UNIVERSITE D'AIX-MARSEILLE

Ecole doctorale 463 Sciences du Mouvement Humain

LABORATOIRE DE BIOMECANIQUE APPLIQUEE/IFSTTAR
Glad Medical SAS

Thèse présentée pour obtenir le grade universitaire de docteur

Discipline : SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN
Spécialité : BIOMECANIQUE

Guillermo DE LA ROSA CASTOLO

Analyse de la tenue mécanique des implants, des composants prothétiques et de l'interaction avec les tissus osseux en implantologie dentaire

Soutenue le 07/12/2018 devant le jury :

Isabelle VILLEMURE	Polytechnique Montréal	Rapporteur
Yannick TILLIER	CEMEF, MINES Paristech	Rapporteur
Michel LE GALL	Hôpital de la Timone, LBA/ AMU	Examinateur
François FAURE	INRIA	Examinateur
Franck BONNET	Membre de l'Académie Européenne de Dentisterie Esthétique	Invité
Laurent BADIH	Glad Medical SAS	Invité
Pierre-Jean ARNOUX	LBA-IFSTTAR/AMU	Co-directeur
Michel BEHR	LBA-IFSTTAR/AMU	Directeur de thèse

Numéro national de thèse/suffixe local : 2018AIXM0700/017ED463

Résumé

Ce travail de recherche vise à développer des méthodologies d'évaluation mécanique des implants dentaires, de leurs composants prothétiques et de l'interaction avec les tissus osseux de la mâchoire. D'après l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), 15 à 20% de la population âgée de 35 à 44 ans est atteint de problèmes d'édentation partielle et près de 30% de la population âgée de 65 à 74 d'édentation totale. Cela représente donc approximativement 7 millions de personnes en France ayant subi des pertes de dents durant leur vie. Les traitements proposés par l'implantologie dentaire sont devenus des solutions efficaces pour les problèmes d'édentation avec des taux de réussite cliniques supérieurs à 90%. Cependant, des complications cliniques existent, caractérisées par des inflammations ou des pertes partielles des tissus environnants. Les dentistes étant responsables du choix du traitement thérapeutique pour leurs patients, la prise d'une décision appropriée est capitale et exige une compréhension des risques et des bénéfices. C'est dans ce contexte qu'une première méthodologie d'évaluation a été développée pour améliorer le design des implants dentaires de type endosseux, dans les conditions de la norme de certification ISO 14801. La méthodologie est basée sur des approches numériques par Analyse d'Eléments Finis. Ensuite, des approches théoriques et des données cliniques ont été utilisées pour évaluer le comportement mécanique des tissus osseux de la mâchoire face aux différentes configurations par implants dentaires et leurs composants prothétiques. Ce projet de recherche, s'inscrit dans le cadre d'une collaboration CIFRE entre le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) et la société Glad Medical SAS.

Mots clés : Implantologie dentaire, Analyse d'Eléments Finis, ISO 14801, Tissus osseux

REMERCIEMENTS

Ce travail de recherche a été inscrit dans un projet de convention industrielle de formation par la recherche (CIFRE) entre la société Glad Medical SAS et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée.

Je souhaite exprimer ma gratitude pour l'accompagnement professionnel et scientifique de mes deux directeurs de thèse Michel BEHR et Pierre-Jean ARNOUX. Merci pour tous les conseils et la confiance que vous m'avez accordés.

Je voudrais remercier aussi à M. Laurent BADIH pour la confiance accordée et pour avoir eu le courage de commencer cette aventure de la société Glad Medical. Merci pour votre investissement dans ce projet.

Je tiens à remercier les membres du jury et le président pour le temps que vous avez dédié à l'évaluation de ce projet de recherche. Un grand merci à Isabelle VILLEMURE et Yannick TILLIER pour avoir accepté d'être rapporteurs.

