, *Int J Prosthodont*, 2009, Volume 22, number 6, 597-603.
- [23] Guess P.C., Strub J.R., Steinhart N., Wolkewitz M., Stappert C.F.J., All-ceramic partial coverage restorations_Midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study, *Journal of dentistry*, 2009, volume 37, 627-637
- [24] Millstein P., Alvaro M., An evaluation of occlusal contact marking indicators A descriptive quantitative method, *JADA*, 2001, Volume 132, 1280-1286
- [25] Carey J.P., Craig M., Kerstein R. B., Radke J., Determining a relationship between applied occlusal load and articulating paper mark area, *The Open Dentistry Journal*, 2007, volume 1, 1-7.
- [26] Kerstein R., Articulating Paper Mark Misconceptions and Computerized Occlusal Analysis Technology, *Dental Implantology Update*, 2008, volume 19, numéro 6.
- [27] Koos B., Godt A., Schille C., Göz G., Precision of an Instrumentation-based Method of Analyzing Occlusion and its Resulting Distribution of Forces in the Dental Arch, *Journal of Orofacial Orthopedics*, 2010, volume 71, 403-10
- [28] Kerstein B., Understanding and using the Center of Force, *Dentistry Today*, 1998, Volume 17, numéro 4, 116-119
- [29] Olivieri F., Kong K., Hirayama H., Maness, New Method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: A clinical report, *The journal of Prosthetic Dentistry*, 1998, 519-529
- [30] Maness W.L., Benjamin M., Podoloff R., Bobick A., Golden R.F., Computerized occlusal analysis: A new technology, *Quintessence International*, 1987, volume 18, Number 4, 287-292.
- [31] Kerstein R., Lowe M., Harty M., Radke J., A Force reproduction analysis of two recording sensors of a computerized occlusal analysis system. *Cranio*, 2006, Volume 24, 15-24.
- [32] Kerstein R., Current applications of computerized occlusal analysis in dental medicine, *General Dentistry*, 2001, Octobre, 521-530
- [33] Bates JF, Stafford GD, Harrison A. *Masticatory function—a review of the literature*. *J Oral Rehabil*. 1976 ; 3(1) : 57-67.
- [34] Xavier CORMARY Mémoire présenté en vue de l'obtention du Certificat de Capacité d'Orthophonie Repérage des troubles de la mastication : Création d'un protocole de prévention à destination des aides-soignants des E.H.P.A.D. pour prévenir et retarder la perte de la mastication 2016

- [35] Courbeyrotte MA Critère biomécaniques des indication des bridges su dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001
- [36] Boileau M-J, Sampeur-Tarrit C, Bazert C. *Physiologie et physiopathologie de la mastication*. EMC Stomatol. 2006 ; 22-8-1-15. 137
- [37] Ahlgren J. *Masticatory movements in man*. Mastication: Symposium proceedings. Butterworth-Heinemann; 1976. p. 119-30
- [38] Le Gall M, Lauret J.F., La fonction occlusale Implications cliniques, Edition CdP, Collection JPIO, 5-7
- [39] Hylander WL, Johnson KR. Relation between masseter EMG and force during mastication in macaques. *J Dent Res* 1986,65:754-762.
- [40] 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.
- [41] Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Paris : Hermann Editeurs des sciences et des arts, 1995 :734p.
- Influence des paramètres prothétiques d'une PACSI sur l'environnement des implants - 162 –
- [42] Eriksson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the pterygoid and the temporal muscles. *Archs Oral Biol* 1983,28:781-795.
- [43] Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS. *Physiologie humaine*. Montréal : les éditions de la Chenelière, 3ème édit, 1995 :814 p.
- [44] Manns A, Miralles R, Palazzi C. EMG bite force and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *J Prosthet Dent* 1979,42:674-682.
- [45] Monod H, Flanrois R. *Physiologie du sport. Bases physiologique des activités physiologiques et sportives*. Paris :Maloine, 3ème édit, 1994 :231 p.
- [46] Blanskma NG, Van Eidjen TMG. Electromyographic heterogeneity in the human Temporalis and Masseter muscles during statis biteing, open /close excursions and chewing. *J Dent Res* 1986,74:1318-1327.
- [47] Van Eidjen TMG, Klok EM, Weijs WA, Koolstra JH. Mechanical capabilities of the human jaw muscles studies with a mathematical model. *Archs Oral Biol* 1988,33:819-826.
- [48] Dahan J. Troubles d'attitudes mandibulaires. *Encycl Méd Chir ,Éditions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Odontologie, 1990,23-472-A-10:1-5.*
- [49] Cruz M, WassallT, Toledo E.M., Da Silva Barra L P, De Castro Lemonge AC. Three-dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cuneiform-Geometry Implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003,1(5):18-28.
- [50] Dahan J. Perception and malocclusion: an assessment of their interface with oral dysfunction. *J Jpn Orthod S* 1992 ; 51 : 89-98: Influence des paramètres prothétiques d'une PACSI sur l'environnement des implants- 163 -
- [51] Dahan J. Occlusal and functional evaluation in adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998, 114 : 551-557.
- [52] Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. Anatomie 1. In: C éd Cabrol (Ed.) *Appareil locomoteur*. Paris : Flammarion: 1992; 276-327.

- [53] Nickel JC, McLachlan KR, Smith OM. Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. *J Dent Res* 1988 ;67 : 896-902.
- [54] Azerad J. Physiologie de la mastication. In: Paris : Masson: 1992; 1-164.
- [55] Palla S. New knowledge and methods in the diagnosis of functional disorders of the masticatory system. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1986, 96 (S) : 1329-1351.
- [56] Lowe AR. Neural control of tongue posture. In: A ed Taylor (Ed.) *Neurophysiology of the jaws and teeth*. Houndmills : The MacMillan press: 1990; 322-368.
- [57] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris : édition Prélat, p.1975 – 917
- [58] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent*.1995;73:169-183
- [59] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Comminution of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. *J. Oral Rehab.*, 1992, 81-87
- [60] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129
- [61] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51,81-82
- [62] Wei Li, Michael V, Swain, Qing Li, Grant P. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia
- [63] Courbeyrotte MA. Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée COURBEYROTTE
- [64] Romerowski J, Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. Paris : édition CdP, p. 88–50
- [65] Slagter A, Bosman F, Van Der Glas H, Olthoff M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J. Prost. Dent.*, 1992, 68, 5: 790-799
- [66] Rosenberg ES, Torosion JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin. Oral Implant Res* 1991; 2:135-144
- [67] Richter EJ. Ein Beitrag zur Erläuterung Begriffs Stoßdämpfung in der Implantologie. *Z. Zahnärztl Implant* 1986; 2:270-273
- [68] Richter E-J. (1992) The Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchung (thesis) Germany: University of Aachen
- [69] Isidor F. (1997) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin. Oral Implant Res* 7:143-152
- [70] Merckse-Stern R. "Overdentures Supported by ITI Implants" In; Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. (2.eds). *Oral Implantology* Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1996; 80-110
- [71] Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 153-201
- [72] Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. Bite forces and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979; 6:41-48

- [73] Haraldson T., Carlsson GE., Ingervall B. (1979 (a)) Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with Osseointegrated implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavia* 37:195-206
- [74] Ney T, Schulte W. Implantatbelastung durch Knochendeformation im interforaminalen Bereich des Unterkiefers bei funktioneller Beanspruchung. *Z. Zahnärztl. Implant* 1988; 4:109
- [75] Hobkirk JA., Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *Jprosthet Dent* 1998; 80:169
- [76]Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:270-276
- [77] Holmes DC & Loftus JT. (1997) Influence of bone quality of stress distribution for endosseous Implants. *J Oral Implantol* 23:104-111

CHAPITRE 3

Implantologie et réhabilitation occlusale

3



**Implantologie et réhabilitation
occlusale**

Introduction

L'implantologie est la science qui a trait à la pose d'implants dentaires, racines artificielles remplaçant des dents absentes. Si l'implantologie existe depuis l'antiquité, elle a pris une nouvelle jeunesse grâce aux travaux de Brånemark dans la seconde partie du XX^{ème} siècle, et représente aujourd'hui l'une des révolutions de la chirurgie dentaire. Si la découverte de l'ostéointégration s'est révélée fortuite, elle repose actuellement sur des bases expérimentales solides et scientifiquement prouvées.

Dès le début, des règles strictes ont été énoncées pour que la pose d'implant soit un succès à long terme, mais l'implantologie n'est pas une discipline figée, et le code de conduite a évolué. De nouvelles idées, de nouveaux concepts sont sans cesse proposés dans des buts simples: améliorer le taux de réussite à court et long terme, prévoir le résultat esthétique, assurer un meilleur confort pour le patient par la simplification des techniques et la diminution du temps de traitement, et enfin repousser les limites des indications grâce aux techniques d'augmentation osseuses (ROG, comblement, greffes) [1]

Bien que le nombre de patients implantés augmentent, la France reste en recul derrière d'autres pays européens : en 2008, 3 français contre 10 italiens sur 1000 ont été traités par traitement implantaire. On pourrait attribuer cela au manque de remboursement de ces traitements et par conséquent au coût élevé qu'il représente pour le patient. D'autre part, une pensée inconsciente surgit sûrement : la peur de cet acte chirurgical, de cette « vis dans l'os » qu'on met après avoir « soulever la gencive » comme on peut l'apercevoir chez de nombreuses personnes. Comme la pose d'implant n'est pas encore devenue un acte incontournable pour tous les praticiens, il se pourrait que certains ne poussent pas leurs patients à aller vers le choix de cette thérapeutique. Pourtant, c'est une obligation de proposer un véritable plan de traitement global au patient et de les informer des différentes solutions pour remplacer les dents manquantes. L'entretien avec le patient a alors une place capitale. La solution implantaire possède un avantage important : hormis dans les cas d'édentements totaux, la prothèse sur implant permet d'éviter la mutilation des dents adjacentes, parfois parfaitement saines. Souvent, un compromis est fait : l'acte chirurgical est délégué à un praticien maîtrisant ce geste et la prothèse est gérée par le dentiste responsable du patient.

3.1. Implantologie dentaire

Même les civilisations anciennes reconnaissaient le mérite du remplacement des dents. En effet, des archéologues ont trouvé des crânes anciens dont les dents avaient été remplacées par divers matériaux sculptés dont la fonte et le nacre. En dépit des méthodes et des matériaux primitifs utilisés, certains de ces implants s'étaient fusés à l'os. En effet, ce processus de fusion était nécessaire pour assurer le succès de ces premiers implants.

Cependant, la « révolution » thérapeutique que représente l'implantologie, dans le domaine odontologique a été initiée par Branemark, un chercheur suédois, au début des années 50. Ses premières constatations étaient la tolérance de l'os du tibia de lapin pour le titane.

Des observations en microscopie optique *in vivo* pour le traitement des amputations par prothèses implanto-stabilisées ont été réalisées. Branemark n'a cessé de faire évoluer sa découverte : l'extrême tolérance du tissu osseux vivant vis-à-vis du matériau du titane, découverte à laquelle on a donné le nom d'*ostéo-intégration*. Celle-ci se caractérise par une liaison intime, solide et durable entre os et titane de l'implant, sans interposition de tissu fibreux réactionnel et avec une parfaite tolérance des tissus mous traversés par le pilier, pour autant que ces tissus mous soient stabilisés autour de ce pilier.

3.1.1. Différents types d'implants dentaires

Plusieurs variétés d'implants ont été développées afin d'améliorer le taux de succès à long terme des implants dentaires. Plus d'un millier de types de ces implants sont actuellement commercialisés, dans différents matériaux, formes, dimensions, et avec différents traitements de surface ou revêtements. Il existe pratiquement des solutions implantaires à tout type d'édentement et à tout type de mâchoire. Toutefois, un volume osseux minimal est nécessaire pour réaliser une bonne implantologie, sinon une greffe osseuse devient parfois nécessaire afin d'obtenir le volume osseux suffisant pour que l'implantologie soit possible.

En somme, on distingue trois types d'implants dentaires : ceux fixés sur la mâchoire appelés implants juxta-osseux ou supra-osseux, ceux implantés à l'aide de tiges verticales de rétention appelés implants trans-osseux, et ceux implantés directement dans la mâchoire appelés implants endo-osseux qui sont de loin les plus utilisés. Les formes de ces derniers, souvent cylindriques, peuvent avoir une forme de cône, de disque, de lame, ...etc. Cette

grande variété d'implants dentaires correspond en réalité à la diversité des mâchoires et à celle des cas cliniques qui peuvent être rencontrés.

3.1.1.1. Implants juxta-osseux

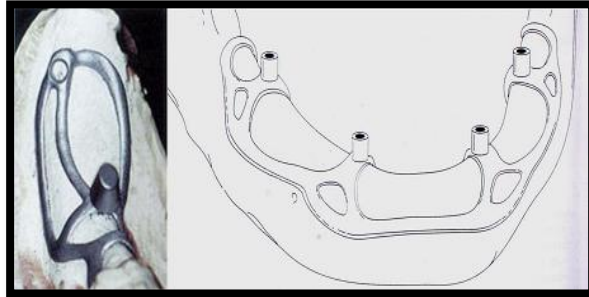


Figure 3.1: Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [8]

Comme le montre la figure 3.1, les implants dentaires juxta-osseux sont des implants qui ne sont pas disposés à l'intérieur de l'os mais positionnés sur sa surface, comme une sorte de grille le recouvrant. Ils sont obtenus par une technique particulière de prise d'empreintes, et seulement, quelques laboratoires de prothèses au monde sont capables de les fabriquer. Cette technique présentant de grandes difficultés techniques a été pratiquement abandonnée.

3.1.1.2. Implants trans-osseux



Figure 3.2: Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [8]

La figure 3.2 montre que ce type d'implant se compose d'une base inférieure horizontale sous mandibulaire servant de support pour trois à cinq tiges verticales de rétention qui

viendront se fixer dans le corps mandibulaire. Deux autres composants filetés traversent de part en part la crête osseuse et le tissu muqueux, et dépassent dans la cavité buccale à la hauteur des canines. Comme pour les implants juxta-osseux, les implants trans-osseux nécessitent une technique chirurgicale assez lourde et génèrent de très nombreuses complications. Ce sont des thérapeutiques obsolètes, qui ne sont presque plus utilisées.

3.1.1.3. Implants endo-osseux Ce type d'implants est le plus utilisé actuellement, et on peut distinguer plusieurs formes :

Les implants dentaires en forme de vis : Ils sont cylindriques ou cylindro-coniques, de 2,5 à 6 mm de diamètre avec plusieurs longueurs. Les revêtements de surface peuvent être très différents. Les formes des spires de vis varient d'un fabricant à l'autre. Elles peuvent être asymétriques ou reproduisant la forme de la vis à bois pour une meilleure accroche à l'os. De part leur forme, ces implants permettent une instrumentation calibrée.



Figure 3.3: Implants dentaires endo-osseux en forme de vis [8]

-Les **implants dentaires en forme de lame** : Ce sont des implants extrêmement fins de 1 à 2 millimètres d'épaisseur. Allongés et surmontés d'un moignon implantaire, ils sont recommandés lorsque l'épaisseur de l'os est très faible. Ils sont peu utilisés actuellement, du fait qu'ils ne permettent pas l'utilisation d'une instrumentation calibrée [8].

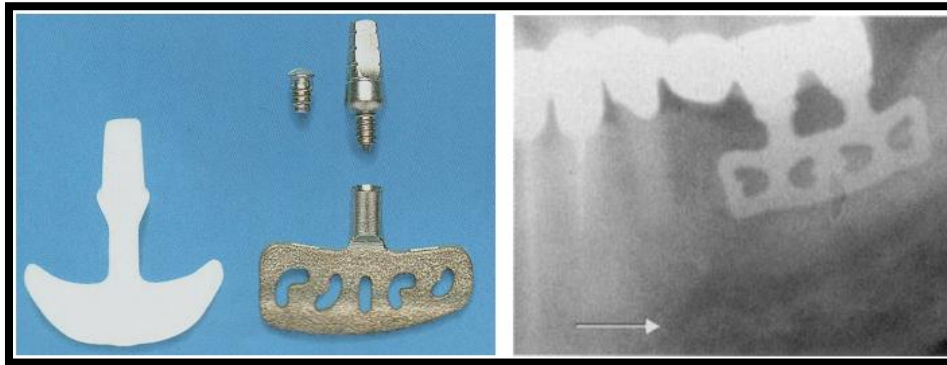


Figure 3.4: Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [8]

-Les **implants dentaires à insertion latérale (tridimensionnels ou Diskimplants)** : Ces implants en forme de T sont utilisés lorsque le volume osseux est faible. Ils sont insérés latéralement dans l'axe des mâchoires. Bien qu'ils peuvent donner de bons résultats, les techniques opératoires sont complexes et nécessitent un forage sur le côté et non au sommet de la crête osseuse, ce qui impose l'ouverture de la gencive.



Figure 3.5: Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [8]

-Les implants dentaires en zircone : Matériau non métallique, très stable, très esthétique et aux qualités mécaniques remarquables, ces implants jouissent d'une très grande intégration osseuse et gingivale, mais leur prix reste relativement élevé.

3. 2 Les Biomatériaux

3.2.1 Définition et historique

Les biomatériaux sont des matériaux utilisés pour remplacer une fonction ou un organe [2]. La Société Européenne des Biomatériaux a défini lors de la conférence de Chester en 1991 un biomatériau comme « un matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, en participant à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle» [1] En d'autres termes, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme utilisés pour [4]

Pallier la déficience d'un organe (les implants),

Être employés en chirurgie réparatrice (les prothèses),

Être utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articles médico-chirurgicaux). Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique...) [4]

Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défaillants par des substituts: fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,... Jusqu'au milieu du XXe siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique [12].

Le développement des biomatériaux en médecine doit beaucoup à la recherche dans les industries chimiques, métallurgiques, nucléaires, aéronautiques qui ont été des viviers féconds et le sont toujours. Leurs connaissances ont été sources de progrès considérables pour la santé [5]. Les progrès de la chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire sont traduits par une demande de plus en plus pressante de matériaux pour implantation. Ainsi l'acier inoxydable, premier matériau utilisé avec succès dans la conception de

prothèses de hanche dans les années 50, résulte de décennies d'industrie chimique [5]. Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires.

Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème : leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxiques pour l'organisme [2]. Le titane découvert en médecine à la fin des années 60 par BRANEMARK et coll. (1969) était déjà utilisé dans l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique. Le polyméthacrylate (PMMA), pour les lentilles intraoculaires, a suivi un cheminement analogue trouvant son origine dans les cockpits d'avions anglais pendant la guerre. Il en est de même pour de nombreux matériaux utilisés depuis longtemps [5]. Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc plastiques et métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain [2].

Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [3].

L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes mieux intégrés et plus efficaces [3]. L'évolution des biomatériaux devait tenir compte des caractéristiques de notre organisme.

3.2.2 Les champs d'application des matériaux

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique [6].

a. Ophtalmologie

Lentilles Implants Coussinets de récupération

Produits visqueux de chambre postérieure

b. Odontologie-stomatologie

Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux

Traitements prophylactiques

Orthodontie

Traitement du parodonte et de la pulpe

Implants

Reconstruction maxillo-faciale

c. Chirurgie orthopédique Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, ...)
Orthèses

Ligaments et tendons artificiels

Cartilage

Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme

Chirurgie du rachis

Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches) Matériaux de comblement osseux injectable

d. Cardiovasculaire Valves cardiaques Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...) Cœur artificiel

Assistance ventriculaire Stimulateurs cardiaques Prothèses vasculaires

Matériels pour angioplastie lésion coronarienne et stents

Cathéters endoveineux

e.Urologie/ néphrologie

Dialyseurs

Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale

Rein artificiel portable

Prothèses de pénis

Matériaux pour traitement de l'incontinence

f.Endocrinologie-chronothérapie

Pancréas artificiel

Pompes portables et implantables

Systèmes de libération contrôlée de médicaments

Biocapteurs

g.Chirurgie esthétique

Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

h.Chirurgie générale et divers

Drains de chirurgie Colles tissulaires Peau artificielle Produits de contraste

Produits pour embolisation

Produits pour radiologie interventionnelle

3.2.3. L'élaboration des biomatériaux

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines

récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc.). Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique.

La stérilisation, étape obligatoire, est généralement effectuée par rayons gamma sur le matériau utilisations nécessitent un traitement complémentaire notamment lorsqu'on associe des molécules biologiques actives au matériau. [10]

De nouveaux procédés d'élaboration ont été recherchés afin de maîtriser la structure poreuse des biomatériaux et ainsi d'optimiser l'efficacité biologique de ces produits. Ces procédés se déroulent en général à basse température et nécessitent parfois un environnement stérile. Un exemple de tels procédés est la fabrication de mousse métallique qui combine des technologies de métallurgie des poudres et des mousses polymères. Ce procédé permet d'élaborer soit des pièces complètement poreuses (titane poreux), soit des revêtements poreux sur des structures solides (recouvrement de prothèses métalliques par des revêtements bioactifs de phosphates de calcium par électrolyse de solutions sursaturées)

Enfin de nombreux matériaux nécessitent une mise en œuvre in situ (ciments orthopédiques, colles...). Dans ce cas le matériau doit se former rapidement sans dégagement important de chaleur ou de produits nocifs afin d'éviter une nécrose des tissus environnants. Les ciments acryliques utilisés pour la fixation de prothèses orthopédiques, ont du être adapter pour satisfaire à ces critères. Les matériaux résorbables de ce type évoluent vers des formes injectables afin de minimiser l'intervention chirurgicale.

Les organismes vivants peuvent synthétiser à partir de composés abondants (carbonates ou phosphates de calcium, silicates...) des matériaux d'architecture souvent complexe, léger set résistants à des températures très faibles. Un domaine de recherche se développe actuellement visant à reproduire les phénomènes naturels pour la préparation de matériaux divers, essentiellement composites. Les biomatériaux pourraient être les premiers à bénéficier de ces recherches.

3.2.3.1. Les matériaux

L'organisme à un système implanté dépendent étroitement du milieu d'implantation et de la nature du matériau. Le corps étranger implanté va provoquer au sein de l'organisme des réactions chimiques et physiques (électriques, mécaniques, rhéologiques,etc.) qui entraînent des réactions biologiques.

Dans tous les cas ces réactions conduisent à une modification de l'interface matériau milieu vivant qui se traduit par l'interposition d'une couche de protéines, voire de minéraux à la surface du matériau et une adaptation des tissus environnants.

La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [7,8].

3.2.3.2. La biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à être accepté par un être vivant.

Elle se définit aujourd'hui, comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et le matériau de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre (aucun phénomène de rejet ni de toxicité n'est observé)[5].

La Société Européenne des Biomateriaux a défini lors de la conférence de Chester en 1986 la biocompatibilité comme «la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique»(WILLIAMS 1989).EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée: «la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives».La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes: les effets du matériau sur le milieu et les effets du milieu sur le matériau. Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments relargués. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique. Ces multiples facettes de la biocompatibilité nécessitent de se doter d'outils d'évaluation capables de les appréhender [9 –12].

Les propriétés physiques du matériau (topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface...).

3.2.3.3. La biodégradabilité

C'est la capacité d'un matériau à être décomposé par des micro-organismes vivants (bactéries, enzymes, champignons, ...). La mesure de la biodégradabilité d'un matériau permet d'évaluer son impact sur l'environnement. Elle dépend des caractéristiques du matériau, de son procédé de fabrication, et des paramètres physico-chimique et microbiologiques du milieu de dégradation (sol, eau, etc....). La biodégradation correspond à la perte des propriétés physiques [16].

La détermination du taux de biodégradabilité nécessite des mesures en laboratoire ou en milieu naturel selon trois types de test :

Test de Sturm : test de laboratoire en milieu liquide. Conditions bien maîtrisées;

Test de simulation en laboratoire, en milieu liquide ou solide. Conditions moins bien maîtrisées;

Test in situ sur sol et compost. Conditions non maîtrisées.

On distingue deux types de dégradation: Une dégradation purement chimique déterminée par le milieu uniquement; Une dégradation purement biologique déterminée par les cellules. Les débris d'usure (surfaces en frottement dans les prothèses articulaires) ou de dégradation posent un problème particulier. Lorsqu'ils sont de petite taille (inférieurs à quelques dizaines de microns) ces débris ne sont pas encapsulés, ils sont intégrés par les macrophages qui essaient de les dégrader à l'intérieur même de la cellule; Lorsque ces débris ne sont pas facilement dégradables par le système enzymatique ou lorsque les produits sont toxiques pour la cellule, il en résulte une inflammation chronique difficile à traiter [13].

Afin de mieux intégrer les matériaux au milieu vivant, on a souvent essayé de les associer avec des protéines adhésives comme fibronectine, le collagène, la vitronectine, la laminine, ... etc, ou même des cellules. Ces voies de recherche sont actuellement en plein développement [14,15].

3.2.3.4. La biorésorbabilité

Un matériau biorésorbable, destiné à se résorber et à être remplacé par un tissu vivant, disparaît complètement après biodégradation à plus ou moins long terme [17]

- L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et biologiques de l'implant ;
- L'adéquation biomécanique de sa conception ;
- La qualité technique de sa mise en place chirurgicale ;
- L'état du site receveur avant l'intervention ;
- Son comportement après l'intervention ;
- Le suivi postopératoire à court et à long terme.