Je voudrais également remercier à toute l'équipe du Laboratoire de Biomécanique Appliquée du côté de chercheurs (Lionel THOLLON, Catherine MASSON, Yves GODIO, Jean-Louis TAILHAN, Morgane EVIN, Maxime LLARI) pour votre accueil, la convivialité lors des pauses déjeuner et vos conseils. Je tiens également à remercier l'équipe administrative et technique (Audrey ISOARDI, Lucie Launay, Matthieu PAGLIA, Michel LUCCIANO et Max PY). Sans oublier les aventures, les moments de joie et les moments de tristesse avec tous les doctorants et stagiaires du laboratoire (Tristan, Audrey, Nawfal, Wei, Manon, Marion, Oscar, Floriane, Florian, Pascal, Nico, Viktoria, Brieg, Axel, Heni, Rohan, Patrice, Marie-Héléne, Roxane, Arthur, Eloi et Ines) ainsi qu'un grand merci à Sonia V. GUEVARA, Paulo FERREIRA, Yassine BARRADA, Marie ROMANN et Maissane ZEROUAL pour votre aide dans ce travail de recherche.

Finalement, je voudrais remercier très spécialement ma chère Gwladys PILETTE, merci pour ce que tu fais et pour ce que tu es. Merci de m'avoir transmis la passion et l'amour pour la littérature française et pour les animaux. Je voudrais remercier aussi très chaleureusement ma famille adoptive française Claude PILETTE, Jocelyne LOISON et Nolwenn PILETTE et ma famille mexicaine qui sont chaque jour dans mes pensées Papa, mama, hermanos, abuelos, tios, primos, sobrinos y a mis amigos… GRACIAS ! MERCI BEAUCOUP!

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION 9
CHAPITRE I Anatomie, physiologie et pathologie. 13
i. L'orientation et le repérage des axes de la cavité orale 14
ii. Ostéologie 14
Organisation des structures osseuses 14
Le remodelage osseux 16
Squelette céphalique 17
L'os maxillaire 17
L'os mandibulaire 18
Processus alvéolaires 19
iii. Classification des os de la mâchoire 20
Classification de Linkow 20
Classification Lekholm et Zarb 20
Classification de Misch et Judy 21
Classification de Misch et Kircos 21
iv. Articulations, ligaments et myologie dans l'Articulation Temporomandibulaire (ATM) 22
Articulations 22
Ligaments 23
Myologie 23
v. Artères et veines dans la zone buccale 24
Artères des maxillaires 24
Artères de la mandibule 25
Veines 25
vi. Neurologie 26
Nerfs dans la zone buccale 26
vii. Les dents 28
Nomenclatures 29
Les fonctions des dents 29
Proprioception d'une dent 30
viii. Pathologies et vieillissement (perte des dents) 31
Epidémiologie 31
Vieillissement 31

L'édentation et la résorption osseuse 32
Synthèse 33
CHAPITRE II Biomécanique de la mâchoire et implants dentaires. 35
i. Biomécanique de la mâchoire 36
Déplacements naturels de la mâchoire 36
Occlusion 37
Mastication 38
Contact des surfaces d'occlusion 39
Forces d'occlusion 41
ii. Les propriétés mécaniques des tissus osseux 44
Les tissus osseux 44
Modèle Mechanostat 45
Revue de la littérature 45
Propriétés mécaniques utilisées dans les modèles FEA 51
iii. Les implants dentaires 52
Les implants 52
Protocoles d'un implant dentaire 54
Matériaux utilisés dans l'implantologie dentaire 55
Ostéointégration 55
Traitements des surfaces des implants 56
Proprioception d'un implant dentaire 57
Synthèse 59
CHAPITRE III Evaluation des performances mécaniques dans l'implantologie dentaire. 61
i. Evaluation des performances d'un implant dentaire 62
Contexte 62
Méthode 62
Résultats 64
Discussion 67
Conclusions 68
ii. Evaluation des Plaques de stabilisation 70
Contexte 70
Méthode 70
Résultats 71
Discussion 73