3.2.3.5. La bioactivité

Selon Hench (1990) la bioactivité désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse (contact direct entre le tissu et le matériau). Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau, et s'oppose à la bioinertie (aucune réaction n'a lieu entre le matériau et les tissus vivants, la couche fibreuse d'encapsulation est de faible épaisseur, voire difficilement observable) [18].

3.2.4. Critères de qualité et de sélection d'un biomatériau

Scales (1953), définit les critères de qualité d'un biomatériau, qui sont toujours d'actualité. En résumé, un biomatériau doit être [16] :

- Chimiquement et physiquement inerte ;
- Le moins inflammatoire possible ;
- Non allergisant, non cancérigène, et non toxique ;
- Chimiquement et physiquement stable ;
- De caractéristiques mécaniques proches du site receveur ;

- Aisément introduit ;
- Rétablissant une fonction ;
- Sa dépose aboutissant à une restitution « *Ad Integrum* ».

En effet, les biomatériaux doivent, satisfaire à des caractéristiques physicochimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir d'une part, et être biocompatibles de l'autre. La biocompatibilité se définit non plus seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais plutôt comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et l'implant, de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre [20] .

Les propriétés physicochimiques, biocompatibilité et biofonctionnalité vont donc permettre d'apprécier la potentialité de coopération finalisée organisme-implant. Le succès d'un biomatériau dépend essentiellement des facteurs suivants [17] :

- L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et biologiques de l'implant ;
- L'adéquation biomécanique de sa conception ;
- La qualité technique de sa mise en place chirurgicale ;
- L'état du site receveur avant l'intervention ;
- Son comportement après l'intervention ;
- Le suivi postopératoire à court et à long terme.

3.2.5. Les différentes classes des biomatériaux

Un biomatériau interagit avec le système biologique de l'organisme, il s'agit donc d'une ostéo- intégration qui définira l'avenir du biomatériau en tant que moyen thérapeutique. Cette qualité est le résultat de son degré de biocompatibilité et de son degré de biofonctionnalité [22] .

3.2.5.1. Classification biologique

Les biomatériaux sont classés suivants des critères biologiques plus que fonctionnels_ les matériaux bio-tolérés ont un rôle fonctionnel, biocompatible, pas de réactions

inflammatoires utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques : chrome, cobalt, zirconium, alumine dense...etc

_ Les matériaux bio-inertes s'intègrent dans l'os sans interposition de couche fibreuse on peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour les prothèses orthopédiques [18,19].

_ Les matériaux bioactifs qui réagissent positivement à leur environnement biologique en permettant des réactions spécifiques implant tissu receveur. A leur contact, il se forme un os néo-formé, avec l'établissement par des processus physico-chimiques d'une continuité, entre le matériau et la matrice osseuse [21-23].

_ Les biomatériaux résorbables : leur objectif est la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique et permettant la croissance de la matrice osseuse.

3.2.5.2. Classification fonctionnelle

Les matériaux d'origine naturelle : l'utilisation de ces matériaux afin de fabriquer des biomatériaux biocompatibles parmi :

Cellulose : est un glucide complexe (polysaccharide) utilisé pour les membranes de dialyse ou comme ciment de prothèse de hanche

La chitine : est polysaccharide extrait des coquilles de crabe pour la chirurgie reconstructive et la peau artificielle.

Le corail naturel : utilisé en chirurgie orthopédique et maxillo-faciale.

Le collagène : extrait de la peau animale ou du placenta humain et utilisé pour :

- cosmétologie et chirurgie esthétique
- pansements et éponge hémostatiques
- reconstitution de tissus mous et durs
- peau artificielle
- biodégradable

a– Les polymères : Les polymères sont des substances constituées de macromolécules formées par la répétition d'un motif composé d'une ou de plusieurs unités de base ou monomères. Par exemple, les monomères styrènes et propylènes sont reliés ensemble pour faire respectivement le polystyrène et le polypropylène. Selon leur mise en œuvre et leur comportement mécanique, on distingue les polymères thermoplastiques, les polymères thermodurcissables, les élastomères et les élastomères thermoplastiques [24].

Selon leur mode d'application, on peut distinguer

b– Les céramiques : Les céramiques sont des matériaux non métalliques et non organiques qui nécessitent pour leur formation, un traitement en pression et en température (frittage).



Figure 3.6: Bridge dentaire en céramique [25].

Ils se caractérisent par une résistance à la chaleur et à la corrosion, une rigidité, une légèreté, et une fragilité, déterminant leurs utilisations [25].

c-Alliages métalliques

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent.- *Aciers Inoxydables*

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu

biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes

- Le module de Young $E = 200$ GPa.
- La limite élastique $\sigma_e = 280$ MPa.
- La contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 520$ MPa.
- La résistance à la fatigue $\sigma_f = 250$ MPa.

- Alliages à base de cobalt

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologues dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue ou forgés (Vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)).

Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Les propriétés mécaniques du Protasul 10 sont les suivantes:

- Le module de Young $E = 220$ GPa.
- La limite élastique $\sigma_e = 640$ MPa.
- La contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 835$ MPa.
- La résistance à la fatigue $\sigma_f = 530$ MPa.

La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables et ils sont également très rigides.

- Alliages à base de titane

On les rencontre sous deux formes du Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et du Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de Vanadium qui est responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :

- Le module de Young $E = 110 \text{ GPa}$.
- La limite élastique $\sigma_e = 1050 \text{ MPa}$.
- La contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 1185 \text{ MPa}$.
- La résistance à la fatigue $\sigma_f = 650 \text{ MPa}$.

Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment [26-28].

- Les métaux et les alliages métalliques : Outre le fait qu'ils sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants, les métaux et les alliages métalliques constituent, avec les polymères, la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui. Les plus importants sont sans doute l'acier inoxydable et le titane, qui sont largement exploités en chirurgie orthopédique et en implantologie dentaire où ils sont utilisés dans la conception de prothèses et obtiennent de très bons résultats. L'intérêt de ces matériaux réside dans leurs bonnes propriétés mécaniques et de biocompatibilité [26].

– Les mousses métalliques : L'institut canadien des matériaux industriels IMI a récemment développé un procédé de fabrication de mousses métalliques, basé essentiellement sur le titane et ses alliages (Ti6Al4V, TiNi, ...), les aciers inoxydables et autres alliages comme le Co-Cr-Mo, et les céramiques biocompatibles (Al₂O₃, ZrO₂, HAP). Ces mousses outre le fait qu'elles présentent une porosité élevée (70 à 85 %), ce qui leur donne une structure similaire à celle de l'os spongieux humain, favorisent

intégration des implants et servent de support à la croissance des cellules et tissus osseux [28].

La microstructure, la résistance à la corrosion, la biocompatibilité et les propriétés mécaniques très similaires à celles de l'os spongieux de ces mousses en font un matériau de choix pour la fabrication d'implants et de systèmes d'ancrage pour les applications de reconstruction osseuse, et en implantation dentaire, notamment lorsque nous savons que ces caractéristiques mécaniques permettent un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant et favorisent une intégration efficace à long terme de l'implant dans l'os

.- Le titane et ses alliages en implantation dentaire

La plupart des implants dentaires sont aujourd'hui en titane. Dernière innovation, des implants en mousse de titane sont actuellement à l'essai.

D'une structure plus proche de l'os, ils devraient permettre dans l'avenir une attache beaucoup plus solide et plus rapide à l'os des mâchoires et ainsi étendre l'utilisation des implants. Plus courts, exigeant moins de hauteur osseuse, ils pourront être utilisés à l'arrière de la bouche et dans des cas qui nécessitent aujourd'hui une greffe osseuse. Les implants se composent de titane commercialement pur ou de titane allié.

- Titane commercialement pur. Alliage de titane et d'oxygène, plus quelques impuretés (carbone, fer, hydrogène, azote) dont la teneur fait varier les propriétés mécaniques. En fonction du taux d'oxygène, on distingue quatre grades. Le titane de grade 1, le moins riche en oxygène, est le plus pur et aussi le moins résistant. Titane allié (Ti-6Al-4V). Alliage en réalité un composé de 90 % de titane, 6 % d'aluminium, 4 % de vanadium et une fraction de pourcentage d'oxygène et d'impuretés. Caractéristiques mécaniques supérieures au titane pur [29-32].

3.3. Les prothèses dentaires

Les causes de l'édentement sont nombreuses et pluriétiologiques mais les causes principales sont les lésions carieuses importantes, la perte du support parodontal, les lésions traumatiques, les abcès d'origine endodontique et/ou parodontale nécessitant l'avulsion.

3.3.1 -Les différents types de prothèses dentaires

3.3.1.1. La prothèse fixe

Encore appelée prothèse conjointe, consiste en la restauration ou remplacement d'une ou plusieurs dents, en prenant pour support les dents naturelles. Elle est divisée en prothèse

La prothèse fixe unitaire

- o Les Ancrages coronaires périphériques

a. Couronne coulée

La couronne coulée est une couronne de recouvrement total qui redonne à la dent sa morphologie et sa fonction. Elle est confectionnée entièrement en alliage. Elle est réalisée comme restauration prothétique unitaire ou comme ancrage de bridge.



Figure 3.7: Couronne coulée sur molaire supérieure droite [33].

b. Couronne à incrustation vestibulaire

La C-I-V est une couronne de recouvrement total, c'est une couronne coulée portant sur sa face vestibulaire, à des fins esthétiques une facette de résine ou de céramique.



Figure 3.8: Couronne à incrustation [33].

c. Couronne jacket

La couronne jacket est une couronne de recouvrement total, réalisée entièrement en résine ou en Porcelaine.

Conférant à la prothèse le maximum de qualité esthétique.



Figure 3.9: Couronne jacket de l'incisive supérieure gauche [33].

d. Couronne céramo-métallique

La couronne céramo-métallique est une couronne de recouvrement total constituée d'une infra structure métallique coulée) servant de support à la céramique. Elle est réalisée comme restauration prothétique unitaire ou ancrage de bridge.



Figure 3.10: Couronne céramo-métallique[34].

Les ancrages partiels : Inlay – Onlay :

Ces ancrages respectent les faces vestibulaires des dents, elles contournent les faces linguales, proximales et occlusales des dents.

Les Ancrages corono- radiculaires :

Couronne de substitution car elle se substitue à la couronne dentaire qui n'existe plus (Couronne Richmond, couronne Davis).

3.3.1.2. La prothèse partielle fixe

C'est un dispositif fixé à des éléments dentaires et qui remplace un ou plusieurs dents absentes [41].

Il comporte :Ancre L'intermédiaire de bridgeCes éléments sont réunis par des connexions rigides ou non.



Figure 3.11: Prothèse partielle fixe[41].



Figure 3.12:Prothèse mixte[41].

a .La prothèse amovo- inamovible

Encore appelé prothèse mixte, comporte une partie fixe, et une partie mobile, relié par l'intermédiaire d'un attachement [33-36].

b. La prothèse implantaire Un implant dentaire est une racine artificielle que l'on fixe dans l'os et qui est destinée à accueillir une prothèse dentaire ou une couronne. L'ensemble est appelé une prothèse implantaire.



Figure 3.13:Prothèse implantaire

c. La prothèse amovible: Le patient peut mettre et enlever prothèse quand il le veut. (Prothèse amovible ou adjointe) [37].

o **Prothèse totale adjointe :** peut être définie comme un dispositif prothétique amovible, réalisé en résine méthacrylique thermo polymérisée. Visant à restaurer une arcade complètement édentée. Elle peut donc se retirer et être fréquemment nettoyer. Elle peut être réalisée

Sur implant

Figure 3.14:Prothèse mandibulaire sur implant [37].

Sans implant



Figure 3.15: Prothèse totale adjointe Sans implant [37].

3.4. Les bridges dentaires

3.4.1. Bridge à ancrages coronaires partiels

Aussi appelé bridge inlay/onlay, ces bridges présentent la même composition que les bridges conventionnels.

En revanche, à la différence des bridges conventionnels, Le point d'appui n'est pas préparé selon les critères de préparation d'une couronne périphérique mais selon les principes de préparation pour des inlays/onlays.

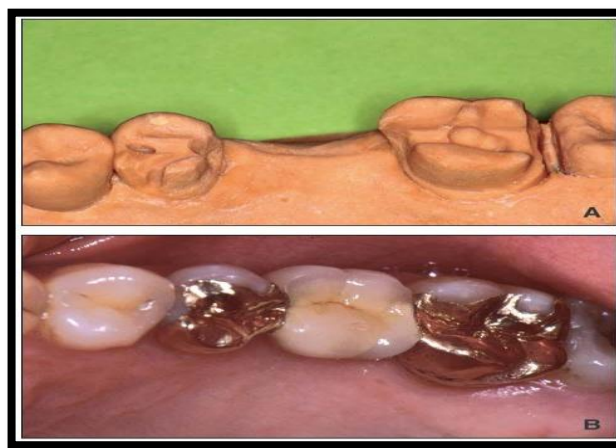


Figure 3.16: Bridge à ancrages coronaires partiels (EMC) [38].

3.4.2. Bridge en extension ou bridge cantilever

Celui-ci reprend les principes de préparation du bridge conventionnel. En revanche, celui-ci se

compose :



Figure 3.17: Bridge en extension ou bridge cantilever (EMC) [39].

- D'un seul pilier de bridge ;
- Et d'un seul intermédiaire de bridge.

L'intermédiaire de bridge est donc placé en « porte à faux », d'où l'appellation anglo-saxonne de « cantilever ».

Du fait du porte à faux, l'unique pilier de bridge va subir des contraintes importantes et doit être choisis après un bilan occlusal complet.

Ses indications à l'endement unitaire sont donc limitées par rapport aux contraintes occlusales et/ou d'éventuelles para fonctions. [38-40]

Généralement, le bridge en extension est composé d'un ou de deux piliers et d'un élément en extension, remplaçant la dent manquante, préférentiellement, orienté en mésial. Mais il est également possible de retrouver une extension au sein d'un bridge conventionnel, afin de remplacer une dent postérieure en l'absence de pilier distal.

On peut retrouver également un appui occlusal (le plus souvent collé), prenant appui sur la dent non préparée pour augmenter la stabilité du bridge [44 ,45].

3.4.3. Bridge collé

La thérapeutique prothétique s'oriente aujourd'hui, de plus en plus vers une dentisterie ultra-conservatrice tel que le bridge collé.



Figure 3.18: Bridge collé[46].

Celui-ci est constitué, majoritairement, de deux ailettes métalliques qui sont collées sur les faces linguales des dents piliers ; et d'un intermédiaire, venant remplacer la dent manquante.

Comme son nom l'indique, cette prothèse est fixée aux surfaces dentaires par une technique de collage. [46,47].

3.4.4. Indications générales des bridges

- Remplacement d'une ou plusieurs dents ;
- Restauration esthétique et fonctionnelle.
- Majoritairement indiqués dans le traitement d'édentement encastré, les bridges dento-portés sont également indiqués lorsque la solution orthodontique ou implantaire est impossible ou différée. [42,43]

3.4.5. Contre-indications générales des bridges

a. Absolues :

Facteurs pronostiques prothétiques défavorables : nombre de pilier insuffisant, parodontopathies en stade avancée des dents piliers, dysfonction de l'appareil manducateur, courbes occlusales très perturbées, ...

- Coût biologique trop élevé en regard des avantages recherchés,

- Inadéquation de la solution prothétique à la demande du patient,
- Absence de coopération de la part du patient.

b. Temporaires :

- Pathologie évolutive de la denture,
- Pronostics dentaires à réévaluer après traitement,
- Désordre fonctionnel non traité,
- Coûts socio-économiques trop élevé, [48]

Bien que l'indication soit commune, à savoir le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes de manière esthétique et fonctionnelle, il est important de connaître l'ensemble des avantages et inconvénients de chacun d'entre eux afin de proposer au patient la solution thérapeutique adaptée à sa situation ;

En accord avec le principe de gradient thérapeutique, l'indication de chacun des bridges dento-portés présentés précédemment doit être faite selon une préparation des surfaces dentaires « à minima » : le bridge collé sera à privilégier par rapport aux autres bridges dento-portés de par la préservation tissulaire que celui-ci apporte.

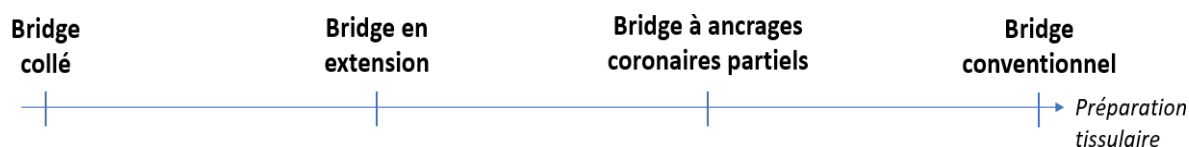


Figure 3.19. Préparation tissulaire nécessaire selon la technique prothétique utilisée
 Seulement, le collage nécessite un protocole rigoureux qui ne peut s'appliquer à l'ensemble des cas ; et chaque bridge apporte, de part ces caractéristiques [49,51] :

| Type de bridge | Avantages pr au type de bridge | Inconvénients propres au type de bridge |
|-----------------------------|---|---|
| Bridge conventionnel | Recul clinique important Résistance mécanique importante | Préparations de nombreux piliers Sains |

| | | |
|---|---|---|
| Bridge à ancrages coronaires Partiels | Préservation tissulaire Préservation de la vitalité pulpaire | Protocole de collage rigoureux |
| Bridge en extension ou bridge cantilever | Absence de dent point d'appuis postérieur Prévient l'égression controlatérale lors de l'ajout d'une extension en distale de bridge de grande étendue | Rarement réalisé en postérieur du fait des forces occlusales supportées sur le bridge en extension. |
| Bridge collé | Préparation « à minima » : préservation tissulaire maximale Préservation de la vitalité pulpaire Rapidité de mise en place et relative simplicité des procédures cliniques par rapport aux bridges conventionnels | Protocole de collage rigoureux |

Tableau 3.1: Caractéristique Des Bridges [51].

C. Comportement des bridges en extension

Dans le rapport de l'HAS, il est reporté que :

- La localisation des bridges ne semble pas influencer de façon significative la survie et les complications du bridge en extension.
- La présence de piliers dévitalisés a une influence négative sur la survie et le taux de complications.

c. Comportement des bridges collés :

Le comportement des bridges collés dans le temps a également été reporté dans le rapport de l'HAS en Avril 2016 avec :

L'HAS, après avoir appliqué ses critères de sélection, a retenu et étudié 18 études

- Le taux de succès et le taux de survie ont une grande variabilité selon les études. Cela s'explique par une méthodologie différente entre les publications et par des critères d'inclusion variables et une hétérogénéité des patients.
- On peut noter ces différentes études :
 - Un taux de survie des bridges collés de 64% à 94% à cinq ans et de 60% à 97% à dix ans.
 - Un taux de succès de 45% à 85% à cinq ans et de 45% à 77% à dix ans.
- Les complications les plus fréquentes sont la perte de rétention, puis les fractures de matériaux, les lésions carieuses secondaires ou encore la perte de vitalité des piliers.

Il n'est donc pas possible de comparer de façon objective le taux de survie et/ou de succès des différents bridges.

Même si la tendance de ces différents résultats semble indiquer qu'il n'y ait aucune différence significative entre les différents types de bridges, cela est bien entendu à modérer.

Le bridge conventionnel est toujours à ce jour la technique de référence ; associée cependant à une mutilation importante des piliers dentaires.

Toujours en accord avec le principe de préservation tissulaire, il convient donc de favoriser les bridges collés par rapport aux autres types de bridges ; quand l'indication le permet.

3.4.6. Indications spécifique des bridges collés et des bridges en extension Caractéristiques principales des bridges en extension

- L'élément en extension devra le plus possible être dirigé en mésial afin de minimiser les forces occlusales,
- Le rapport couronne/racine doit être idéalement inférieur ou égal à 2/3 ; les racines doivent préférentiellement être longues et/ou divergentes,
- L'état parodontal doit être sain et la fonction occlusale équilibrée
- Il est également préférable de multiplier le nombre de piliers et au contraire de minimiser le nombre d'extension.

Caractéristiques principales des bridges collés

- Les techniques de collage sont réservées à des patients présentant une bonne hygiène et un risque carieux faible,
- Les dents piliers doivent être en bonne position afin de limiter la préparation dentaire,
- La hauteur prothétique doit permettre la surface de collage dentaire la plus importante possible,
- Afin de prévenir une diminution de la force d'adhésion de la résine de collage sur les piliers dentaires, les dents ne doivent pas présenter des défauts amélaire (amélogénèse ou dentinogénèse imparfaite, hypoplasies, déminéralisations)
- L'état parodontal doit être sain et la fonction occlusale équilibrée.

3.5. Caractéristique de la prothèse dentaire

3.5.1. Buts de la prothèse dentaire

Dans la phonation :

La phonation représente le langage articulé. Lorsque nous parlons, l'air expulsé des poumons atteint d'abord les cordes vocales, il est ensuite transformé au cours de son trajet et de son passage dans la cavité buccale par la langue, les joues, le palais, les lèvres, et les dents en ondes sonores ou paroles. Cette transformation se produit aussi dans le pharynx, le larynx, la cavité buccale, et parfois aussi les fosses nasales. Les dents constituent de petites barrières aux écarts de la langue et aux abus de la parole. L'édenté total perd cette barrière naturelle et ne peut plus émettre correctement les voyelles et les consonnes. Il a de grandes difficultés à communiquer avec son entourage et parfois à retenir sa salive.

Pour Turner, lorsque les prothèses sont correctement construites et les dents artificielles occupent la situation primitive des dents naturelles, peu nombreuses seront les difficultés du patient à parler correctement.

Dans la mastication :

C'est l'acte par lequel les aliments sont plus ou moins écrasés par les dents, ils sont aussi imbibés de salive puis écrasés avant d'être avalés; Pour l'homme qui est omnivore

- o Les Incisives : coupent les aliments
- o Les Canines : déchirent les aliments
- o Les molaires : broient (elles agissent comme des meules)
- o Le rétablissement de la mastication est l'un des plus important but de la prothèse.

Dans la gustation :

L'insertion d'une prothèse amovible complète maxillaire est accompagnée d'une diminution du goût. La voute palatine est inconsciemment associée à la notion du goût, alors que les récepteurs gustatifs y sont absents.

La température des aliments est aussi un des paramètres de la sensation gustative. La plaque prothétique en résine représente un isolant ne laissant passer ni le froid ni le chaud.

Dans la respiration :

La perte totale des dents entraîne une diminution de la dimension verticale d'occlusion et la perte d'une certaine partie du volume endo-buccal entraînant la perte de l'espace dorso-lingual de DONDERS ainsi qu'une variation de la position de la langue. A cause du moindre espace à sa disposition, la langue, empêchée par le mur alvéolaire et l'attitude contractée des lèvres, ne peut que se mettre en position haute et reculée.

But esthétique :

La perte des dents est inesthétique en elle-même, elle entraîne l'affaissement des parties molles avec accroissement des plis à partir des sillons nasaux géniaux.

La prothèse conserve l'harmonie faciale par la forme, la dimension et la teinte des dents. Les dents et les lèvres (par le biais des muscles labiaux) participent au sourire. D'après FISHER l'esthétique odontologique c'est l'art, la pratique et la technique de créer une illusion de dents naturelles dans la denture artificielle ».

3.5.2. Les différentes étapes de conception d'une prothèse adjointe total

Examen clinique et prise de contact

L'examen clinique est destiné à explorer les éléments anatomiques et physiologiques qui ont une incidence sur le plan de traitement tout en créant un climat de confiance entre patient et praticien.

Avant tout examen, tout interrogatoire, il convient de laisser le patient parler et exposer le motif de sa visite

Il est composé d'un interrogatoire qui consiste à récolter les informations personnels du patient concernant l'état civil, le motif de consultation, l'état général,...ect. Un examen extra buccal (oral) qui consiste à inspecter et palper les différentes régions du visage (étages du visage, lèvres, condyles,...ect). Un examen intra buccal qui consiste à l'inspection et la palpation des différentes éléments anatomiques à savoir les crêtes, la voute, les organes périphériques, la salive,...ect.

Un examen radiologique (panoramique dentaire...ect...) n'est pas systématique, il sera indiqué seulement au cas où l'examen clinique révèle un processus pathologique, tel que les racines résiduelles, dents de sagesse incluses, kystes,...ect... [50]

On termine par une conclusion prothétique qui nous permettra de bien cerner notre cas et poser l'indication thérapeutique adéquate.

Traitement pré prothétique

Le traitement pré prothétique chez un édenté total constitue le premier temps opératoire de la thérapeutique prothétique visant à l'intégration bio-fonctionnelle des futures prothèses.

Cette transformation locale de l'environnement prothétique peut être ou non sous la dépendance directe d'acte chirurgical.

La chirurgie pré prothétique trouve son indication chaque fois qu'elle est susceptible d'améliorer les structures locales devant recevoir les prothèses, ce sont les structures qui délimitent l'espace prothétique en rapport avec les bords et l'intrados des prothèses.

Traitement pré-prothétique non chirurgical :

La mise en condition tissulaire

La mise en condition neuro-musculo-articulaire

3.5.3. Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires

Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes, d'une insuffisance cardiaque..., des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'implants constitue une bonne solution.

Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène (c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale. Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible.

Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non-fumeurs.

Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaires [54].

3.5.4. Déroulement du traitement

Le traitement par un ou plusieurs implants dentaires s'effectue en plusieurs étapes, le chirurgien dentiste est à l'écoute de la demande du patient. Il recueille ses antécédents médicaux et dentaires pour vérifier s'il n'y a pas de contre-indications à ce traitement, analyse l'anatomie des mâchoires en particulier le volume osseux disponible. Un examen radiographique est également nécessaire : une radiographie panoramique des mâchoires complétée éventuellement par des clichés plus détaillés permettra de se faire une idée de la quantité d'os disponible. Si ces examens ne suffisent pas, un CT-scan sera demandé au radiologue. Ce type d'examen donne une image claire du volume osseux disponible. Il détermine ainsi la solution la plus appropriée au cas.

Pose d'un ou plusieurs implants

Cet acte chirurgical se pratique sous anesthésie locale, idéalement dans un bloc opératoire, et sous une médication comportant classiquement antibiotique, anti-inflammatoire et antalgique. Un seul geste chirurgical est habituellement nécessaire pour poser un ou plusieurs implants dentaires. Plus exceptionnellement une seconde intervention peut être utile pour améliorer l'environnement gingival autour des implants.

Temps de consolidation

Cette période correspond au temps biologique nécessaire à la consolidation osseuse et gingivale autour des implants (comme pour une fracture). Cela permet également de vérifier la bonne acceptation de chaque implant dentaire par le corps humain avant de s'engager dans le traitement prothétique. Ce temps de consolidation est variable suivant les cas, le type d'os, le type d'implant, la stratégie du praticien, etc.... Il est généralement compris entre 1 et 4 mois.

Pose de la prothèse

Son déroulement comprend les mêmes étapes que pour une prothèse sur dents naturelles (empreinte, prise d'occlusion, essayages, pose, réglages et suivi). Il suffit donc de quelques rendez-vous pour finaliser le traitement prothétique sur implant [53].

Remplacement d'une dent unitaire

En cas de perte d'une seule dent, la solution la meilleure est la pose d'un implant sur lequel une couronne est fixée. Elle a l'aspect et les fonctionnalités équivalentes à celles des dents naturelles. Il existe également d'autres solutions de traitements comme le bridge scellé sur dents naturelles ou l'appareil amovible mais ces solutions peuvent provoquer une aggravation de la perte osseuse et dentaire. Avec La couronne sur implants, les dents voisines ne sont pas touchées et l'os sera préservé.

. Avantages d'une couronne sur implant

- a. Aspect, sensation et performance d'une dent naturelle
- b. Pas de délabrement des dents voisines

- c. Remplace la dent manquante en maintenant l'os existant
- d. Soins d'hygiène identiques à ceux d'une dent naturelle
- e. Redonne l'efficacité d'une mastication naturelle



Figure 3.19: Remplacement d'une seule dent [51]

Différents traitements

A - Options avec des traitements traditionnels

- Bridge sur dents naturelles : Les dents saines de chaque côté de la dent absente sont meulées pour soutenir un bridge.
- Appareil amovible partiel : Ce type de prothèse peut entraîner une aggravation de la perte osseuse.

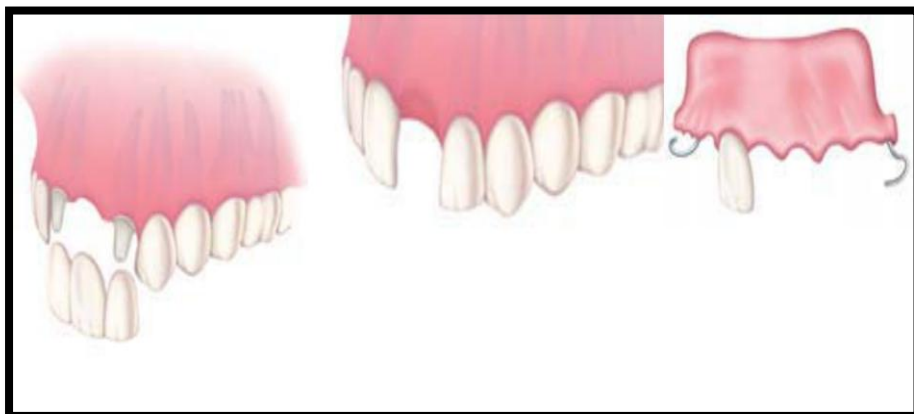


Figure 3.20: Traitements traditionnels avec une couronne sur implant [51].

- **Couronne sur implants** : Ce type de prothèse préserve l'os et la gencive, ce qui permet de retrouver l'aspect naturel de la dent manquante. Voir figure 3.21.



Figure 3.21 : Traitements avec une couronne sur implants [51].

Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent

- Avant l'intervention : Le dentiste fait un examen clinique et réalise une ou plusieurs radiographies. Il propose alors un plan de traitement. Mise en place des implants : Le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Les piliers sont vissés sur les implants et la gencive est suturée autour du pilier pendant la phase de cicatrisation.
- **Fixation de la nouvelle prothèse définitive** : Les empreintes des mâchoires sont prises pour fabriquer le modèle qui servira à construire les prothèses définitives. Le laboratoire fabrique la couronne, qui sera adaptée à la forme et à la teinte des dents naturelles du patient.
- **Résultat** : Cette nouvelle dent est parfaitement adaptée. Elle permet de rétablir le sourire et la fonction



Figure 3.22: Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent [51].

Remplacement de plusieurs dents

Lorsque plusieurs dents sont à remplacer, il n'est pas nécessaire de placer un implant pour chaque dent à remplacer. Dans ce type de cas, deux options sont possibles : soit ces dents peuvent être remplacées par un dentier (appareil amovible partiel) ou par un bridge sur implants (prothèse fixe). Aujourd'hui il s'agit de la seule solution fixe envisageable car le dentier n'offre pas la même stabilité et fonctionnalité que le bridge sur implants.

Avant

Après



Figure 3.23: Remplacement de plusieurs dents [52].

Différents traitements

Avantages du bridge sur implant

- Aspect, sensation et performance d'une dent naturelle.
- Pas de délabrement des dents voisines
- Remplace la dent manquante en maintenant l'os existant
- Le bridge est fixé solidement aux implants (collé ou vissé).

A - Option avec un traitement traditionnel

Appareil amovible partiel : Il entraîne une aggravation de la perte osseuse et dentaire.

B - Option avec un bridge sur implants

Bridge sur implants : L'os et la gencive sont préservés. Résistance à toute pression comme sur des dents naturelles.



Figure 3.24: Différents traitements [54].

Etapes de traitement de remplacement de plusieurs dents

- A Avant l'intervention** : Trois dents sont manquantes en fond de bouche. Dans ce cas le dentiste propose de placer un bridge sur implants. Voir figure 3.25.
- B Mise en place des implants** : Le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Un bridge provisoire est proposé pendant la période de cicatrisation de l'os.
- C Fixation du bridge définitif** : Le bridge définitif sera placé une fois que les implants seront bien intégrés à l'os de la mâchoire. Généralement, cela s'effectue 2 à 5 mois après la pose des implants.
- D Résultat** : On aura un résultat esthétique parfait grâce à ce bridge sur implants et on retrouvera les fonctions des dents naturelles.



Figure 3.25 : Etapes de traitements de remplacement de plusieurs dents [54].

Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur

Si la totalité de la mâchoire inférieure/supérieure est édentée, un bridge sur implants représente la solution idéale pour ce type de cas. A la différence des prothèses amovibles (type de traitement proposé traditionnellement) qui présentent de nombreux problèmes (mauvaise adaptation, irritation des gencives et douleurs), le bridge sur implants est une solution fixe qui permet de remplacer toutes les dents d'une mâchoire en évitant des désagréments.

Avantages de la prothèse complète sur implant

- B) Maintient l'intégralité du volume de la face et limite la résorption de l'os
- C) Augmente le confort et la stabilité
- D) Redonne l'efficacité d'une mastication naturelle
- E) Une meilleure mastication améliore la digestion et la santé
- F) Améliore l'esthétique pour un meilleur soutien des lèvres.
- G) Permet une mastication sûre et une élocution plus claire.



Figure 3.26: Remplacement de la prothèse complète [54]

Différents traitements

A - Option avec un traitement traditionnel

Appareil amovible complet : Prothèse complète amovible sans attachement pour améliorer la stabilité. Voir figure 3.27.

B - Option avec les implants dentaires

- 1) **Appareil complet sur attachements boules** : La prothèse sur implants est un appareil amovible mais stabilisé grâce aux implants.
- 2) **Appareil sur barre** : La prothèse sur implants est une prothèse fixe et stabilisée grâce aux implants.



Figure 3.27: Différents traitements [54].

Etapas de traitement de la prothèse complète

- o **Avant l'intervention** : Dans ce cas, le patient est totalement édenté. Le dentiste propose la solution, type appareil sur barre de stabilisation. Voir figure 3.28.

Mise en place des implants : Quatre implants dentaires vont être posés pour remplacer les racines des quatre dents manquantes sur lesquelles on construira une barre (pour la stabilisation sur attachement boule, deux implants seulement sont nécessaires).

Pose de la barre de stabilisation : La barre de stabilisation est fixée aux implants. Voir figure 3.29.

- **Résultat** : L'appareil complet est clipsé à cette barre. Il s'agit d'une méthode permettant de stabiliser l'appareil complet.

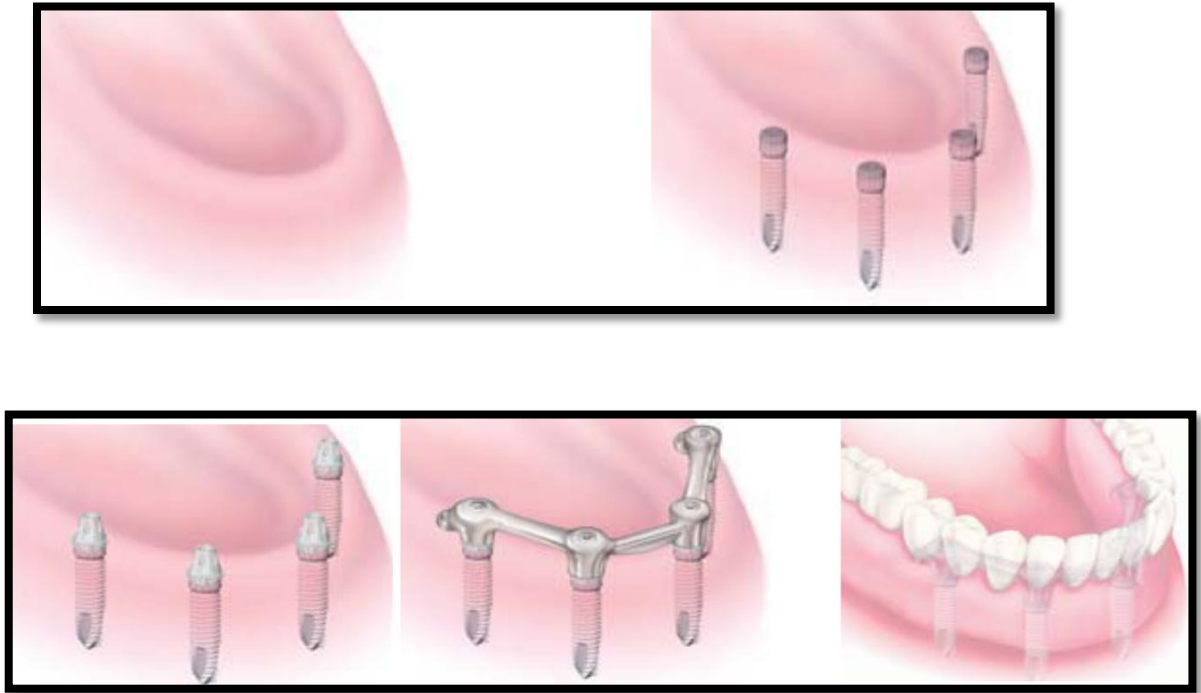


Figure 3.28 : Etapes de traitements de la prothèse complète [54].

. Avantages des implants dentaires

Par rapport à un traitement classique, le choix des implants dentaires comme solution de traitement offre un très grand nombre d'avantages comme :

- 1 **Solution écologique**: L'implant permet d'éviter de toucher si peu que ce soit aux dents saines voisines et de mieux préserver les tissus buccaux à long terme.
- 2 **Solution confortable** : Les implants permettent de mastiquer efficacement en soutenant des dents fixes ou en stabilisant un appareil.
- 3 **Solution durable** : L'implant en titane est biocompatible, sa stabilité est assurée par le tissu osseux, c'est la solution la plus efficace à long terme par rapport à un bridge sur dents naturelles. Elle dépasse très largement la longévité humaine.
- 4 **Solution esthétique** : L'implant permet de construire des dents fixes d'aspect naturel et ainsi de rétablir le sourire.

Solution fiable : On dispose en implantologie de plus de 30 ans de recul clinique et des milliers de patients sont traités chaque année dans le monde. Les contre-indications sont limitées et les cas de rejet sont très réduits (moins de 5%) [53].

. Cas d'échec

On ne peut malheureusement pas garantir un taux de succès de 100 %. Quelques facteurs importants peuvent influencer négativement sur le succès du traitement par implants dentaires :

- Le niveau de difficulté du traitement,
- La localisation dans la bouche (mâchoire supérieure par rapport à la mâchoire inférieure, zone antérieure par rapport à la zone postérieure),
- L'épaisseur de l'os.
- La qualité de l'ancrage osseux de l'implant,
- Le niveau de santé bucco-dentaire en général et le niveau de santé de la gencive environnante en particulier,
- L'expertise avec laquelle le traitement est effectué.
- L'entretien correct réalisé par le patient.
 - Les contrôles réguliers obligatoires chez le dentiste tout comme pour les dents naturelles. Lorsqu'il apparaît qu'un implant ne s'est pas intégré à l'os après la période d'attente, il sera éliminé en même temps que le tissu inflammatoire. Trois mois plus tard, une radiographie de contrôle permettra de vérifier si la même zone peut entrer en ligne de compte pour la pose d'un nouvel implant. Le résultat final escompté reste tout à fait possible même dans un tel cas [46].

3.5.5. Propriétés et choix des prothèses dentaires

Les prothèses dentaires doivent répondre à des impératifs mécaniques, biologiques, physico-chimiques, fonctionnels, et esthétiques. Les exigences liées à la mise en œuvre des prothèses sont d'ordre qualitatif. En effet, les seules exigences dans ce domaine résident dans la précision dimensionnelle des pièces ou leur compatibilité et non dans la facilité de mise en œuvre qui apparaît en second plan [47].

3. 5.5.1. Propriétés mécaniques

On attend d'une prothèse dentaire qu'elle ait des propriétés mécaniques (au sens large du terme) aussi proches que possible voir supérieures à celles d'une dent naturelle. On évitera notamment d'avoir une limite à la rupture inférieure à celle de l'émail qui est le revêtement naturel d'une dent afin que la mastication normale n'endommage pas la prothèse. On donne quelques exigences concernant [48]:

a.L'implant

Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;

Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;

Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;

Dureté Knoop $> 68 \text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine);

K1C (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un implant céramique $> 10 \text{ Mpa m}^{1/2}$.

b. Le bridge

Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;

Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;

Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;

Dureté Knoop $> 68 \text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine) ;

K1C (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un bridge céramique $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

C. La couronne

Limite à la rupture $\geq 384\text{MPa}$ (limite à la rupture de l'émail) ;

Module d'élasticité $\geq 84.1\text{GPa}$ (Module d'élasticité de l'émail) ;

Dureté Knoop $< 343 \text{ kg/mm}^2$ (dureté de l'émail) car si elle est trop élevée, la force est directement transmise à l'os et on risque une usure antagoniste de la dent opposée
K1C (ténacité) $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

Le K1C correspond à environ une mastication toutes les 10 secondes pendant 20 ans (force de mastication = $800 / 4$ molaires) [49].

3.5.5.2. Propriétés biologiques

Les prothèses dentaires se trouvent dans un milieu vivant (la bouche) le comportement biologique des matériaux utilisés a une grande importance quant à l'intégration de cette dernière au milieu. Cela signifie qu'il faut éviter les phénomènes de rejet. Différentes exigences seront à considérer selon le type de prothèses. En effet, on voudra obtenir une passivité maximale vis-à-vis des tissus environnants en ce qui concerne le bridge et la

couronne alors qu'on voudra au contraire stimuler au maximum l'ostéointégration de l'implant afin de réduire le temps d'assimilation de ce dernier. Bien évidemment, il faudra également respecter la biocompatibilité de tous les matériaux.

5.5.3. Propriétés physico-chimiques

En ce qui concerne les propriétés chimiques, on désire obtenir une bonne inertie avec une dégradation aussi faible que possible. Cela implique un certain nombre d'exigences répondant aux normes ISO TC 106 / SC 2 :

Résistance à la corrosion au contact entre les différents composants de la prothèse ;

Résistance aux attaques acides ;

Stabilité de la couche d'oxyde dans le cas de l'utilisation de métal influencée par le pH, les substances organiques et le niveau d'oxygène dissous. Si cette couche est affectée, cela peut provoquer de la corrosion ;

Résistance à la corrosion sous contrainte. En ce qui concerne l'état de surface, un bon contrôle de celui-ci sera nécessaire pour une bonne intégration. L'état de surface concerne principalement l'implant alors que pour la couronne, cette considération sera d'avantage esthétique. Dans ce sens, il n'y a qu'une seule exigence :

Etat de surface permettant la pose du moignon en 3 semaines maximum, prothèse lisse au toucher.

3.5.5.4. Propriétés esthétiques

Les considérations esthétiques sont également très importantes car même si une prothèse dentaire est fonctionnelle, la personne ne peut être défigurée. Il faut que les prothèses apparaissent aussi naturelles que possibles.

Définition précise des teintes selon le teintier Vitapan 3D Master,

Tenue de la coloration aux UV.

Le choix d'une prothèse dépend de nombreux facteurs de type anatomique, médical, pécuniaire ou de la préférence du patient. Le premier choix de traitement est la prothèse conjointe [48].

3.6 Conclusion

Aujourd'hui les traitements implantaires représentent une alternative fiable pour le remplacement des dents manquantes qu'il s'agisse d'édentement unitaire partiel ou complet. Tout praticien doit connaître les bases de l'implantologie pour pouvoir proposer cette solution au patient, et se former pour pouvoir les réaliser.

Il est important de connaître la physio-pathologie du tissu osseux pour comprendre le phénomène d'ostéointégration d'une part, et la résorption et le remodelage osseux d'autre part, qui accompagnent inévitablement la perte d'une dent.

Ces phénomènes ont une importance capitale dans le secteur antérieur où le résultat esthétique est une exigence en plus pour nos patients. L'analyse pré-implantaire est alors fondamentale afin de pouvoir fixer des objectifs réalisables et de déterminer les limites du traitement, car si l'évolution des techniques tend à les repousser, l'implantologie reste une discipline où des protocoles stricts doivent être respectés.

L'implantologie actuelle est caractérisée par l'évolution de concepts fondamentaux. Cette évolution est fondée sur des études scientifiques. Elle recherche une optimisation de la fiabilité thérapeutique, un résultat prothétique de plus en plus esthétique et une diminution du temps global du traitement. Au cours des dernières années, les principes établis par l'école suédoise ont considérablement évolué tout en optimisant la fiabilité thérapeutique. Une de ces grandes évolutions concerne les propriétés de surface implantaire, qui ont été améliorées pour perfectionner l'ancrage mécanique et la réponse biologique. Depuis les surfaces lisses proposées par le professeur Brånemark, de nouveaux traitements sont apparus, obtenus soit par altération des surfaces lisses, soit par ajout de substance sur le titane usiné. On obtient alors une surface implantaire rugueuse. Les données signifient cliniquement que, devant un patient avec des facteurs locaux défavorables, tel qu'un faible support osseux ou un os de faible qualité, l'utilisation d'implants à surface rugueuse semble être l'indication de choix afin d'espérer la meilleure ostéo-intégration. Le but recherché par les laboratoires de fabrication des implants oraux des techniques de modifications d'état de surface est la diminution du temps de cicatrisation nécessaire avant la mise en charge de l'implant.

En fait, il faut associer la bonne technique au bon moment du traitement afin d'obtenir le meilleur taux de réussite. Il existe de nombreuses études démontrant son intérêt sur la diminution de la lyse osseuse, mais elles sont aussi nombreuses à souligner la nécessité d'études complémentaires à long terme et sur des échantillons plus grands. Plus récemment, l'implant « tout zircone » voit le jour : indispensable pour les patients allergiques aux métaux, plus esthétique, plus biocompatible...il aurait des qualités indéniables. Cependant, il nécessite des études complémentaires, notamment sur les problèmes mécaniques qu'il pourrait engendrer.

L'extraction-implantation immédiate a fait ses preuves mais elle concerne des indications précises. Après l'extraction de la dent, le praticien doit prendre la décision finale : peut-il implanter ?

Deux éléments vont nous aider à prendre une décision : la nature du biotype parodontal et la possibilité d'obtention de la stabilité primaire de l'implant au moment de la pose. La présence d'un biotype épais et festonnée est un bon pronostic pour la stabilité du complexe ostéomuqueux sans récession marginale et si les autres conditions sont respectées, cela confortera le praticien dans son choix de l'extraction-implantation immédiate.

Ce succès ne dépendra pas uniquement du chirurgien mais également du patient. La maintenance éloigne les échecs : une hygiène correcte et des contrôles fréquents sont des paramètres à ne pas négliger pour la pérennité du traitement.

Ainsi, il convient de rester prudent avec toutes les innovations qui arrivent sur le marché, et qui sont souvent motivées par des stratégies commerciales.

Dans le cadre du traitement d'un édentement antérieur unitaire, le bridge collé cantilever ou bridge collé en extension, en relation avec le dernier rapport de l'HAS, n'a qu'une seule indication :

Aux vues des récentes études, il semblerait que le bridge collé cantilever est un rapport bénéfice/risque/coût plus avantageux que la solution prothétique de type couronne supra-implantaire.

Cependant, il est important de souligner qu'il s'agit d'une solution prothétique encore récente et que des études plus approfondies, sur le long terme, sont nécessaires afin de confirmer cette supposition.

Les avancées actuelles au niveau des différents matériaux et systèmes de collage ont permis l'utilisation de bridge collé cantilever tout en céramique.

On peut conclure, qu'au vu des données de la science, un système adhésif amélo-dentinaire de type M&R III ou M&R II semble le plus indiqué.

De même, l'utilisation de céramiques de type disilicate de lithium répond tout à fait aux principes esthétiques et fonctionnels qu'impose un édentement antérieur.

Malgré tout, il n'existe pas, à l'heure actuelle, un matériau « idéal » pour ce type de restauration.

Le choix du matériau va donc dépendre de la situation clinique et conditionnera le système de collage qui devra être appliqué avec rigueur.

Ainsi, le bridge collé cantilever, dans le traitement d'un édentement unitaire antérieur, vient compléter l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste.

Références bibliographique

- [1] Mattout P, Mattout C. Les thérapeutiques parodontales et implantaire. Ed Quintessence International, 2003.
- [2] Davarpanah M, Jakubowicz-Kohen B, Caraman M, Kebir-Quelin M. Les implants en odontologie. Collection memento, Editions CdP 2004.
- [3] Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique. Ed Quintessence International, 2003.
- [4] Zhur O, Schenk G, Schoberer U. La préservation du profil d'émergence. Titane, Vol 2 N° 3- Sept 2005.
- [5] Xue W, Tao S, Liu X, Zheng X, Ding C. In vivo evaluation of plasma sprayed hydroxyapatite coatings having different crystallinity. Biomaterials, 2004; 25: 415-421.
- [6] Alberktsson T. Signification clinique et expérimentale de l'ostéointégration : une actualisation des critères de succès et d'évaluation longitudinale. J. Parodontologie 1991; 10: 115-130.
- [7] Lucchini JP., Becker W. A pilot study comparing screw-shaped implants. Surface analysis and histologie evaluation of bone healing. Clin. Oral. Implants Res. 1996, 7: 397-404.
- [8] Missika P., Ouvrard H. Indications des implants. Acta. Odonto-Stomatol. 1987, 159 : 431-435.
- [9] Lekholm U, Zarb G. Sélection et préparation de patient en implantologie, Ed. COP. Paris. 1987, 199-209.
- [10] Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Khoury PM, Jakubowicz-Kohen B. Manuel d'implantologie Clinique et innovations récentes 2ème Edition. Collection JPIO, éditions CdP 2008.
- [11] Renouard F, Rangert B. Prise de décision en pratique implantaire. Ed Quintessence International 2005
- [12] Pariente JL, Bordenave L, Bareille R, Baquey C, Guillou M. Biocompatibilité des sondes et endoprothèses utilisées en urologie. Progrès en urologie 1998 ; 8:181-187.
- [13] Branemark PL, Zarb G., Alberktsson T. L'ostéo-intégration en pratique clinique ed. CoP, Paris, 1985.