Conclusions 75
iii. Evaluation de la tenue mécanique d'un implant dentaire dans des conditions de certification : une approche par l'Analyses d'Eléments Finis. 76
Abstract 76
Clinical implications 76
Introduction 77
Material and methods 78
Results 81
Discussion 83
Conclusions 86
Synthèse 87
CHAPITRE IV Evaluation du comportement mécanique de la mâchoire et des implants dentaires. 89
i. Vers un modèle personnalisé de la mandibule 90
Contexte 90
Méthode 90
Résultats 92
Discussion 93
Conclusions 94
ii. Evaluation du système plaque de stabilisation/implant dentaire 95
Contexte 95
Méthode 95
Résultats 98
Discussion 100
Conclusions 101
iii. Comparaison de la configuration All-on-four classique et All-in one day 103
Contexte 103
Méthode 103
Résultats 106
Discussion 107
Conclusions 108
iv. Bridge implantoporté et configurations cliniques : tenue mécanique par approche numérique. 109
Abstract 109
Clinical implications 109
Introduction 110

Material and methods 111
Results 114
Discussion 119
Conclusions 120
Synthèse 121
CHAPITRE V Conclusions et perspectives 123
Conclusions et perspectives 124
REFERENCES 129

INTRODUCTION

Contexte

Aujourd'hui, selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), 15 à 20% de la population âgée de 35 à 44 ans a souffert de pertes de dents, et près de 30% de la population âgée de 65 à 74 ans n'a plus aucune dent naturelle. Cela représente donc approximativement 7 millions de personnes, en France, ayant subi des pertes de dents durant leur vie. Ces pertes peuvent faire suite à des accidents ou à des pathologies diverses (caries ou maladies parodontales).[1]

Depuis les années 1950, le nombre d'interventions en implantologie orale n'a cessé d'augmenter, pour atteindre aujourd'hui un peu plus d'un million par an dans le monde.[2] Le recours à la pose d'un ou plusieurs implants a été une solution efficace pour rétablir la fonction de mastication pour des patients avec une édentation totale ou partielle. L'implant dentaire est basé sur le principe de l'ostéointégration qui est la liaison directe entre la surface de l'implant et les tissus osseux.[3] Des travaux de recherche ont été largement développés depuis la découverte exceptionnelle de l'ostéointégration par Per-Ingvar Branemark.[4] Le contact direct entre l'os et l'implant est devenu un facteur critique. De nombreuses recherches sur les matériaux, les designs des implants et les éléments prothétiques sont faites pour améliorer leurs performances.

L'utilisation des implants dentaires représente un taux de réussite supérieur à 90% d'après les observations cliniques.[5], [6] Cependant, des complications postopératoires existent et sont caractérisées par des inflammations ou des pertes partielles des tissus environnants. Les dentistes étant responsables du choix du traitement thérapeutique pour leurs patients, la prise d'une décision appropriée est capitale et exige une compréhension des risques, coûts et bénéfices des différents traitements en termes d'impact psychologique, physiologique et économique. [7]

Ce travail de recherche vise à développer des méthodologies d'évaluation des implants dentaires et des composants prothétiques, afin de comprendre les enjeux de la tenue mécanique des systèmes d'implants dentaires. Nous approfondirons notre travail à travers l'évaluation et la prédiction du comportement mécanique des os de la mâchoire. Ce projet de recherche s'inscrit dans un fort contexte de collaboration et d'accompagnement d'une start-up : la société Glad Médical SAS.

Glad Medical SAS et le Laboratoire de Biomécanique Appliquée

Pour répondre aux besoins effectifs, l'entreprise Glad Medical SAS a, depuis 2013, démarré un projet en matière de R&D dans l'implantologie dentaire. Celui-ci consiste en un accompagnement personnalisé dans l'évaluation de différentes technologies actuelles. La société Glad Medical est aujourd'hui hébergée à Marseille, dans les locaux de la faculté de médecine Nord. Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée, en collaboration avec l'université d'Aix-Marseille, soutient Glad Medical dans sa stratégie de développement technologique, en vue de faire émerger des nouveaux dispositifs médicaux implantables (implantologie dentaire et sphère ORL). L'expertise de modélisation du corps humain, et tout

particulièrement le savoir-faire acquis dans la chirurgie de réparation du rachis, est ici transférée vers de nouvelles applications. De plus, les dispositifs d'expérimentation du laboratoire ont été également employés dans le cadre d'une coopération engagée avec Glad Medical SAS.