- [14] Buser D, Martin W, Belser UC. Implants maxillaires antérieurs : considérations anatomiques et chirurgicales Titane, Vol 3 N°2-Juin 2006.
- [15] Buser D, Dula K, Hess D, Schmid B, Belser UC. Gain osseux et esthétique implantaire Réalités Cliniques Vol.10 N°1-Mars 1999 pp.119-132.
- [16] Barbotteau Y. Recherche des modifications de caractéristiques dans des biomatériaux en verres bioactif par des méthodes nucléaire et physico-chimiques. Combinaison de la cartographie PIXE et de l'histopathologie. Essai de modélisation par la théorie de percolation de la résorption de biomatériaux. Thèse, Université Blaise Pascal - Clermont- Ferrand II, 2002.
- [17] Yokohama A, Watari F, Miyao R, Matsuno H, Uo M, Kawasaki T, Kohgo T, Omori M, Hirai T. Key engineering materials 2001:192-195 p 445.
- [18] Cao W, Hench LL. Bioactive Materials, Ceramics International 22, 1996; p 493.
- [19] Mainard D, Gouin F, Chauveaux D, Loty B. Les substituts osseux en 2001, Ed. Romillat, 2001.
- [20] Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK, J. Biomed. Res, 1972; p 117.
- [21] Hench LL. Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons Annals of NY academy of Science, 1988; p 54.
- [22] edel L, Janot C. Biomateriaux, Rapport CNRS. URL: <http://www.cnrs.fr/>
- [23] Passuti N. Les biomateriaux. Fondation pour la recherche médicale. URL : <http://www.frm.org>.
- [24] Holy N, Paquot M, Dubois P. Les polymères issus du végétal : matériaux à propriétés spécifiques pour des applications ciblées en industrie plastique.. Biotechnol. Agron. Soc. Environ 2006; 10 :185 – 196.
- [25] Biomateriaux, URL : <http://www.Cite-sciences.Fr/>.
- [26] Étude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires. Thèse présentée par Marie Haïdopoulos, 2005.
- [27] URL : <http://www.surfix.com/>
- [28]: www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation
- [29] Fu L, Fuping W, Tadao S, Kaoru I, Liancheng Z, Formation of hydroxyapatite on Ti–6Al–4V alloy by microarc oxidation and hydrothermal treatment. Surface and Coatings Technology, 2005.
- [30] Les Journées Technologiques Titane 2008 se tiendront les 20 et 21 Mai, à Nantes.

- [31] Ankem S, Seagle R, Boyer R R. Beta titanium alloys in the 80's, AIMS, Warrendale, PA, 1984; p 107.
- [32] Champin B, Gelas B. Traitements thermiques des alliages de titane. Techniques de l'ingénieur, volume M 1335, 1984.
- [33] Combres Y. Métallurgie et recyclage du titane et ses alliages. Matériaux métalliques, Volume M8, 1997.
- [34] HAS, Evaluation des prothèses plurales fixées en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales fixées à ancrages coronaires partiels, Septembre 2015
- [35] Rosca Elena, Prothèse amovible évolutive de transition : réflexions actuelles et modalités de réalisations, thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Paul Sabatier de Toulouse, Année 2013, p.23-25
- [36] DEMANGE-KLEIN Anne-Caroline, Agénésies multiples : leur prise en charge chez l'enfant, thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université de Lorraine, Année 2014, 132p
- [37] GILLET H.W, Conservatism in partial prosthetic restorations, J.Nat. Dent. Ass,1915; 2:215-217.
- [38] Magne P. Interview. Brit Dent J, Aug 25 2012, Vol 213, N°4 ; 189-191.
- [39] HAS, Évaluation des prothèses plurales en extension (bridges cantilever) et des prothèses plurales collées (bridges collés), Avril 2016
- [40] Clinical relevance of dimensional bone and soft tissue alterations post-extraction in esthetic sites, Chappuis V. et Al., Periodontology 2000, Volume 73, Issue 1, February 2017, Pages 73–83
- [41] La dimension verticale d'occlusion en prothèse fixée, Jean-Daniel Orthlieb, Les cahiers de prothèse, N° du 01/12/2002, p.1
- [42] Diagnostic et principes thérapeutiques d'une perte de la dimension verticale d'occlusion chez le sujet denté, thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Université Bordeaux 2, U.F.R. D'ODONTOLOGIE, 2013, p. 23
- [43] Lodter, Cours d'Orthodontie, Semestre 8, Niveau M1
- [44] S.Viennot, Différents types de bridges,EMCMédecine Buccale,23-270-A-20,2005
- [45] Walter B., Prothèse fixée Approche clinique, JPIO, 2016
- [46] JP. Attal, G Tirlet, Le cantilever : Une nouvelle géométrie pour les bridges collés -
Revue de la littérature, Réalités clinique 2015. Vol. 26, n°1 : pp?. 25-3494

[47]Dogliotti Mathieu, Les méthodes alternatives des préparations coronaires périphériques en prothèse fixée, prélude à la dentisterie adhésive contemporaine, thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice,2016, p 27-28

[48]Y.Samama, Fixed bonded prosthodontics: a 10-year follow- up report. Part II. Clinical assessment,International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry1996 Feb;16(1):52-9.

[49]Hopkins C., An immediate cantilever Rochette bridge, British Dental journal, 1981 Nov 3;151(9):292-5.

[50]G. Tirl et, JP. ATTAL, Les bridges collés cantilever en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium : Raisons du choix et mise en œuvre clinique, Réalités Cliniques 2015. Vol. 26, n°1 : pp. 35-46.

[51]HAS, Avis n°2016.0029, Bulletin officiel de la HAS, 6 avril 2016.

[52]Dr Vinel, Les contentions parodontales, cours de 5ème de Chirurgie dentaire,2015

[53]M. Danan et al., Implantologie dans le plan de traitement parodontal, EMC, Médecine Buccale, 2017

[54]- Pilo R, et al. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. Dent Mater (2017),

CHAPITRE 4

**Simulation numérique des
systèmes implantaire sous
chargement statique**

4

**Analyse numérique tridimensionnelle
du système implantaire sous
chargement statique**



4.1 Introduction

La mécanique est une discipline qui s'intéresse aux mouvements des corps solides et à leurs causes. La statique sera vue ici comme un cas particulier de la dynamique. La biomécanique est l'étude et la reproduction des mécanismes qui aboutissent à un mouvement déterminé du corps. La biomécanique représente alors l'application de la mécanique aux systèmes biologiques soit l'étude de l'équilibre des prothèses en rapport avec les tissus vivants. Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des structures vivantes, d'autre part une approche physique définissant les éléments de propriétés mécaniques et l'analyse des contraintes, afin de décrire et comprendre la réponse des systèmes étudiés à des forces fonctionnelles et parafunctionnelles (Skinner 1971) [1]. Les connaissances en matière de biomécanique permettront d'établir certains principes et les directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires ou des bridges [2-7]. Il est indispensable d'analyser le mode de transmission des forces et les contraintes qu'elles occasionnent sur les implants dentaires dans les différents cas de manière à pouvoir ensuite assurer la pérennité de la reconstruction prothétique en réalisant les aménagements nécessaires [8-12]. Cette évaluation fait intervenir la biomécanique et ses principes, les caractéristiques propres à l'unité implantaire d'une part et à la dent et son environnement parodontal d'autre part [13-17].

Cette partie sera consacrée à la prothèse implantaire d'aujourd'hui, comment concevoir ce type de prothèse fixe actuellement, quels sont les principes de la morphologie de structure est à adopter? Quelles sont les stratégies de positionnement des implants dentaires pour les deux cas envisagés dans cette étude?

Par conséquent, l'avenir des prothèses fonctionnelles devrait prendre en considération la capacité d'osseoperception de l'ostéo-intégration [18]. Enfin l'objectif de notre travail est de fournir une analyse entre deux configurations géométriques des systèmes d'implants, de comparer le comportement biomécanique d'une prothèse dentaire et le système de bridge dentaire sous l'effet des charges occlusales, et connaître l'influence de ces charges sur le transfert de charges à l'os et à l'implant ainsi à la couronne. Il a été supposé que les paramètres géométriques des deux modèles sont tous identiques avec une conception prothétique d'une prothèse et un nouveau modèle de bridge implanto porté, ce qui a donné naissance à un nouveau travail.

4.2 Modèle géométrique

La géométrie du modèle peut être étudiée en deux composants principaux.

4.2.1 Os mandibulaire

Le modèle original en 3D d'une section mandibulaire a été construit en utilisant un logiciel de balayage tomographique (CT) prévu pour ce but. Ensuite, les logiciels Rhinoceros 4.0 et Solidworks 3D, ont été utilisés afin de générer le modèle 3D final de l'os. L'os mandibulaire a été modelé comme noyau de l'os spongieux entouré par une couche de l'os corticale d'épaisseur de 2 mm. La largeur et la Longueur du modèle de l'os cortical sont de 15.8 mm et de 23.5 mm, respectivement.

4.2.2 Système implantaire

L'implant a été basé sur le système de Brånemark, de plateforme régulière d'un diamètre de 4.8 mm et d'une longueur de 8 mm. Un modèle du pilier de 5 mm de long a été engagé. Les systèmes de l'implant, du pilier ont été reconstruits en utilisant l'utilitaire Solidworks. Les modèles de la couronne et de la porte couronne ont été conçus sur Rhinoceros 4.0 et SolidWorks 3D avec 5 degrés d'inclinaison dans la direction bucco-linguale, comme le montre la figure 4.1.

4.3 Modèles et propriétés des matériaux

Dans cette étude, deux différents types de systèmes prothétique ont été analysés :

- Le système de prothèse dentaire à trois implants portant les deux couronnes des dents molaire et une couronne de la dent prémolaire. Il est principalement constitué de quatre composants: Os mandibulaire (spongieux , cortical), implant+ pilier, couronne et porte couronne.
- Si la pose d'implant est impossible, il est envisageable de réaliser un bridge. Le bridge est une pièce prothétique rigide composée de trois couronnes, il est lié aux deux piliers portant la deuxième prémolaire et la deuxième molaire afin de remplacer la première molaire manquante par une couronne. Le système de bridge dentaire est principalement constitué de quatre composants: Os mandibulaire (spongieux , cortical), implant+ pilier, porte couronne et pièce prothétique.
- Le modèle complet qui comporte la couronne, la porte couronne, le pilier et l'implant, l'os cortical et l'os spongieux, a été réunis en utilisant SolidWorks, ensuite a été exporté vers le programme ABAQUS, comme est illustré sur la figure 4.1.

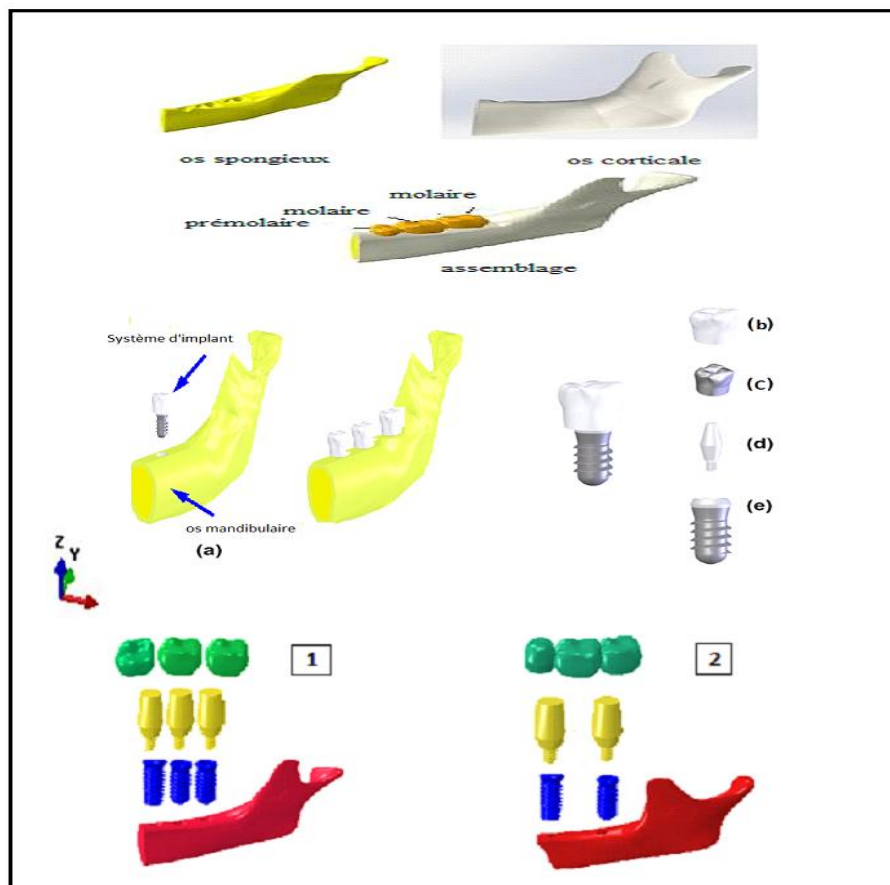


Figure 4.1 : Modèle géométrique avec une anatomie similaire à une région molaire d'une mandibulaire : prothèse dentaire (1) et système de bridge dentaire (2).

Il a été montré que le matériau de l'os n'est ni homogène ni isotrope [19] et devrait être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe. Il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux. Toutefois, Meijer et al. [20] supposaient dans les propriétés isotropes, élastique linéaire et homogène pour ce matériau vivant.

A la lumière de cela, les matériaux de l'os et les systèmes d'implants de nos deux modèles ont été considérés comme isotropes et élastiques linéaires.

Les propriétés des matériaux des systèmes d'implants et l'os mandibulaire et la couronne de la présente étude sont indiqués au tableau 4.1.

| Composant | Matériau | Propriétés mécaniques | Module Élastique (E) (GPa) | Coefficient de Poisson |
|-----------------|-------------------------|-------------------------------|----------------------------|------------------------|
| Couronne | Céramique feldspathique | Élastique, linéaire, isotrope | 61.2 | 0.3 |
| Porte couronne | Alliage Co-Cr | | 200 | 0.3 |
| Pilier | Titane | | 100 | 0.3 |
| Implant | Titane | | 100 | 0.3 |
| Os mandibulaire | Os cortical | | 14 | 0.3 |
| | Os spongieux | | 1 | 0.3 |

Tableau 4.1 : Propriétés mécaniques et comportement mécanique des différents composants de la prothèse et le système de bridge dentaire [20].

4.4 Conditions aux limites

En général, les implants dentaires sont soumis à des sollicitations de fatigue, mais dans une grande part des travaux de recherche consultés dans le cadre de cette thèse, les charges statiques appliquées ont été assumées au lieu des charges cycliques dirigées suivant l'angle occlusal, ces dernières produites dans l'os mandibulaire pendant la mastication de la nourriture [21]. Afin de définir les conditions aux limites, trois charges dans les directions : corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale sont appliquées sur la couronne de la deuxième prémolaire) et les couronnes de la première et la deuxième molaire définissent un système 3D du même rang. Pour les conditions aux limites, trois zones sont présentées :

- Le plan inférieur de l'os mandibulaire est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls.
- La surface supérieure centrale de la face occlusale de chaque couronne est soumise à un chargement de 23.4 N dans les directions disto-mésiale, de 17.1 N linguo-buccale, et

de 114.6 N dans la direction corono-apicale (fig4.2). Les conditions aux limites ont été appliquées pour empêcher toutes forme de mouvements de translation dans notre modèle.

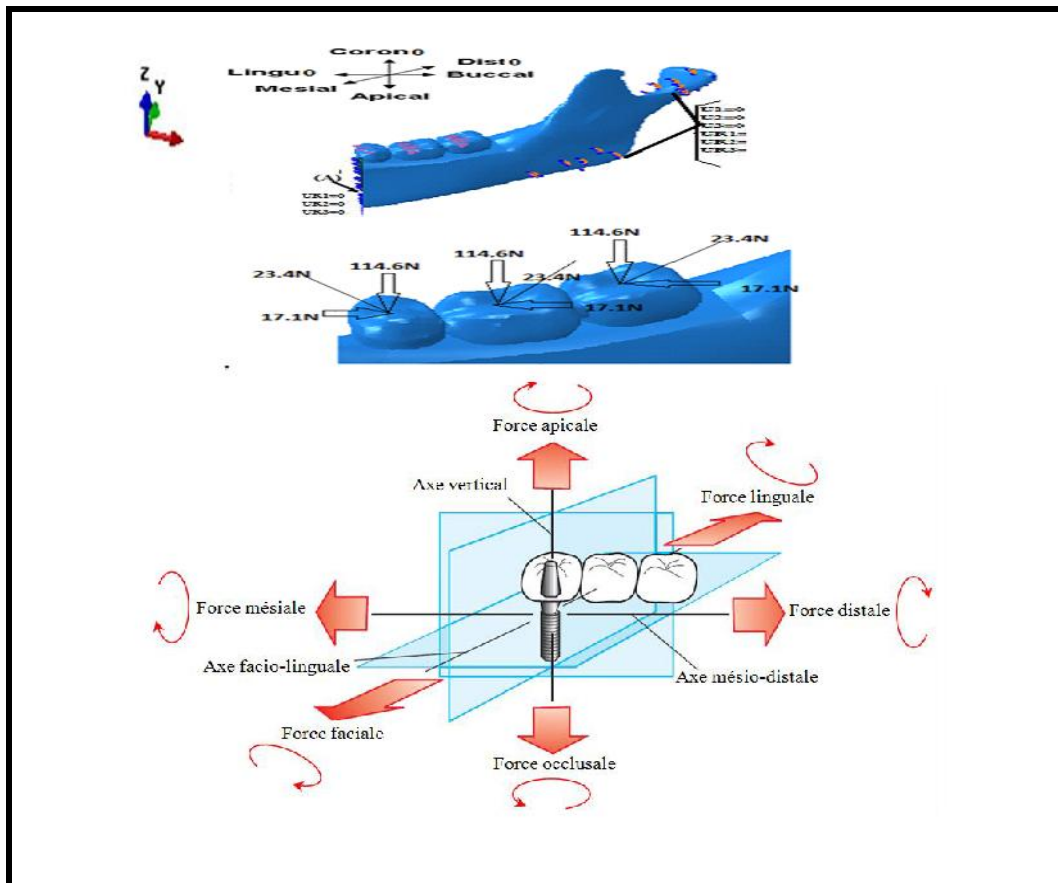


Figure 4.2 : Conditions aux limites appliquées au système implantaire [21].

4.5 États de l'interface

Les zones de jonctions entre les différents composants de la prothèse dentaire et le système de bridge dentaire fixe ainsi que celles de l'implant avec l'os cortical et spongieux sont traitées comme des interfaces parfaitement collées [21].

4.6 Maillage du modèle géométrique

Les différents composants ont été maillés en éléments linéaires tétraédriques à quatre nœuds (fig.4.3). Du fait que l'interface os-implant est le siège de concentration de contraintes et de déformations sous un chargement occlusal, il est nécessaire de raffiner le maillage au niveau de cette zone afin d'aboutir à une précision optimale. Le maillage des composants est

vérifié de telle sorte que la solution approchée obtenue numériquement par la méthode des éléments finis converge vers la solution exacte.

Les caractéristiques de maillage pour chaque système implantaire sont indiquées au tableau 4.2.

| Système d'implantaire | Taille d'élément (mm) | Nombre d'éléments | Nombre des nœud |
|----------------------------|-----------------------|-------------------|-----------------|
| Prothèse dentaire | 0.25 | 1185198 | 2 666 695 |
| Système de bridge dentaire | 0.25 | 706321 | 1 589 222,25 |

Tableau 4.2 : Taille et nombre des éléments utilisés pour l'os et les systèmes implantaires

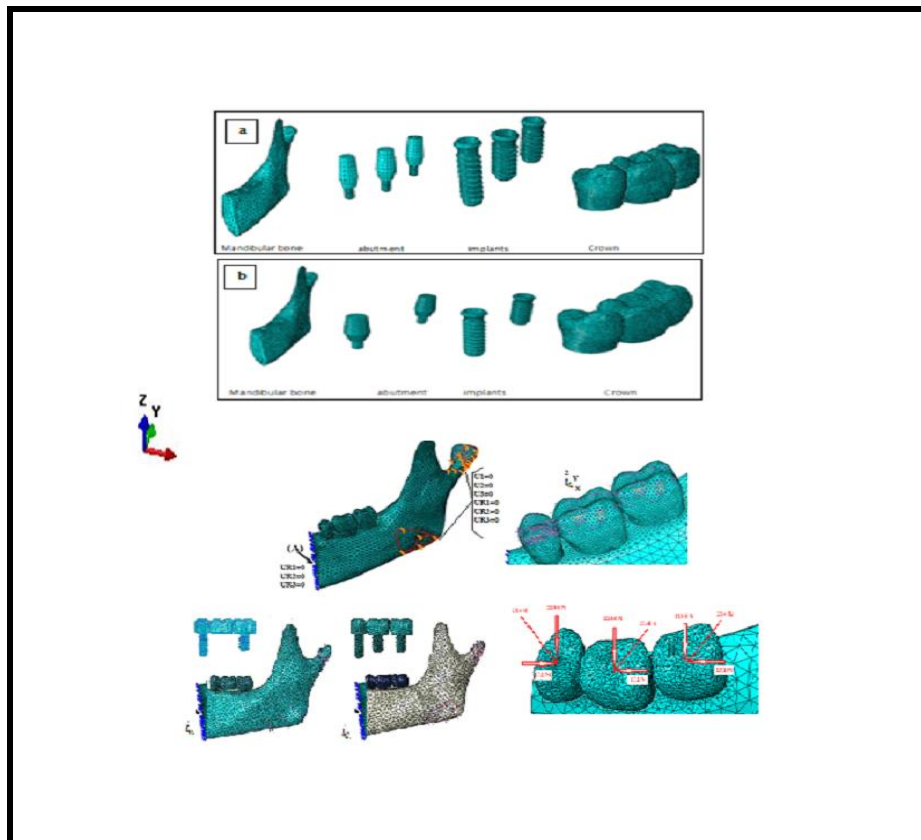


Figure 4.3 : Maillage des différents composants « a » la prothèse dentaire et « b » le bridge dentaire en utilisant des éléments linéaires tétraédriques [21].

4.7 Interprétation des résultats

4.7.1 Contour de la contrainte de von Mises

Dans cette étude, l'intensité et la distribution de la contrainte de von Mises ont été déterminées numériquement par la méthode des éléments finis dans la partie de l'os entourant l'implant et dans les différents composants de la structure dentaire. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles et, par conséquent, elle constitue un très bon représentant de l'état précis de l'ensemble des contraintes. Elle a été largement utilisée dans les études biomécaniques de l'os.

Les contraintes ont été calculées en se basant sur les critères de von Mises, ce qui permet de représenter l'amplitude et la distribution de ces contraintes à l'aide des contours colorés. Ces contraintes sont la cause des charges appliquées respectivement suivant les trois directions : verticalement (114.6 N corono-apicale) et horizontalement (17.1 N linguo-buccale et 23.4 N disto-mésiale). Rappelons que la couronne est connectée à l'implant incorporé dans une section de l'os mandibulaire dans la région molaire et prémolaire.

Une étude comparative a été faite entre les deux systèmes d'implants et cette analyse nous a permis de montrer l'effet de la géométrie prothétique des prothèses dentaires sur la distribution et l'intensité de contraintes dans l'os mandibulaire et les éléments de la prothèse dentaire. Les contraintes équivalentes maximales au niveau des différents composants des systèmes d'implants ainsi qu'au niveau du tissu vivant (os cortical et spongieux) sont représentées au tableau 4.3.

| Composant | Contrainte de von Mise(MPa) Modèle prothèse dentaire | Contrainte de von Mise(MPa) Modèle bridge dentaire |
|------------------------|---|---|
| Os cortical | 66.75 | 72.34 |
| os spongieux | 7.5 | 13.43 |
| Implant+ Pilier | 71.78 | 81.38 |
| Porte couronne | 31.46 | 62.60 |
| Couronne | 21.69 | 86.53 |

Tableau 4.3: Contraintes maximales de von Mise pour les deux modèles (prothèse dentaire /bridge dentaire fixe)

4.7.1.1 Contour de la contrainte équivalente de l'os cortical

Les contours de la contrainte de von Mises de l'os cortical sont représentés par les figures 4.4(a) et 4.4(b) respectivement pour la prothèse dentaire et le bridge dentaire fixe. On constate que les contraintes équivalentes les plus intenses sont principalement enregistrés dans l'os cortical dans la région du col de l'implant et ceci pour les deux systèmes d'implants. Ces résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis confirment ceux déterminés par d'autres chercheurs [22,23] qui montrent que les contraintes de von Mises sont pratiquement concentrées dans l'os cortical dans la zone adjacente au col de l'implant. On note que pour le même chargement appliqué sur la surface de la couronne, le niveau de contraintes de l'os cortical dans la prothèse dentaire est inférieure à celui du bridge dentaire fixe. La contrainte équivalente de l'os compact dans la prothèse dentaire est de l'ordre de 92.27% par rapport à celui du bridge dentaire. Ceci s'explique par le fait que la charge appliquée à la couronne centrale du bridge dentaire est transmise aux implants dentaires de la couronne prémolaire et de la deuxième couronne molaire.

Suite au contact intime entre l'os cortical et l'implant, la charge appliquée à l'implant est directement transmise à l'os cortical. On constate l'existence d'une concentration de contraintes à la même région du col de l'implant, c'est à dire, à la zone supérieure de la couche corticale et ceci pour les deux structures osseuses [24-26].

Ce sont en effet les raisons principales que les contraintes maximales sont localisées dans l'os cortical.

Dans certaines grandes études en radiologie, les implants chargés présentaient des pertes osseuses typiques autour du col de l'implant [27-28]. Ceci concorde bien avec les résultats de notre étude basée sur la méthode des éléments finis, dans lesquels il a été confirmé que les plus hauts niveaux de contraintes se sont produits essentiellement dans cette zone.

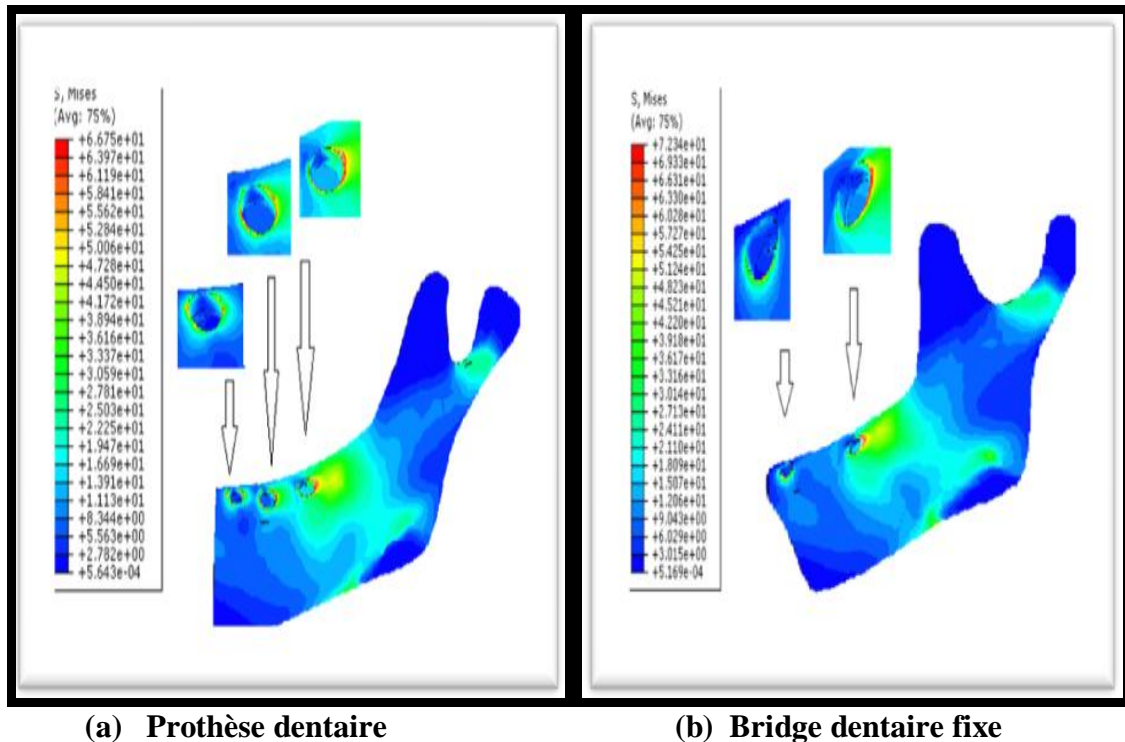
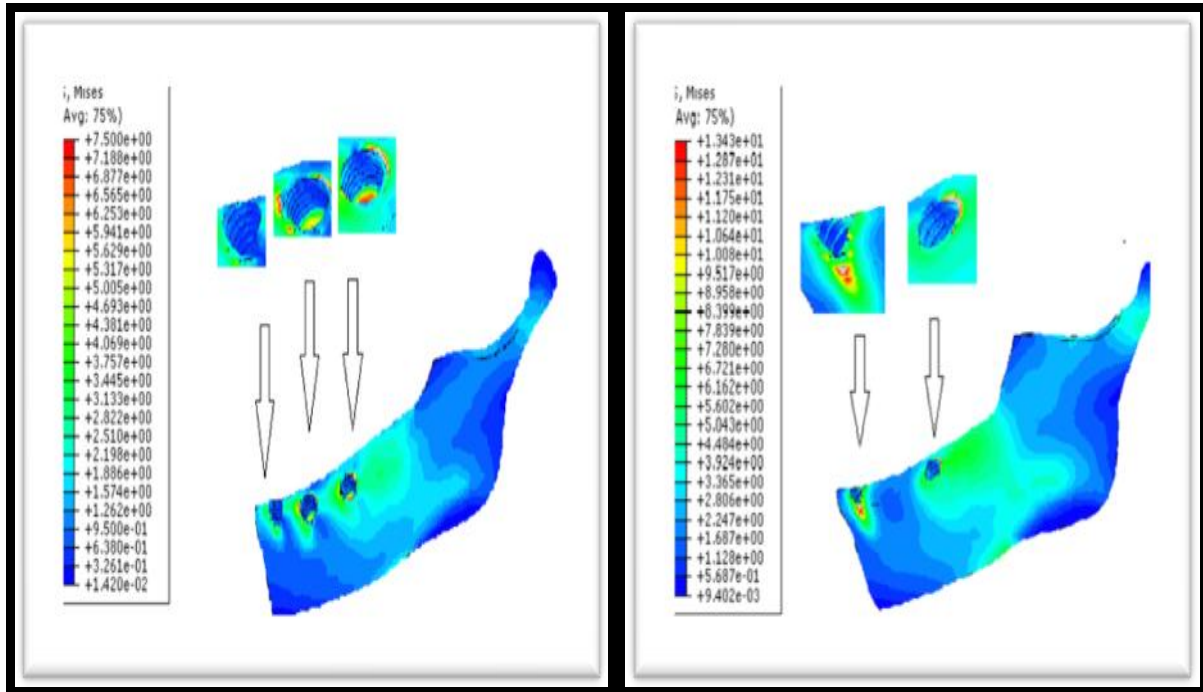


Figure 4.4 : Contour de la contrainte de von Mises de l'os compact:(a) prothèse dentaire et (b) un bridge dentaire fixe.

4.7.1.2 Contour de la contrainte équivalente de l'os spongieux

Les figures 4.5(a) et 4.5(b) illustrent la distribution et l'intensité de la contrainte équivalente respectivement pour la prothèse dentaire et le bridge dentaire. On remarque que pour les deux systèmes implantaires, les contraintes maximales dans l'os spongieux sont relativement faibles par rapport à celles enregistrées dans l'os cortical. Ceci est dû, d'une part, aux faibles propriétés mécaniques de ce tissu vivant du fait que son module d'élasticité est approximativement dix fois plus petit que celui de l'os cortical et d'autre part, la surface entre l'implant et l'os cortical est beaucoup plus petite que celle entre l'implant et l'os spongieux.



(a) Prothèse dentaire

(b) Bridge dentaire

Figure 4.5 : Contour de la contrainte de von Mises de l'os spongieux :

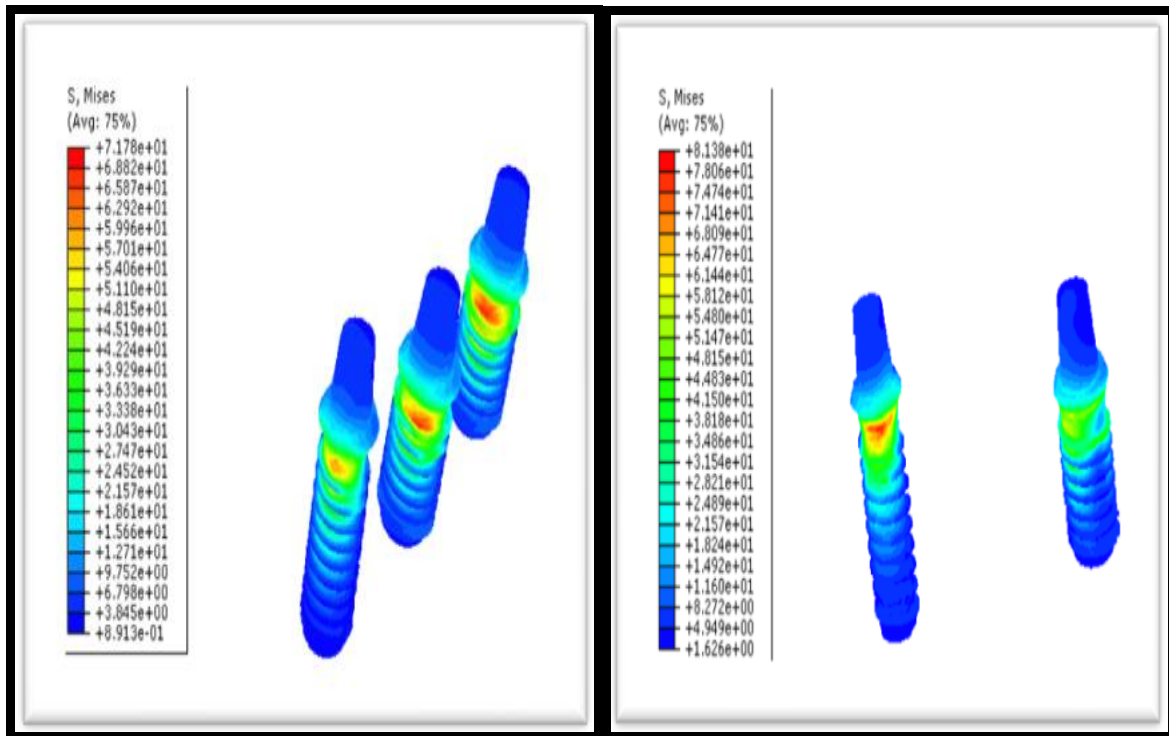
(a) prothèse dentaire et (b) un bridge dentaire fixe.

On note que l'intensité de la contrainte équivalente dans l'os spongieux d'une prothèse dentaire est inférieure à celle du bridge dentaire. Elle est pratiquement égale à 55.85 % de la contrainte de von Mises dans los spongieux du bridge dentaire.

4.7.1.3 Contour de la contrainte équivalente de l'implant-pilier

Les figures 4.6(a) et 4.6(b) représentent la distribution de contraintes de von Mises au sein de la pièce composée de l'implant et du pilier. Pour la prothèse dentaire et le bridge dentaire, on constate que les contraintes les plus significatives se trouvent au niveau de la zone de connexion entre l'implant et le pilier. Les contraintes maximales dans le modèle de bridge sont supérieures à celles de la prothèse dentaire.

Le niveau de contraintes reste toujours moins élevé dans le système de prothèse en comparaison avec le système de bridge. On remarque que la contrainte équivalente maximale dans la pièce implant-pilier de la prothèse dentaire est égale environ 88.20 % de celle évaluée dans la même pièce du bridge dentaire.



(a) Prothèse dentaire

(b) Bridge dentaire

Figure 4.6 : Contour de la contrainte de von Mises de l'implant-pilier :

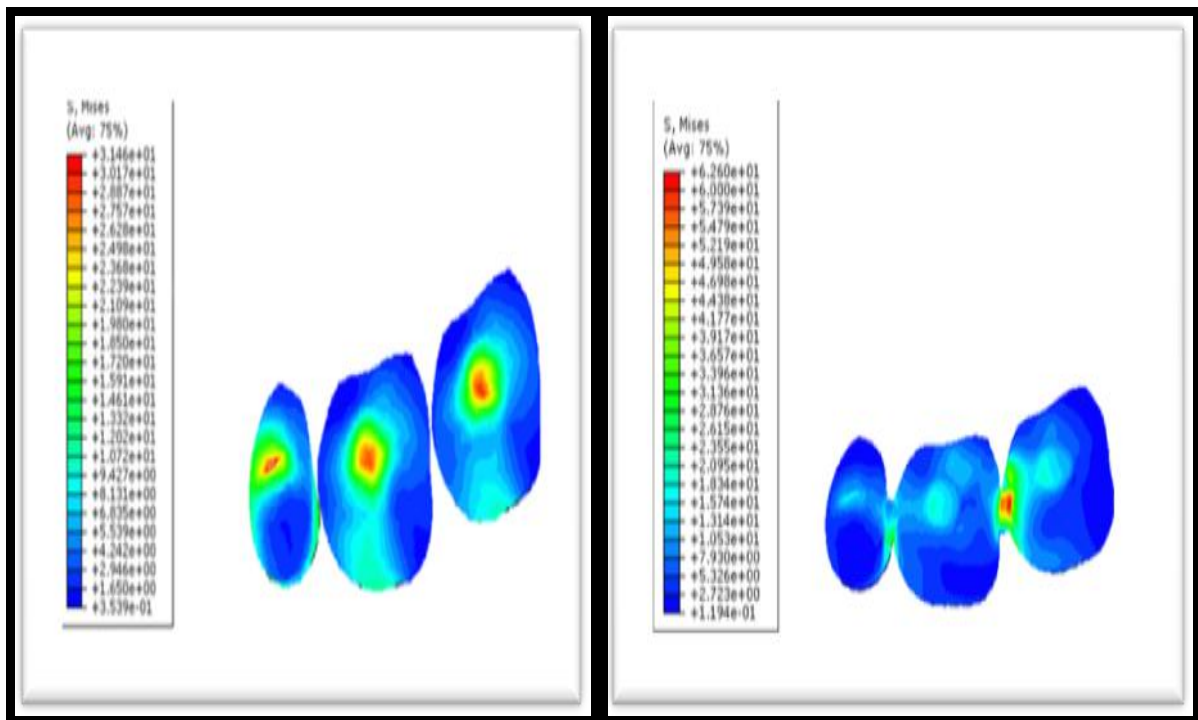
(a) Prothèse dentaire et (b) Bridge dentaire fixe.

Ces résultats montrent qu'une partie de la charge appliquée sur la couronne est transmise à l'implant central de la prothèse dentaire ce qui contribue à une réduction significative de la contrainte équivalente dans la pièce métallique implant-plier. Cependant, on constate une majoration de contrainte dans la pièce métallique implant-plier parce que dans ce cas le bridge dentaire est supporté uniquement par deux implants dentaires. Le transfert de charge est répartie entre les deux pièces métallique implant-pilier.

4.7.1.4 Contour de la contrainte équivalente de la porte couronne

Les figures 4.7(a) et 4.7(b) montrent la distribution de la contraintes de von Mises au sein des portes couronnes. On remarque que pour la prothèse dentaire, les contraintes de von Mises sont concentrées à la zone de connexion porte couronne-pilier. Cependant, pour le bridge dentaire, les contraintes maximales apparaissent au niveau des zones de jonction entre les deux molaires et la deuxième prémolaire avec la première molaire. Le pic de contrainte dans la prothèse dentaire est moins important que celui du bridge dentaire. En effet, la

couronne de la prothèse dentaire engendre une contrainte maximale de 50.25 % par rapport à celle du bridge dentaire.



(a) Prothèse dentaire

(b) Bridge dentaire

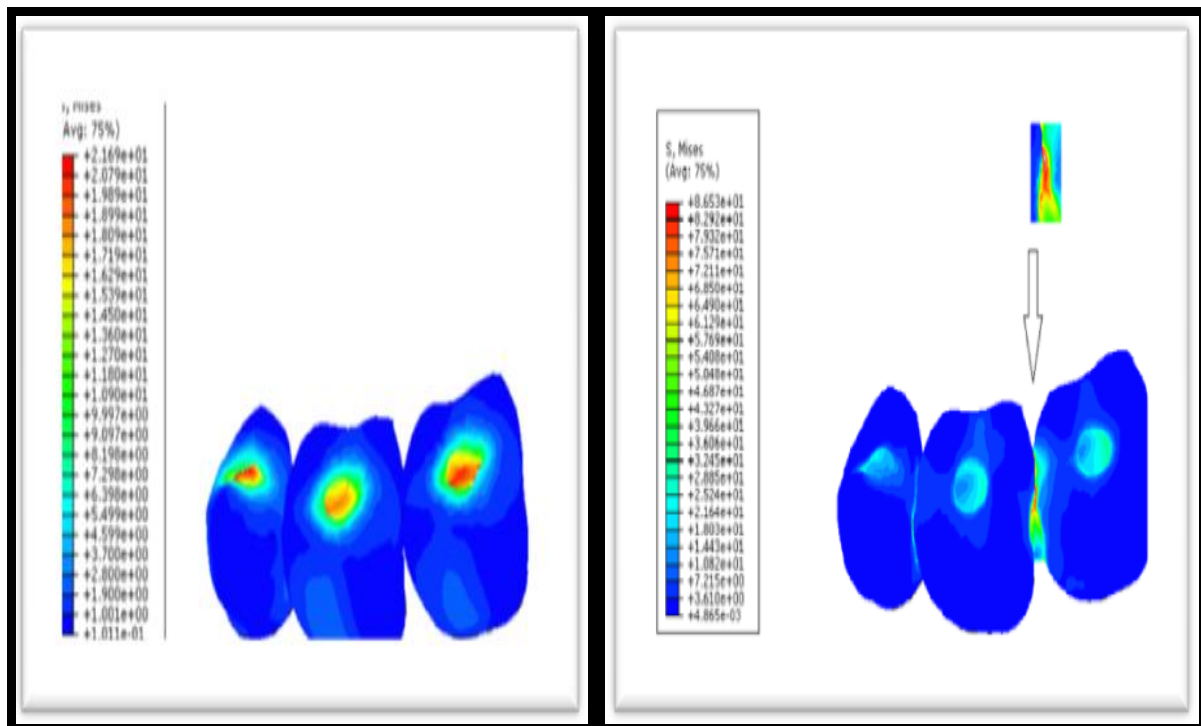
Figure 4.7 : Contour de la contrainte de von Mises de la porte couronne :

(a) Prothèse dentaire et (b) Bridge dentaire fixe.

4.7.1.5 Contour de la contrainte équivalente de la couronne

Les contours de la contrainte équivalente de la couronne pour les deux systèmes implantaires (prothèse dentaire et bridge dentaire) sont respectivement illustrés sur les figures 4.8(a) et 4.8(b). On remarque que les contraintes maximales sont situés au point d'application de la force extérieure sur le centre de la surface occlusale de la couronne et plus précisément aux zones de contact entre la couronne et la porte couronne de la prothèse dentaire. On constate, d'une part, que les contraintes évaluées au centre de la surface occlusale de la couronne sont de même intensité que celles des couronnes de la prothèse dentaire et d'autre part, les contraintes de von Mises les plus significatives sont localisées entre les deux couronnes dentaires de la pièce prothétique, l'une remplace la première molaire manquante et l'autre est liée à l'implant qui remplace la deuxième molaire. Cette concentration de contraintes au niveau de la région de connexion des deux couronnes dentaires est due au moment de flexion provoqué par l'effort appliqué sur la deuxième couronne. Plus loin de cette région la contrainte équivalente s'annule. Egalement, on note que le niveau de contrainte la

contrainte maximale engendré dans le système bridge est de l'ordre de quatre fois plus grand que celui de la prothèse dentaire.



(a) Prothèse dentaire

(b) Bridge dentaire

Figure 4.8 : Contour de la contrainte de von Mises de la couronne :

(a) Prothèse dentaire et (b) Bridge dentaire fixe.

4.7.1.6 Histogramme

L'histogramme représente le pic de la contrainte équivalente de l'os mandibulaire entourant l'implant dentaire et les différents composants des deux systèmes implantaires. On note que les contraintes maximales de von Mises des éléments de la prothèse dentaire, os cortical, os spongieux, implant+pilier, couronne et porte couronne, sont relativement faibles par rapport à celles du bridge dentaire. Elles sont évalués par rapport aux contraintes maximales des composants du bridge avec les pourcentages respectifs 92.27 % , 55.85 %, 88.20 % , 25.07 % et 50.25 %.

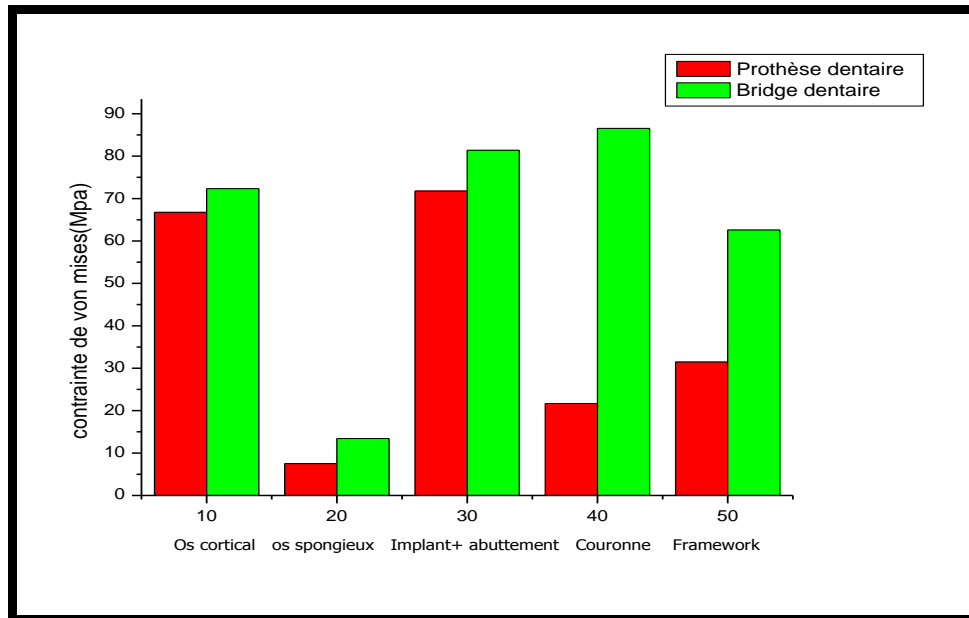


Figure 4.9 : Histogramme de comparaison contrainte de von Mises :
(a) Prothèse dentaire et (b) Bridge dentaire fixe.

4.7.1.7 Contour de la contrainte équivalente de l'os mandibulaire et la prothèse dentaire sous les trois directions

Cette étude est basée essentiellement sur les résultats des niveaux de contraintes dans les éléments de la prothèse dentaire ainsi que l'os entourant l'implant. A cet effet, une analyse de la distribution de la contrainte de von Mises est établie pour l'ensemble des systèmes implantaires soumis aux trois cas de chargement (Corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial) appliquées séparément sur la surface occlusale de la couronne.

La contrainte choisie est celle de von Mises car, d'une part, la géométrie du système d'implant est complexe, et d'autre part, c'est une contrainte équivalente qui représente la résultante des états de contrainte et exprime la même intensité dans toutes les directions.

La répartition de la contrainte de von Mises dans les différents composants du système parodontal et la structures osseuse sollicités aux trois chargements est illustrée sur les figures 4.10-4.14. On remarque que la contrainte maximale induite du chargement corono-apical est plus grande que les contraintes maximales qui sont dues au chargement linguo bucal et disto mésial. L'effort corono-apical engendre des contraintes de compression dans les différents composants de la prothèse dentaire et une force de réaction dans l'os spongieux. La contrainte de flexion de la dent artificielle est due aux chargements disto-mésial et linguo-buccal dont l'intensité reste inférieure à celle de la force corono-apical.

Généralement, les concentrations de contraintes dans les différents composants se situent au niveau des surfaces de contacts aigües. L'os vivant est souvent le maillon le plus faible dans une implantation dentaire. En effet, il est souvent à l'origine de la défaillance de la prothèse dentaire car c'est sa rupture qui provoque le descellement de l'implant de l'os alvéolaire. L'ensemble est supporté par l'os cortical qui affiche des zones de concentration de contrainte situées à la surface de contact rigide avec le col de l'implant. Une bonne partie de contraintes est transférée à l'os spongieux à travers les filets de l'implant et son apex.