Les objectifs du projet de recherche sont :

1) Développer un cadre d'évaluation pour les systèmes d'implants dentaires.

2) Développer par la simulation numérique un outil d'évaluation de la performance d'un implant dentaire, en tenant compte des spécificités du patient (morphologie, qualité osseuse) et des différents designs d'implants envisagés.

3) Contribuer à l'optimisation du design, des performances et du choix du matériel le plus adapté à chaque patient, en comparaison avec les technologies de référence aujourd'hui disponibles.

Plan de la thèse

Le **Chapitre I** vise à fournir un état de l'art sur l'anatomie, la physiologie et les pathologies dans la zone buccale. Un focus a été apporté sur l'analyse des processus de remodelage de l'os et sur les différentes classifications de la mâchoire.

Le **Chapitre II** fournit une revue de la littérature sur la biomécanique de la mâchoire et les implants dentaires. La section de la biomécanique de la mâchoire inclut la description des mouvements principaux de la mâchoire, le cycle de mastication, les forces exercées avec les dents naturelles ainsi que les différences de forces générées avec des prothèses classiques mais aussi avec des prothèses implantoportées. Par la suite, nous abordons les propriétés mécaniques de l'os et leur adaptation aux stimulations mécaniques. Dans la section des implants dentaires, les différents types d'implants, les matériaux utilisés en implantologie, les traitements de surface, le concept d'ostéointégration et la proprioception d'un implant dentaire sont abordés.

Afin de développer un cadre d'évaluation pour les systèmes d'implants dentaires et répondre au premier objectif de ce travail de recherche, le **Chapitre III** est dédié à développer des méthodologies d'évaluation par l'Analyse d'Eléments Finis. Trois études sont présentées pour l'évaluation des implants dentaires et de leurs éléments prothétiques. Un premier article présenté à la fin de ce chapitre, et publié dans le journal *Prosthetic Dentistry*, s'appuie sur ces méthodologies. Cette étude comprend une méthodologie de pré-évaluation des implants dentaires de type endosseux, dans les conditions de test de la Norme ISO14801, par simulation numérique.

Pour répondre aux deuxième et troisième objectifs, le **Chapitre IV** inclut quatre études. La première étude évalue les propriétés mécaniques de l'os d'une mandibule humaine, par comparaison entre un essai expérimental et un modèle numérique. La deuxième étude évalue les performances des plaques de stabilisation pour les implants dentaires, dans différentes qualités d'os, par FEA. La troisième étude permet de comparer les configurations

cliniques par implants dentaires All-in one day et All-on-four classique, dans une mandibule par FEA. A la fin de ce quatrième chapitre, le second article publié dans le journal *Prosthetic Dentistry* est présenté. Il s'appuie sur une méthodologie d'évaluation de la tenue mécanique des systèmes de bridges implantoportés.

Finalement, le **Chapitre V** présente les conclusions générales du projet de la thèse et les perspectives envisageables pour de futurs travaux.

CHAPITRE I

Anatomie, physiologie et pathologie.

Dans ce premier chapitre, nous décrirons l'anatomie et la physiologie de la mâchoire. Ces connaissances ont été indispensables pour mener à bien notre projet de recherche. Dans un premier temps, les systèmes et les axes de repérage de la tête seront représentés; suivis par la description de l'ostéologie et le processus de régénération de l'os. Nous étudierons ensuite les classifications de l'os de la mâchoire en fonction de leur qualité et de leur quantité. Une partie sera consacrée à la description des articulations, des ligaments, de la neurologie et de la myologie lors du processus de l'occlusion dentaire. Par la suite, nous évoquerons l'anatomie des dents, leurs fonctions et les classifications existantes; ainsi que le système de proprioception d'une dent. Finalement, les causes des pertes des dents seront abordées.

i. L'orientation et le repérage des axes de la cavité orale

Pour repérer de façon précise la structure de la tête, un système de référence global est utilisé. Les plans utilisés pour repérer la tête sont le plan transversal, le plan sagittal et le plan coronal, voir figure 1.1.