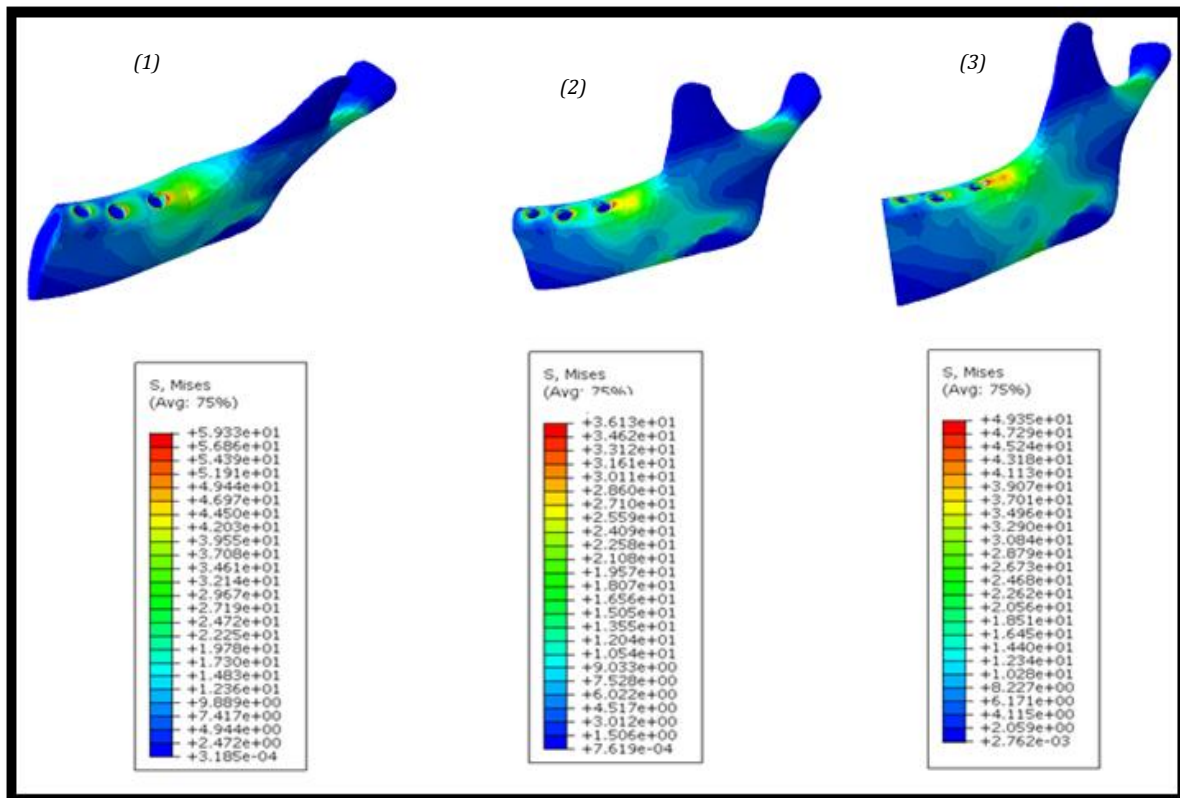


Figure 4.10 : Distribution des contraintes de l'os cortical.
(1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

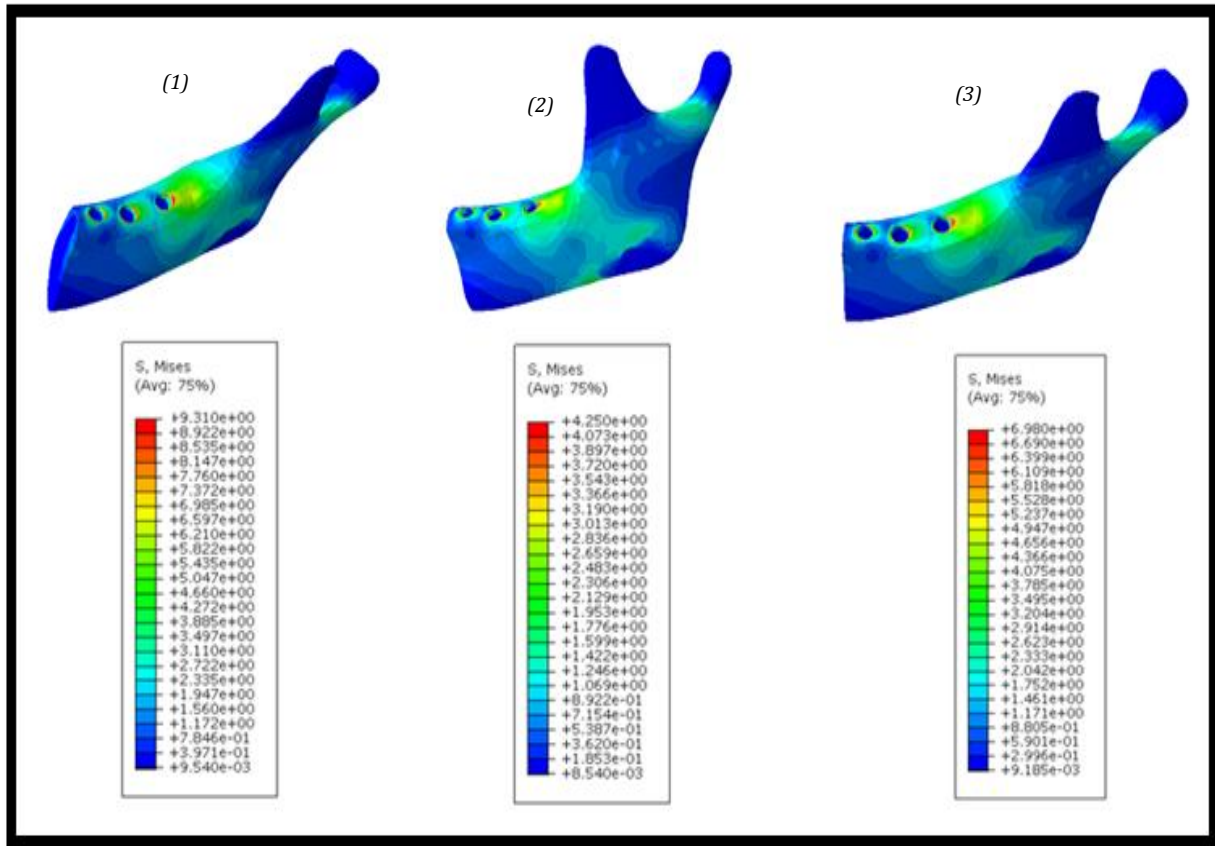


Figure 4.11 : Distribution des contraintes de l'os spongieux.
 (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

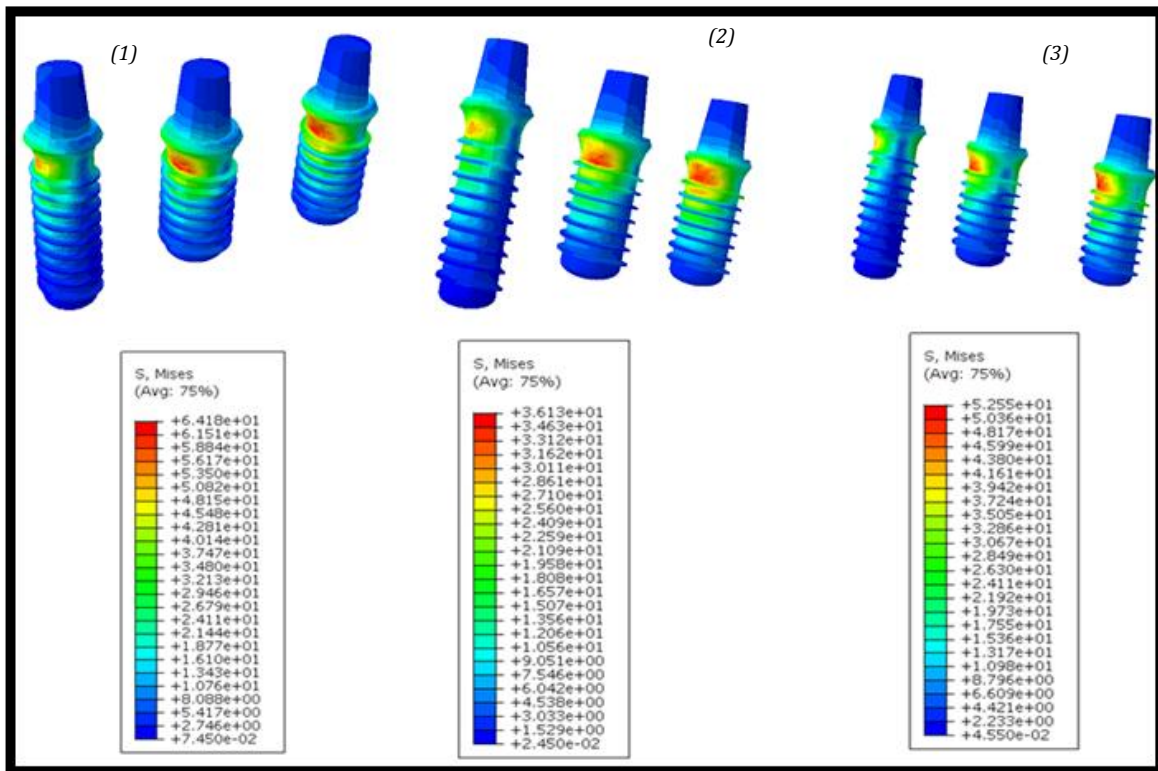


Figure 4.12 : Distribution des contraintes de l'implant-pilier.
 (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

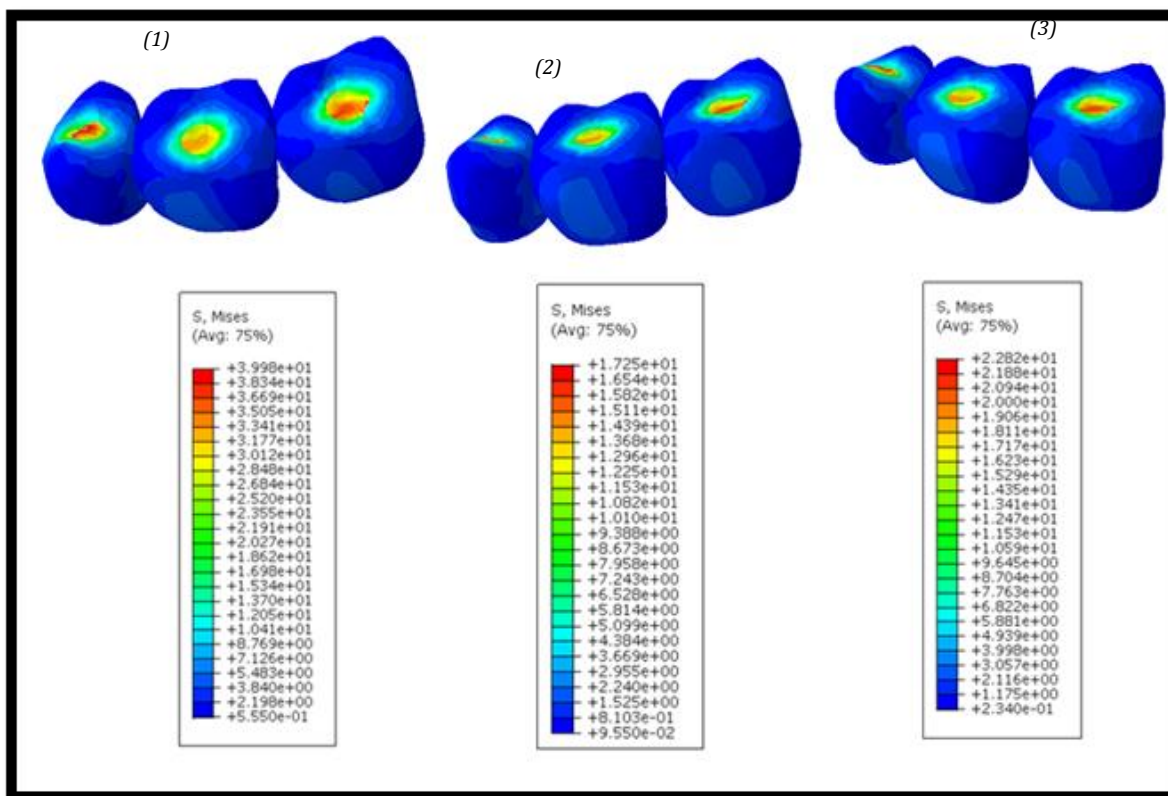


Figure 4.13 : Distribution des contraintes de la porte couronne.
 (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

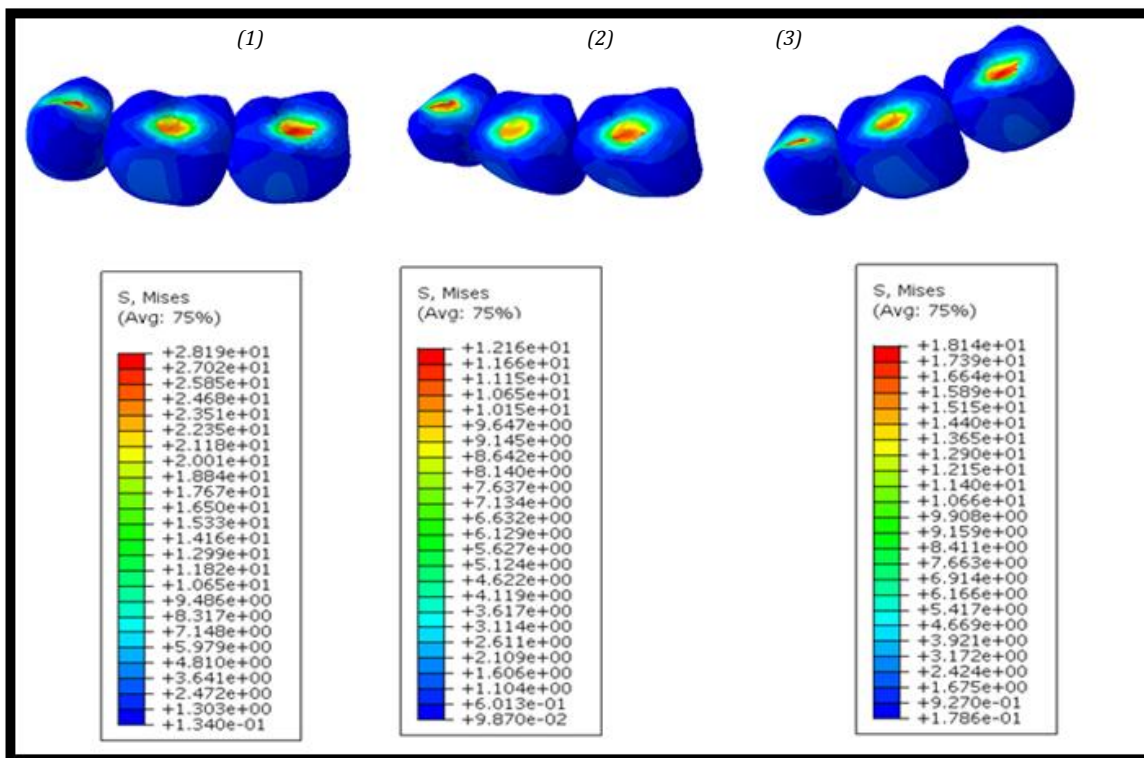


Figure 4.14 : Distribution des contraintes de la couronne.
 (1) charge corono-apical ,(2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

L'histogramme représente le niveau de la contrainte équivalente maximale de l'os mandibulaire entourant l'implant dentaire et les différents composants de la prothèse dentaire sous les trois types de chargement corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial. On note que le chargement vertical corono-apical conduit à des contraintes maximales intenses dans tous les éléments de la prothèse dentaire et l'os mandibulaire dont la valeur est supérieure à celles des forces horizontales. On constate que le chargement disto-mésial provoque des contraintes maximales de von Mises supérieures à celles du chargement linguo-buccal dans l'os mandibulaire et la porte couronne de la prothèse dentaire. Ce phénomène s'inverse pour les deux autres éléments de la prothèse dentaire comme implant-pilier et la couronne,

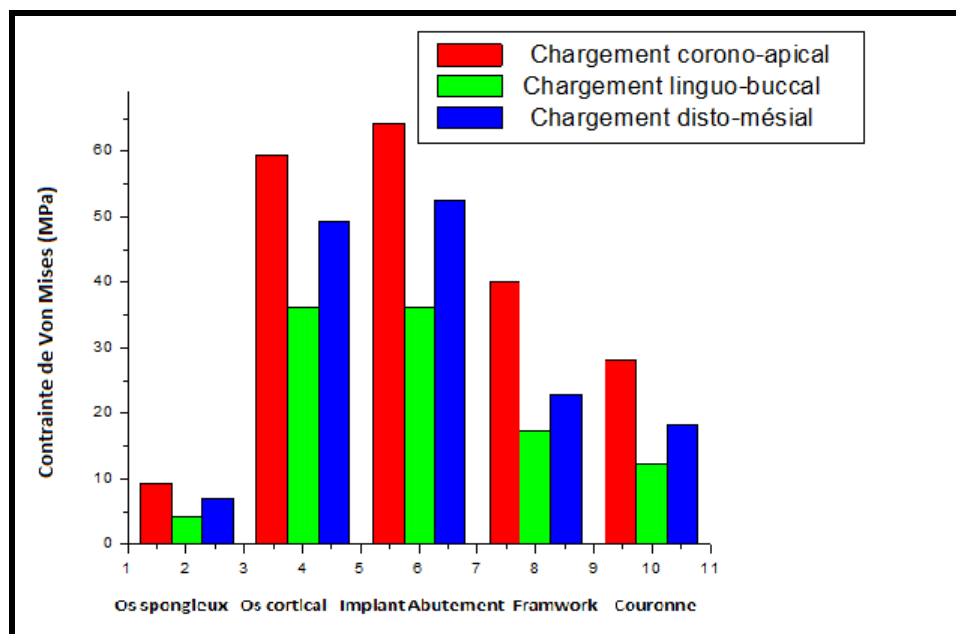


Figure 4.15 : Histogramme de la contrainte de von Mises pour une prothèse dentaire sous chargement corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial

4.7.1.8 Contour de la contrainte équivalente de l'os mandibulaire et le bridge dentaire fixe

Le champ de contraintes est déterminé numériquement par la méthode des éléments finis pour les différents composants du bridge dentaire ainsi que l'os entourant l'implant. Ce système implantaire est soumis aux trois cas de chargement (Corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial) appliquées séparément sur la surface occlusale de la couronne

(fig. 4.16-4.20). On remarque que le contour de la contrainte équivalente est semblable à celui des différents éléments de la prothèse dentaire, à l'exception de la couronne qui présente une concentration de contrainte au niveau de la surface de connexion des deux molaires artificielles. Ce pendant, les contraintes maximales les plus élevées sont enregistrées dans pour le bridge dentaire. En plus, le niveaux de contraintes dépend de la rigidité des différents matériaux qui composent ce système parodontal. Plus la rigidité est grande, plus les valeurs des contraintes sont élevées.

La stabilité de l'implant dans l'os mandibulaire est un souci majeur dans la chirurgie dentaire. Cette stabilité dépend de l'uniformité de la répartition des contraintes de fixation et de la réaction aux forces masticatoires dans l'interface os-implant.

Un facteur clé pour le succès ou l'échec d'un implant dentaire est la manière dont les contraintes sont transférées à l'os environnant. La MEF permet aux chercheurs de prédire la distribution des contraintes dans la zone de contact des implants avec l'os cortical et autour de l'apex des implants dans l'os spongieux.

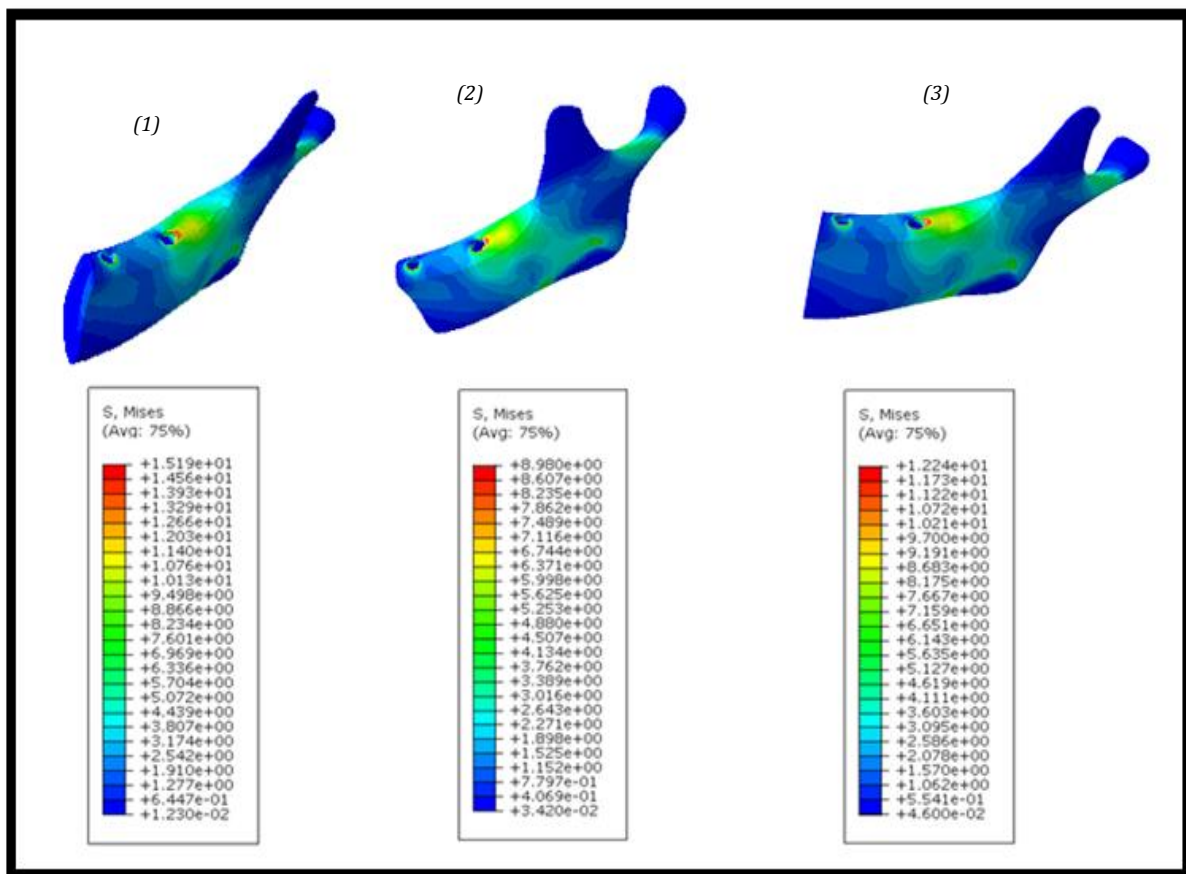


Figure 4.16 : Distribution des contraintes de l'os spongieux.
(1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

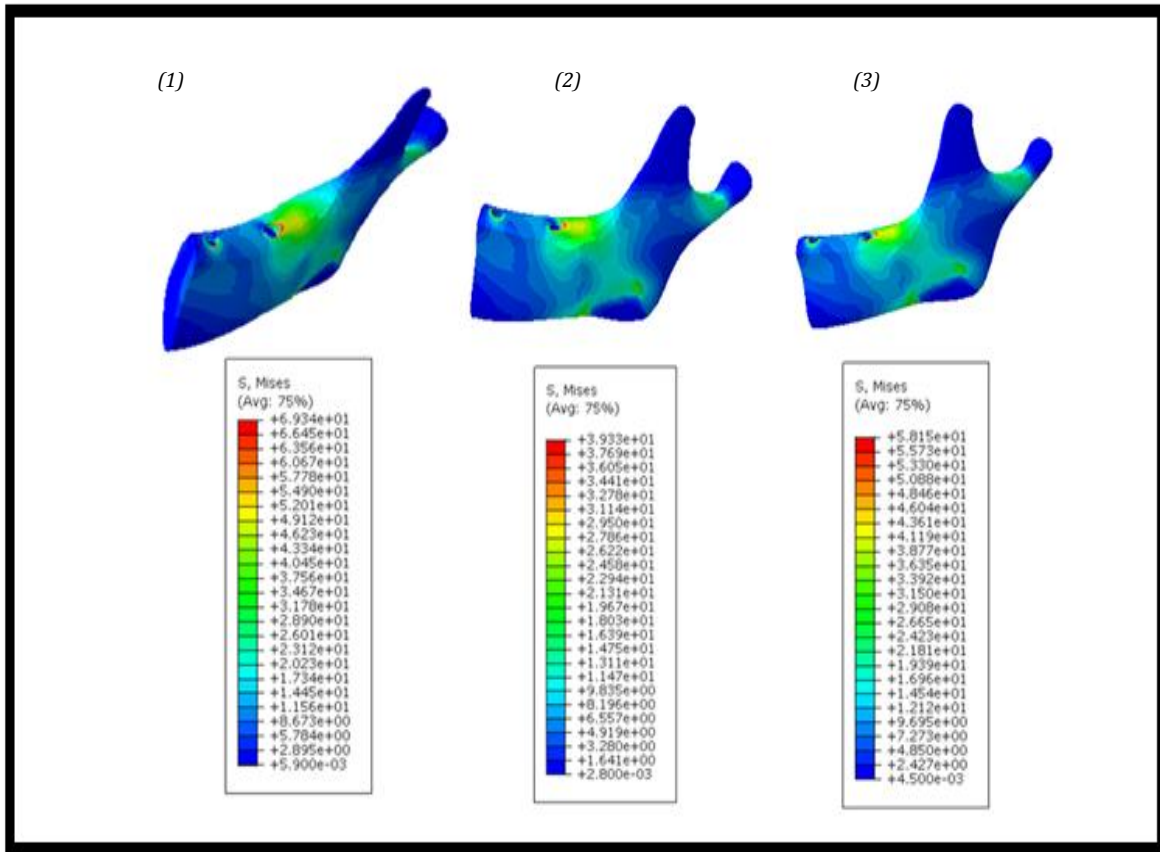


Figure 4.17 : Distribution des contraintes de l'os cortical.
 (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

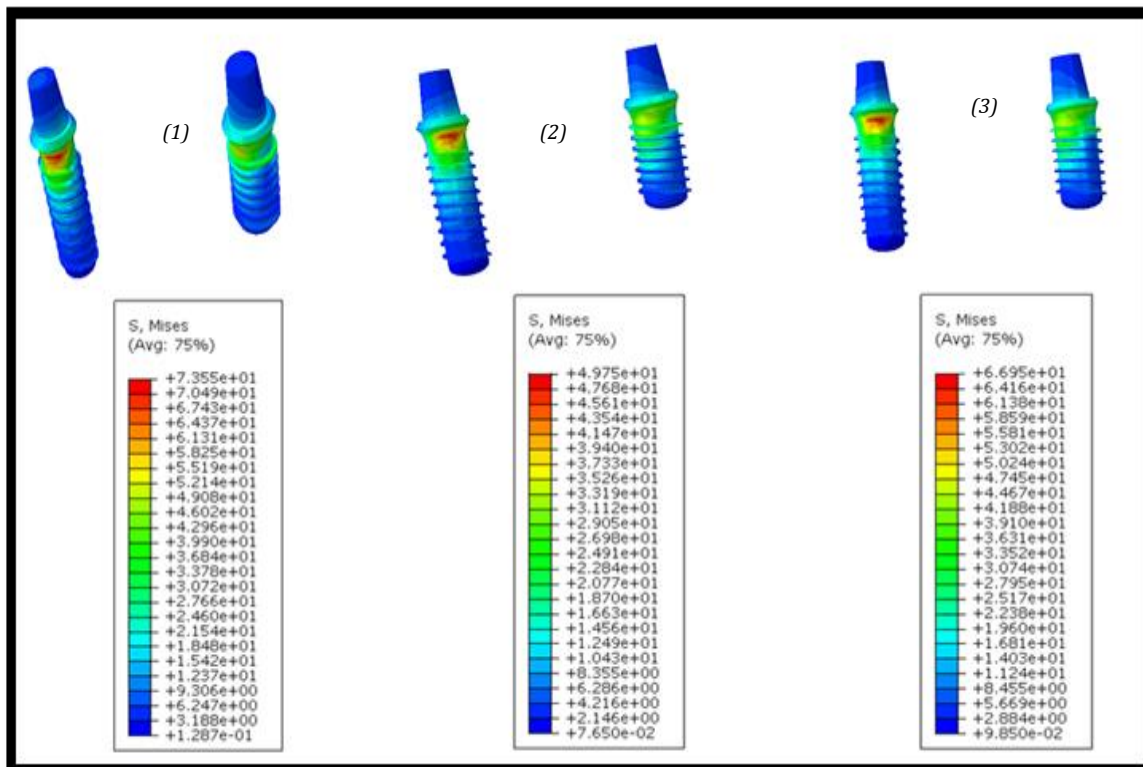


Figure 4.18 : Distribution des contraintes de l'implant-pilier.
 (1) charge corono-apical, (2) charge linguo-buccal et (3) charge disto-mésial.

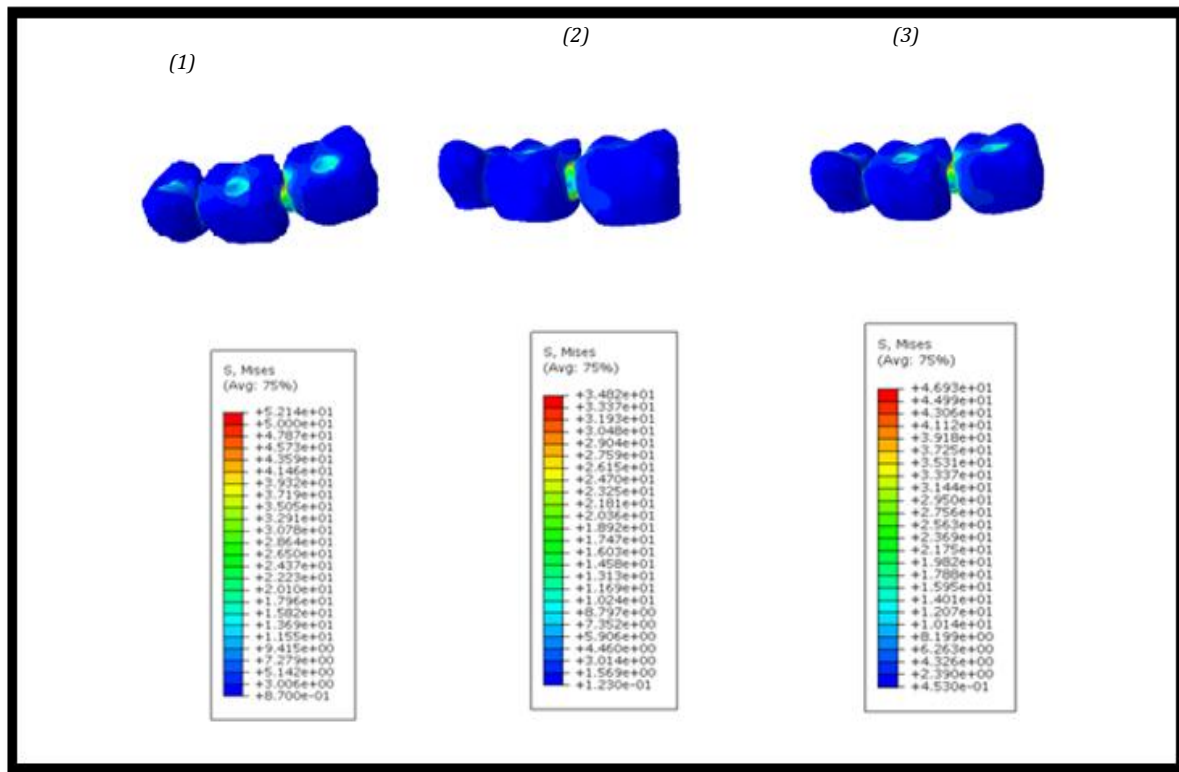


Figure 4.19 : Distribution des contraintes de la porte couronne. (2) charge coronéo-apicale, (2) charge linguo-buccale et (3) charge disto-mésiale.

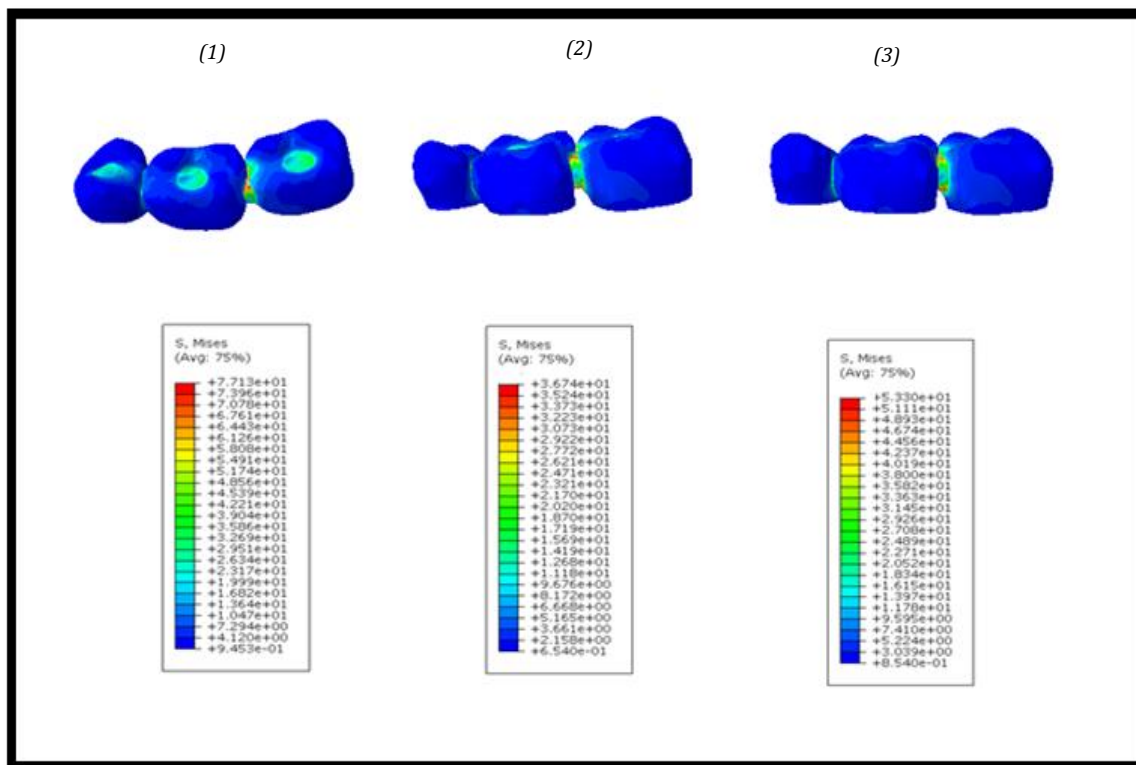


Figure 4.20 : Distribution des contraintes de la couronne. (1) charge coronéo-apicale, (2) charge linguo-buccale et (3) charge disto-mésiale.

L'histogramme représente l'amplitude de la contrainte équivalente maximale de l'os mandibulaire entourant l'implant dentaire et les différents composants du bridge dentaire sous les trois types de chargement corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial. On note que le chargement vertical corono-apical conduit à des contraintes maximales intenses dans tous les éléments du bridge dentaire et l'os mandibulaire dont la valeur est plus élevée à celles des forces horizontales. On constate que le chargement disto-mésial provoque des contraintes maximales de von Mises supérieures à celles du chargement linguo-buccal et ceci pour l'ensemble des composants du bridge dentaire.

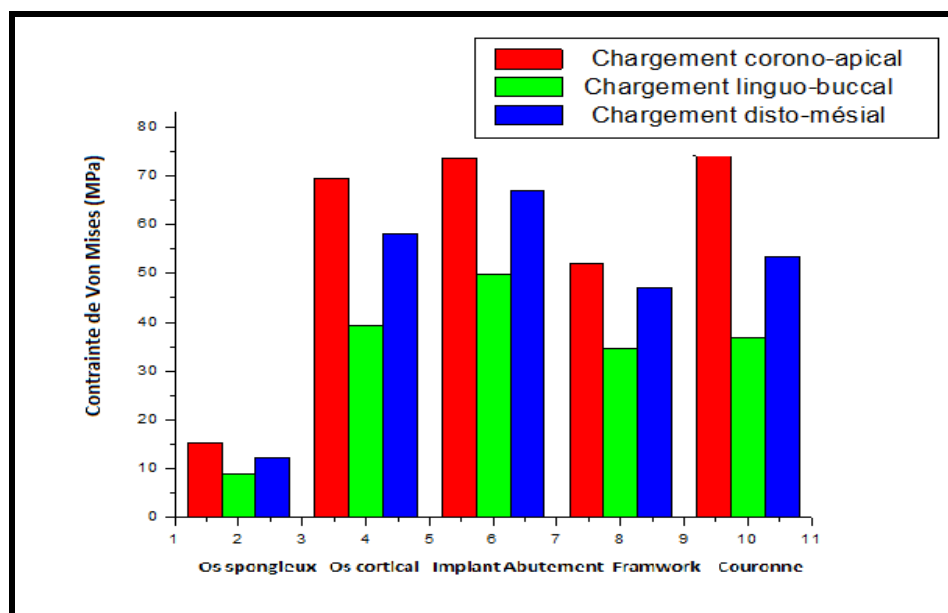


Figure 4.21: Histogramme de la contrainte de von Mises pour un bridge dentaire sous trois chargements corono-apical ; linguo-buccal et disto-mésial.

Les résultats de l'analyse des deux systèmes parodontal sont réunis au tableau 4 affichant les pics de contraintes de von Mises pour les trois cas de chargement.

| Modèle | Composant | (1) Charge corono-apicale (Mpa) | (2) Charge linguo-buccale (Mpa) | (3) Charge disto-mesiale (Mpa) |
|--------------------------|--------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|
| Modèle Prothèse dentaire | Os spongieux | 9.31 | 4.25 | 6.98 |
| | Os cortical | 59.33 | 36.13 | 49.35 |
| | Implant - | 64.10 | 36.13 | 52.55 |

| | | | | |
|-----------------------------------|-----------------------------|--------------|--------------|--------------|
| | Pilier | | | |
| | Porte couronne | 39.98 | 17.25 | 22.82 |
| | couronne | 28.19 | 12.16 | 18.14 |
| Modèle Bridge dentaire | Os spongieux | 15.19 | 8.98 | 12.24 |
| | Os cortical | 69.34 | 39.33 | 58.15 |
| | Implant - Pilier | 73.55 | 49.75 | 66.95 |
| | Porte couronne | 52.14 | 34.62 | 46.93 |
| | couronne | 77.13 | 36.74 | 53.30 |

Tableau 4.4 : Récapitulatif de la distribution des contraintes pour un chargement statique corono-apical, linguo-buccal et disto -mésial d'une prothèse et bridge dentaire.

4.7.2 Contraintes interfaciales os/implant

4.7.2.1 Contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement statique

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

- Une force verticale passant par l'axe vertical de la dent,
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent,
- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent,

La figure 4.22 illustre les trois interfaces séparant l'os de l'implant. La première interface est située sur la partie cervicale de l'implant, la seconde et la troisième interface se trouvent respectivement selon le plan LB et le plan DM.

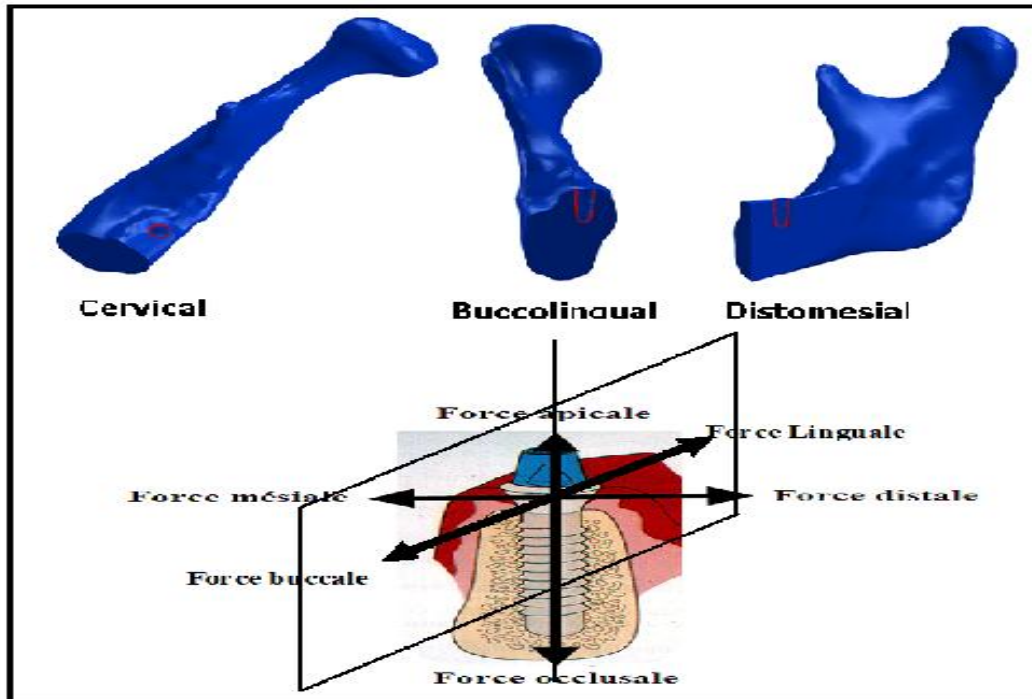


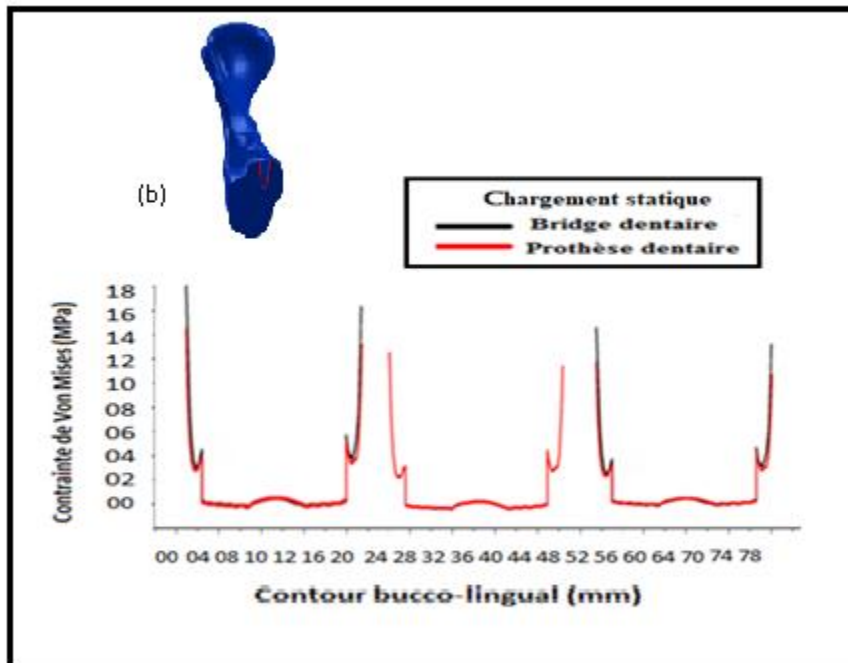
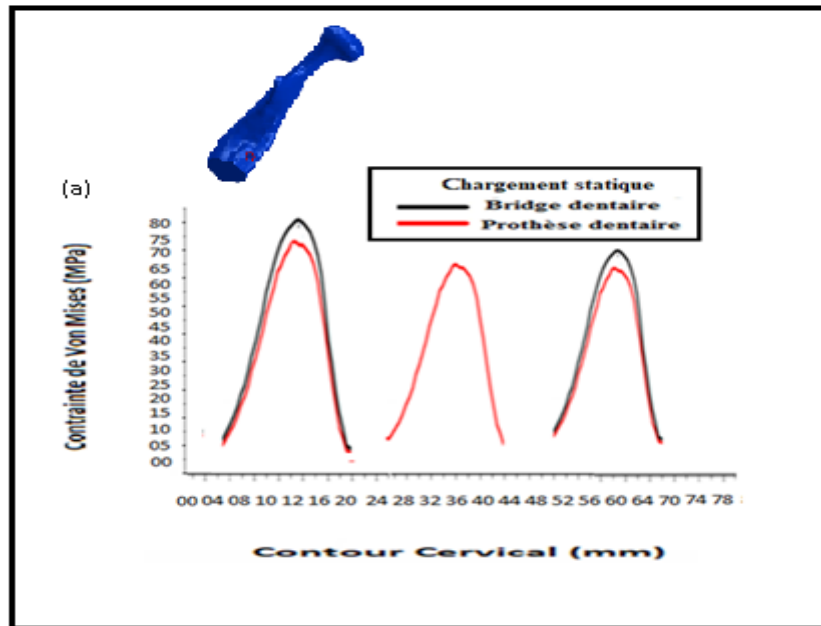
figure 4.22 : Représentation des interfaces os-implant selon les trois directions axiales.

Les figures 4.23(a), 4.23(b), 4.23(c) illustrent la variation de la contrainte de von Mises le long de l'interface os/implant respectivement selon la partie cervicale de l'implant, le plan LB et le plan DM pour les deux systèmes implantaires sollicités à des forces de mastication.

On remarque qu'au voisinage proche de l'interface et plus précisément dans la partie cervicale de l'implant l'allure de la courbe de la contrainte équivalente est semblable à une parabole. La contrainte équivalente augmente progressivement et elle atteint une valeur maximale du côté droit du plan DM puis elle décroît jusqu'à une valeur nulle du côté gauche du plan DM. Le même comportement est observé pour la prothèse dentaire et le système de bridge dentaire. On note que la contrainte maximale du système de bridge dentaire est relativement supérieure à celle de la prothèse dentaire (fig. 4.23(a)).

On constate que les courbes de la contrainte équivalente représentées aux figures 4.23 (b) et 4.23(c) sont semblables et elles sont symétriques par rapport à l'axe verticale de l'implant. La contrainte équivalente la plus élevée est localisée au niveau de la zone proximale de l'implant puis elle diminue progressivement en allant vers la partie inférieure de la dent pour atteindre une contrainte de l'ordre de 12.5 % de la contrainte maximale dans la zone distale. Ceci explique que la plus partie de l'effort masticatoire est transférée de la couronne vers l'os cortical à travers les éléments de la prothèse dentaire. Les résultats montrent que les contraintes évaluées au voisinage proche de l'interface os/implant dans le plan DM sont plus

intenses que celles déterminées dans le plan LB. Le niveau de contrainte dans la prothèse dentaire est moins important que celui du système de bridge dentaire.



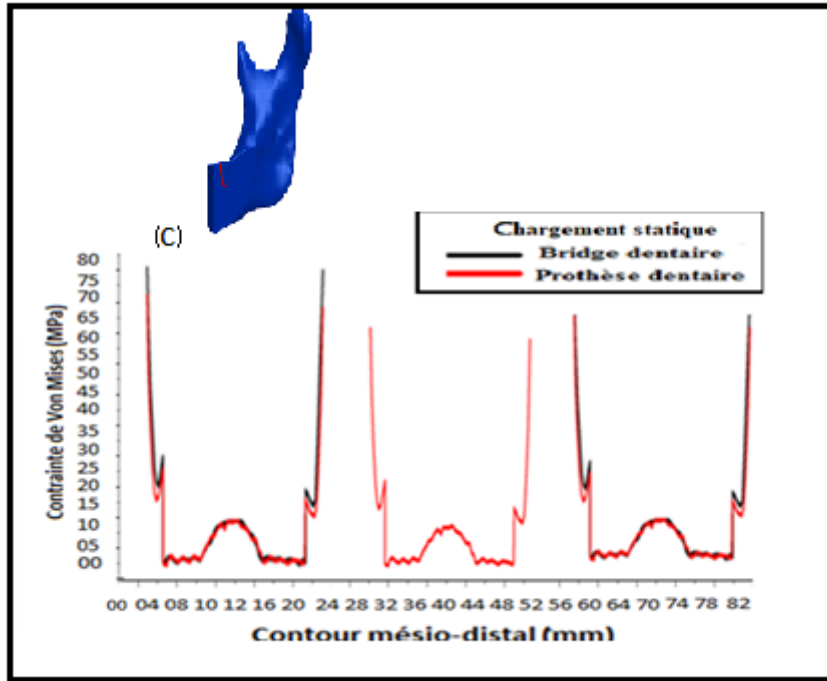


Figure 4.23 : Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement statique : (a) Zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM

4.7.2.2 Contrainte équivalente interfaciale os/implant sous les chargements (corono-apical, linguo-bucal et disto-mésial)

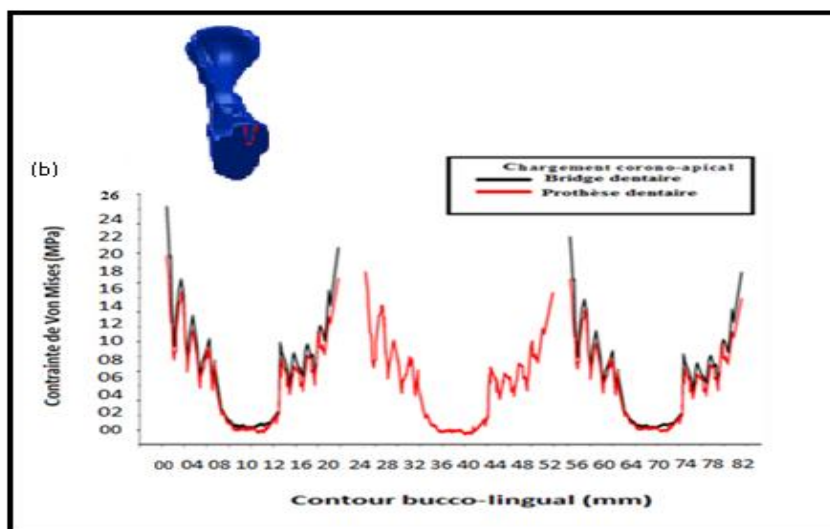
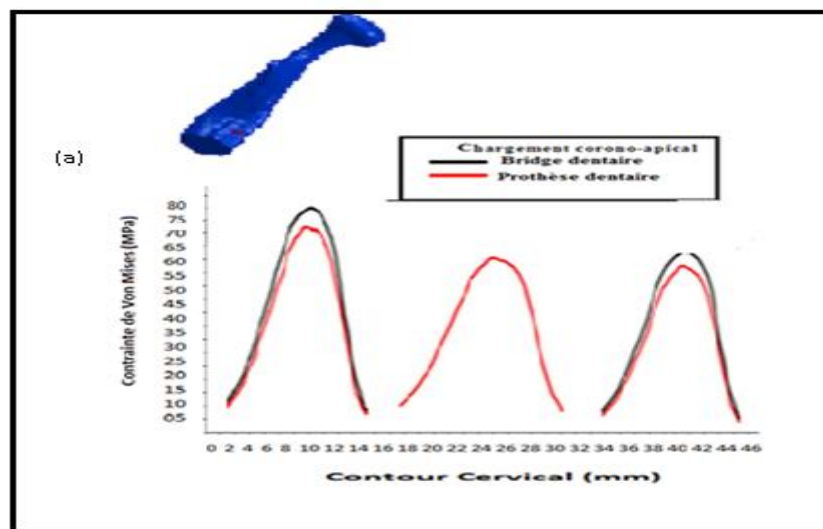
Pour une meilleure visualisation de la contrainte de von Mises au voisinage proche de l'interface os/implant pour la prothèse dentaire et le système de bridge dentaire, la variation de la contrainte équivalente a été présentée dans les trois régions interfaciales (Partie cervicale de l'implant et les deux plans DM et LB) sous l'effet des trois chargements (Corono-apical, linguo-buccal et disto-mésial) appliqués séparément sur la surface de la couronne.

Les figures 4.24(a), 4.24(b) et 4.24(c) illustrent la variation de la contrainte de von Mises selon les trois zones interfaciales os/implant respectives zone cervicale et les deux plans DM et LB, sous le chargement corrono-apical pour le système de bridge dentaire et la prothèse dentaire. On constate que pour la zone cervicale l'allure des courbes de la contrainte interfaciale est la même pour les deux modèles avec une légère augmentation de la contrainte interfaciale pour le modèle de bridge dentaire. On remarque que pour les deux structures dentaires, la courbe de la contrainte interfaciale selon les plans LB et DM est symétrique par rapport à l'axe de l'implant et elle atteint une valeur maximale à la surface de contact os cortical/implant. Le niveau de contraintes maximales suivant le plan DM est supérieur à celui

du plan LB. En plus, on constate que pour les trois régions interfaciales la dent prémolaire est soumise à un champ de contrainte élevé au niveau du col de l'implant. Les composantes verticales produisent des contraintes plus élevées pour les deux structures dentaires. La raison est que les grandes forces de mastication provoquent une compression contribuant à une surcharge potentielle sur l'os et l'implant.

Ceci justifie le fait que le remodelage osseux dans cette zone est lié à cette concentration de contraintes [27] et donne à penser qu'une grande importance doit être accordée au de l'implant avec la couche corticale de l'os .

La résorption osseuse au niveau de la région cervicale de l'implant se produit toujours afin de faciliter la formation d'un «espace biologique» au niveau de l'interface implant-os dont la préservation dépend de l'intensité de contraintes transmises à l'os par l'implant.



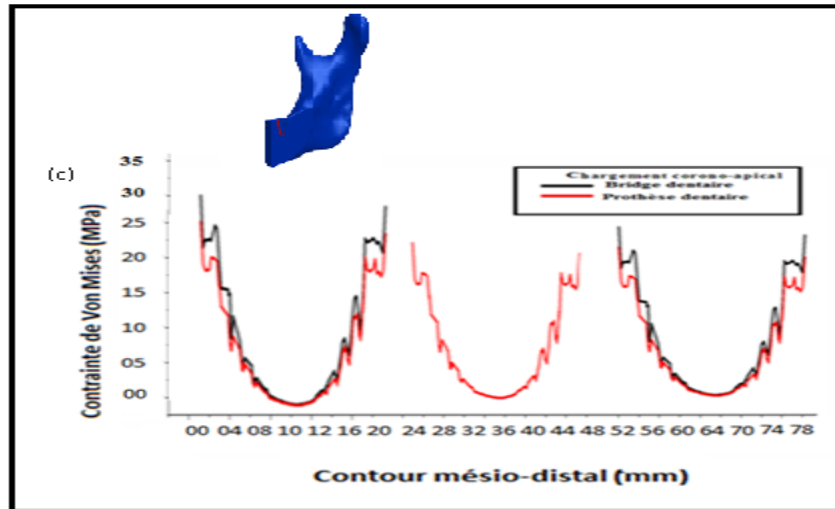


Figure 4.24 : Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement corono-apical : (a) Zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM.

Les figures 4.25(a), 4.25(b) et 4.25(c) montrent respectivement la variation de la contrainte équivalente interfaciale selon les trois régions interfaciales (Partie cervicale de l'implant et les deux plans DM et LB) sous des sollicitations statiques suivant la direction linguo-buccal et ceci pour les deux modèles dentaires. On note qu'au niveau de la zone cervicale de la dent prémolaire la contrainte équivalente atteint deux valeurs maximales identiques appliquées respectivement du côté lingual et buccal et elle s'annule aux côtés distal et mesial. Le même comportement est observé pour les deux molaires. On enregistre que les contraintes du système de bridge dentaire sont plus significatives que celles de la prothèse dentaire pour la prémolaire et la deuxième molaire. On note que les contraintes engendrées sur les deux régions interfaciales suivant les deux plans LB et DM présentent une symétrie par rapport à l'axe longitudinal de la dent artificielle. On constate que la région interfaciale selon le plan LB engendre au niveau de la zone proximale des contraintes maximales dont l'intensité est supérieure à celles de l'interface os/implant selon le plan DM.

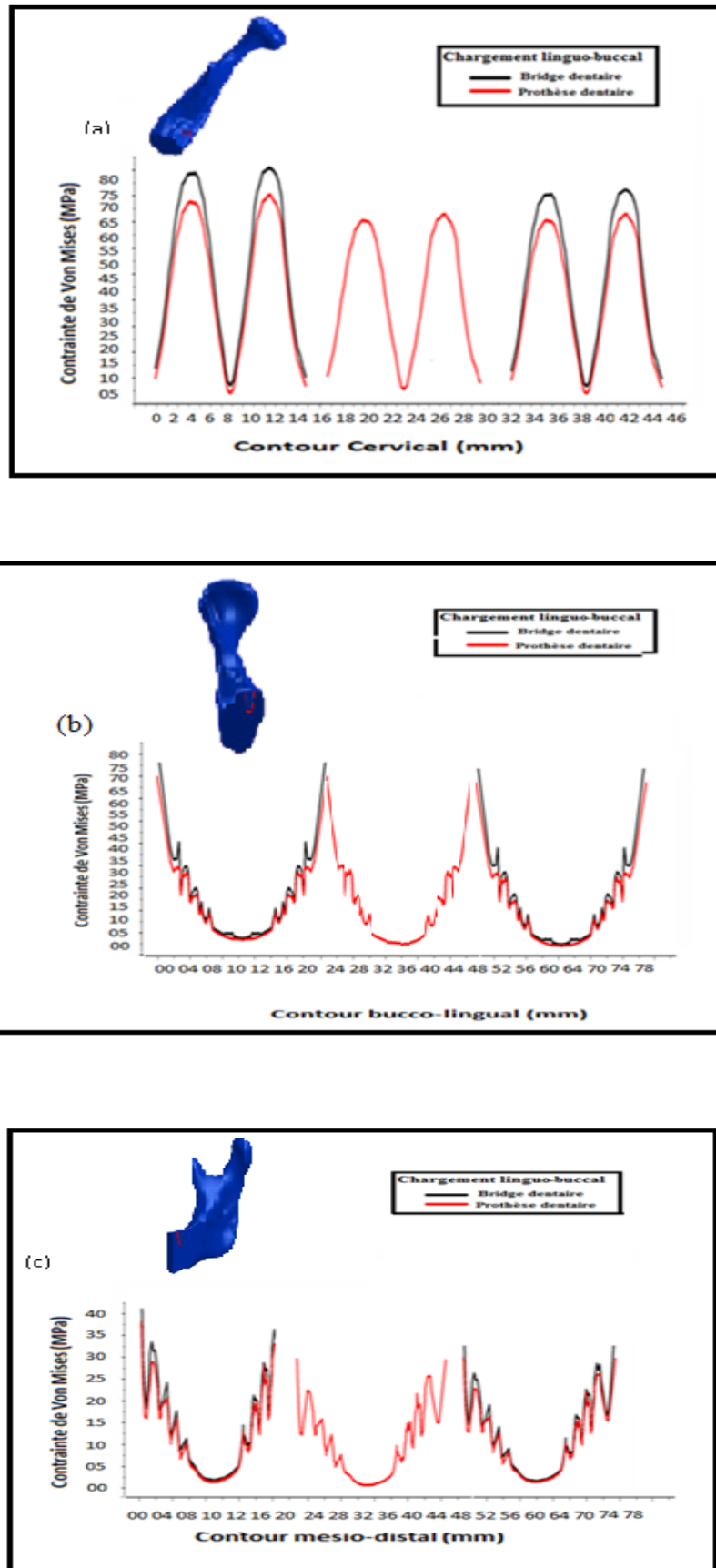
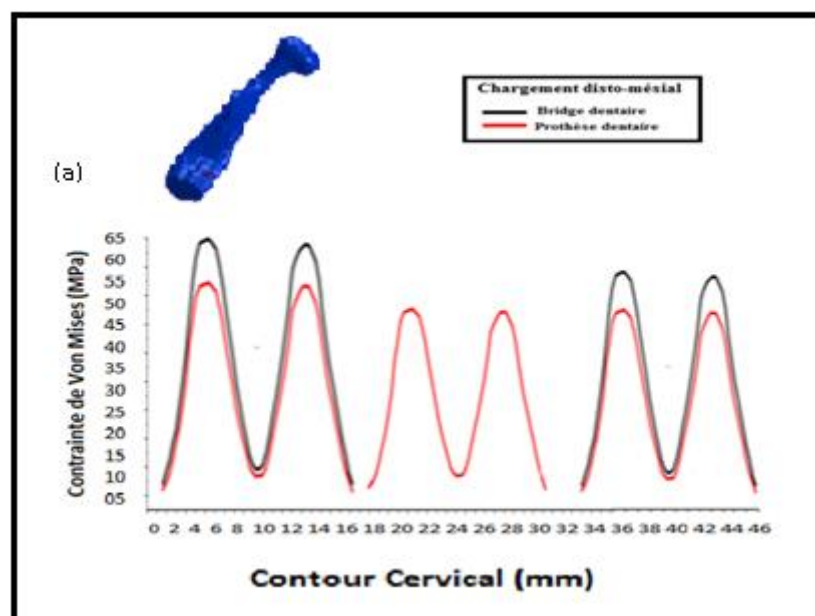


Figure 4.25 : Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement Linguo-buccal : (a) zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM.

La variation de la contrainte équivalente interfaciale selon les trois régions interfaciales (zone cervicale et les deux plans DM et LB) sous une sollicitation statique suivant la direction disto-mésial et ceci pour les deux modèles dentaires sont indiquées respectivement aux figures 4.26(a), 4.26(b) et 4.26(c). Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis montrent que le comportement est le même que celui du chargement linguo-buccal. Ce pendant, la valeur de la contrainte maximale au niveau des trois zones interfaciales sous le chargement disto-mésial est inférieure à celle du chargement linguo-buccal. De plus les charges horizontales provoquent un moment de flexion.

Sous le chargement disto-mésial les deux modèles présentés ont indiqué l'existence d'une concentration de contraintes à la même région cervicale , c'est à dire, la zone supérieure de la couche corticale. Ceci s'explique par le contact intime entre l'os cortical et l'implant, ce qui explique que la charge appliquée à l'implant est directement transmise à l'os cortical sous forme de contrainte de compression, la concentration de contrainte est bien remarquée sur les deux pôles.

Dans la présente étude, les contraintes dans le nouveau modèle sont généralement inférieures à celles dans le modèle de bridge dentaire, indiquant que la résorption osseuse sous contraintes présente moins de risques de lésions osseuses. Ces résultats sont qualitativement en accord avec ceux obtenus par Lidia et al. [17], Il reste à souligner que le choix de telles géométries de systèmes d'implants ne vient pas uniquement de la nécessité de réduire les contraintes, mais parfois, des difficultés anatomiques dans l'utilisation de solutions plus traditionnelles [28].



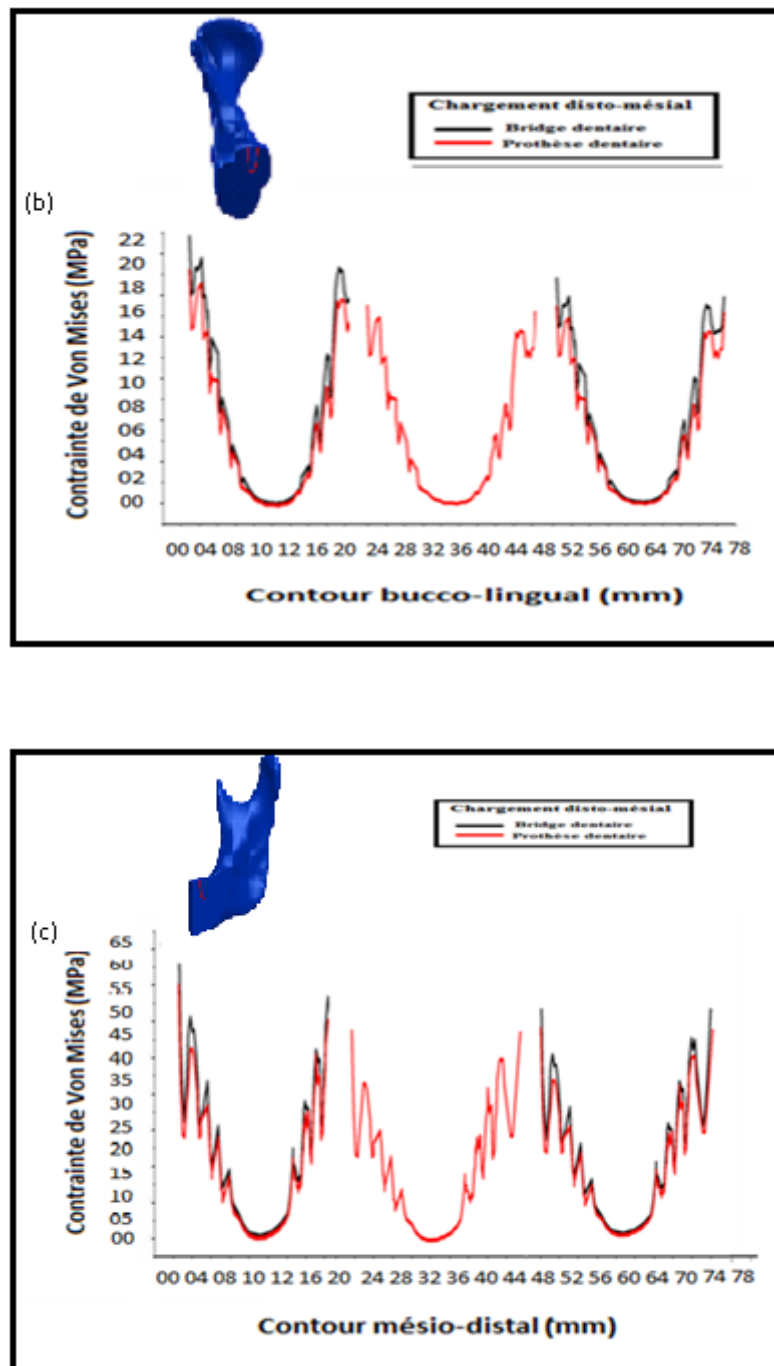


Figure 4.26 : Variation de la contrainte équivalente interfaciale os/implant sous un chargement Disto-mésial : (a) zone cervicale, (b) Plan LB et (c) Plan DM.

4.8 Conclusion

Le but de ce travail est de déterminer les contraintes biomécaniques développées au niveau de chaque structure dentaire et leurs conséquences sur les différents composants de la prothèse et l'os environnant sous un chargement statique. Ces interactions sont modélisées sous la forme de forces de contact.

- La force occlusale est transférée intégralement aux éléments de la structure dentaire et à l'os mandibulaire. Ainsi, les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis montrent que les contraintes biomécanique sont distribuées d'une manière non homogène ;

- La plus faible contrainte transféré de la couronne vers l'implant est obtenu au niveau de l'os spongieux. Cependant, les plus hauts contraintes sont observés au niveau de la pièce métallique pilier-implant, à l'interface os corticale/implant ainsi dans la porte couronne et la couronne de la prothèse dentaire ;

- Au niveau du modèle global du système de bridge dentaire, les contraintes sont nettement plus intenses avec des plages de forte intensité qui occupent la quasi-totalité des composants qui constituent l'unité implantaire. La géométrie de bridge est un paramètre important qui influe sur la distribution de la charge aux différents éléments prothétique : d'une manière générale, une prothèse dentaire normale distribuera les charges uniformément sur toutes les surfaces des couronne tandis qu'un bridge aura tendance à transmettre la charge aux zones de connexion des couronnes et aux autres éléments de l'unité implantaire. Un bridge peut être assimilé à une poutre s'appuyant sur deux implants. Les forces agissant sur cette poutre provoquent la flexion et conduisent à l'apparition de contraintes aux zones de connexion entre les couronnes ;

- Ainsi, cette étude présente des résultats qui sont en accord avec ceux obtenus par d'autres chercheurs et qui démontrent l'importance de la sollicitation de la vis prothétique, mais elle précise que cette sollicitation dépend étroitement de la forme et la taille de la couronne prothétique ;

- Au niveau de l'os, quelque soit le modèle, les concentrations de contraintes sont localisées dans l'os cortical au niveau de la zone cervicale. On observe des zones très sollicitées au niveau du pilier, dans la zone de contact avec l'implant ;

- Le chargement corono-apical conduit à des contraintes significatives dans l'os cortical au voisinage proche de l'implant et elles sont localisées selon le plan LB. Sous l'effet de cet chargement l'implant se trouve en compression et il assure le transfert de charge directement vers l'os cortical ;
- Les deux chargements (disto-mésial et linguo-buccal) provoquent la flexion de l'implant et donnent naissance à des contraintes de flexion d'intensité différente dans l'os mandibulaire et les autres éléments de la prothèse et du bridge dentaire ;
- Le chargement disto-mésial conduit à une contrainte interfaciale maximale selon le plan DM, supérieure à celle évaluée selon le plan LB. En effet, le phénomène s'inverse pour le chargement linguo-buccal, le niveau de la contrainte interfaciale maximale est plus important selon le plan interfacial LB que le plan DM ;
- Néanmoins, la grande partie de l'implant est encastrée dans l'os spongieux qui a la plus faible rigidité. Autrement dit, son module d'élasticité étant faible une moindre force provoquerait une grande déformation ;
- Ce compromis impose un choix en termes de contraintes au niveau de la prothèse ou le bridge dentaire qu'en termes de déformations présente un risque de détérioration de l'os spongieux en premier abord pour atteindre l'os cortical et finalement le descellement de l'implant. Ce dilemme pourrait être résolu en optant pour un choix optimal permettant un bon encastrement de l'implant dans l'os sans toutefois le soumettre à de grande sollicitations ;
- Le processus de mastication induit des contraintes biomécanique le long de l'interface os-implant ce qui conduit à proposer un nouveau modèle d'implant pour tenter de minimiser ces contraintes. L'étude réalisée a montré l'importance de la conception des unités implantaires sur le mécanisme de transfert de charge d'occlusion. Les zones interfaciales pourraient être affectées par la surcharge et une augmentation du nombre d'implant conduit à une réduction des niveaux de contraintes dans les zones de contact. A cet effet, la prothèse dentaire est la configuration la plus adéquate minimisant aux mieux les contraintes ;
- L'assemblage prothétique dentaire se doit de présenter une tenue mécanique optimale afin de supporter au mieux les sollicitations en bouche, d'une part pour pouvoir assurer au mieux le mécanisme de mastication mais également pour pouvoir limiter l'endommagement de la prothèse au cours du temps.

Références Bibliographique

- [1] SKINNER E.W. Sciences des matériaux dentaires. 6ème édition Paris: Prélat, 1971 .
- [2] Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR editors. Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63–71.
- [3] Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE editor. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2007. p. 329–44.
- [4] Fernández E, Gil FJ, Aparicio C, Nilsson M, Sarda S, Rodriguez D. Materials in dental implantology. In: Natali AN, editor. Dental biomechanics. London: Taylor & Francis; 2003.
- [5] Natali AN, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali AN, editor. Dental biomechanics. London: Taylor & Francis; 2003.
- [6] Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. *Comput Methods Biomech Eng* 2002; 5:127–33.
- [7] T. Achour , A. Merdji, B. BachirBouiadjra, B. Serier,N. Djebbar." Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier", *Materials andDesign*32;282-290(2011).
- [8] Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des* 2010;31:2097–100.
- [9] Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(3):345–60.
- [10] Spiekermann H. Color atlas of dental medicine: implantology. New York: Thieme; 1995.
- [11] Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. 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(4):559–64.
- [12] Choi BH. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):193–6.
- [13] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434–40.

- [14] 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.
- [15] 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.
- [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] Lídia C, Ramos A, Simões A. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier, summer bioengineering conference, June 25–29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida; 2003.
- [18] Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. In: *Symposia of the Society for Experimental Biology (The Mechanical Properties of Biological Materials)*. London: Cambridge University Press; 1980.
- [19] Patra AK, Depaolo JM, D’Souza KS, Detolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7(4): 355–68.
- [20] 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(6):491–6.
- [21] 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.
- [22] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: finite element analysis and optimization of cross-sections. *Mater Des* 2008; 29:438–1446.
- [23] Akpınar I, Demire F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal - extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996; 27:11–7.
- [24] Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(1):59–65.
- [25] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.

[26] Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009; 31: 806–15.

[27] Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36: s463–471.

[28] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006; 22: 388–95.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion générale

Le remplacement des dents naturelles manquantes ou extraites par les structures dentaires fait l'objet d'étude depuis plusieurs années. L'ostéo-intégration autour des implants nécessite une période bien déterminée compte beaucoup dans la durée de la stabilité et la répartition des efforts transmis à l'os mandibulaire. La structure osseuse vivante étant limitée par sa résistance doit supporter le chargement de la mastication sans pour autant souffrir et se détériorer.

L'objectif de ce travail est d'analyser le comportement mécanique de deux structures dentaires avec une approche numérique et de présenter une étude comparative entre les deux modèles sous différents chargements statique et dynamique. Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis montrent que :

- Vue la complexité de la forme géométrique des structures dentaires, les contraintes de von Mises engendrées dans les éléments de la prothèse dentaire et du système de bridge dentaire ne sont pas distribuées de façon homogène sous l'effet du chargement statique ou dynamique. Les zones de contacts entre les différents éléments du système implantaire sont le siège de concentration de contraintes dont l'intensité correspondante varie d'une région à une autre ;
- Quels que soient les efforts occlusales statique ou dynamique, on remarque que les contraintes équivalentes maximales les plus élevées se trouvent dans les éléments du système de bridge dentaire et ceci comparativement à la prothèse dentaire ;
- Le chargement corono-apical provoque des contraintes maximales plus significatives que celles du chargement disto-mésial. Cependant, le chargement linguo-buccal conduit à des contraintes maximales dont l'intensité est inférieure à celle du chargement disto-mésial ;
- Sous l'effet des deux chargements statique et dynamique, l'os est fortement sollicité dans sa partie supérieure, qui est en contact avec l'implant. Cependant, la zone apicale implant-os spongieux est exposée à un niveau de contraintes de faible intensité ;
- La conception de l'implant est basée principalement sur la formation des niveaux de contraintes dans l'os. Une géométrie appropriée permettrait de réduire la concentration des contraintes dans la structure osseuse. A l'instar de la géométrie de l'implant visant à atténuer les efforts transmis à l'os, l'idée qui tend à absorber partiellement ces efforts dirigés vers l'os préconise l'usage d'un matériau mou et souple ;

- Au niveau de la zone cervicale, on constate que la contrainte interfaciale os/implant des deux structures dentaires atteint un pic situé entre les deux plans LB et DM ;
- La courbe de la contrainte interfaciale de von Mises déterminée suivant les deux plans DM et LB, présente une symétrie par rapport à l'axe vertical de la dent. Les contraintes les plus significatives sont localisées au niveau de la zone de fixation de l'implant avec l'os cortical.
- Quel que soit le type de chargement statique ou dynamique, on constate que le niveau de la contrainte interfaciale est relativement faible par rapport à celui des contraintes développées dans l'os cortical ;
- L'effort dynamique conduit à une contrainte de von Mises dans la prothèse dentaire et le système de bridge dentaire dont l'intensité est environ deux fois plus grande que celle de l'effort statique ;
- La contrainte induite, sous l'effet d'un chargement dynamique, dans les éléments du système d'implant dentaire et tout particulièrement dans l'os est très intense et peut être fatale pour la structure dentaire mais si l'implant est conçu en matériau résistant alors il peut aisément supporter le niveau de ces contraintes. la prothèse dentaire possède une meilleure rigidité tandis que le bridge dentaire a une meilleure flexibilité ;
- Les zones péri-implantaires corticales qui pourraient être affectées par la surcharge ont été influencés principalement dans l'interface os/implant. Cependant, une augmentation du nombre d'implant conduit à la réduction des niveaux de contraintes au niveau de la région spongieuse péri-implantaire de la prothèse dentaire. Néanmoins, un bridge dentaire peut être la meilleure option si les dents voisines ont de gros obturations et ont besoin de couronnes ou de capsules dans le futur. Et si la dent ou les dents ont été perdues pendant une longue période, la gomme et l'os seront réduits et d'autres procédures sont nécessaires à la place de l'implant dentaire ;
- L'inconvénient du système de bridge dentaire est qu'il entraîne progressivement une perte osseuse, car il ne stimule pas la mastication. En effet, la dent remplacée ne prend pas appui sur l'os de la mâchoire, ce qui cause ce désagrément.
- Un choix en termes de contraintes au niveau de la prothèse ou le bridge dentaire qu'en termes de déformations présente un risque de détérioration de l'os spongieux en premier abord pour atteindre l'os cortical et finalement le descellement de l'implant. Ce dilemme

pourrait être résolu en optant pour un choix optimal permettant un bon encastrement de l'implant dans l'os sans toutefois le soumettre à de grande sollicitations ;

- A cet effet, il est recommandé aux patients des restrictions concernant la nature des aliments durs à croquer afin d'éviter de mettre en souffrance l'ensemble du système parodontal. Face à cette problématique d'interface rigide os-implant, il est mis en relief l'importance de la présence d'un implant centrale permettant d'amortir l'écrasement de la nourriture et de protéger l'os dans le même temps. Le meilleur choix d'un implant ne réside pas dans sa géométrie principalement mais dans la nature de la souplesse de l'interface os-implant dont les recherches ne cessent pas de s'investir dans cet axe.