Figure 1.1 Système de référence globale.

Les axes utilisés dans la cavité orale décrivent les faces de la dent, généralement dans le plan transversal.[8] L'axe distal permet de représenter la face d'une dent orientée vers l'arrière de l'arcade dentaire, l'axe mésial permet de décrire l'orientation de la face de la dent vers la ligne médiale de la symphyse mentonnière, l'axe lingual/palatin correspond à la face intérieure de la dent et l'axe vestibulaire ou buccal correspond à sa face extérieure (voir figure 1.2). [8]

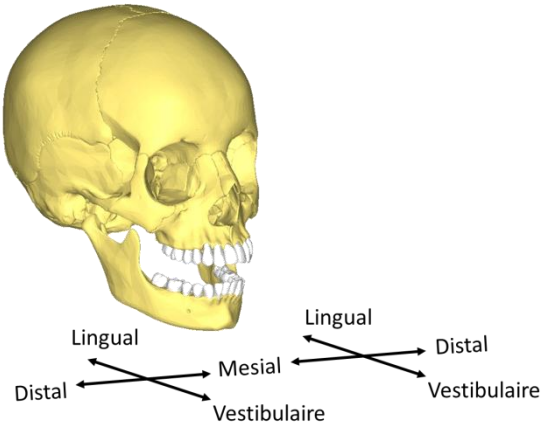


Figure 1.2 Axes dans la zone buccale.

ii. Ostéologie

Organisation des structures osseuses

L'os est une structure complexe dont la fonction est le support structural, la protection des organes et le stockage des cellules.[9] Son organisation peut se voir à différentes échelles : (1) Macroscopique : l'os spongieux ou trabéculaire, et l'os cortical; (2) Microscopique (de 10 à 500µm) : les canaux haversiens (os lamellaire), les ostéons et trabécules simples ; (3) Sub-microstructures (1-10 µm) : lamelles ; (4) Nanoscopique (inférieur à 1 µm) : structures moléculaires comme les minéraux, le collagène et protéines organiques (voir figure 1.3).[9]

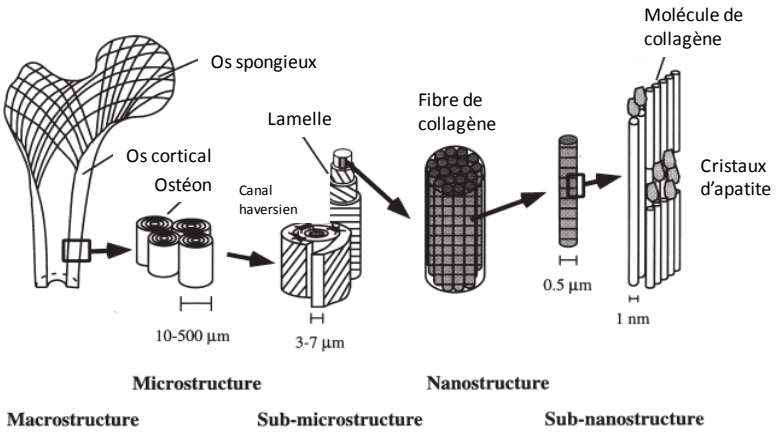


Figure 1.3 Organisation des structures osseuses. Adaptée de [9]

L'os cortical constitue la surface externe de l'os. Son unité structurelle est l'ostéon, également appelé système d'Havers qui est constitué d'un ensemble de cylindres imbriqués les uns dans les autres.[10] Ces cylindres sont composés de fibres de collagène et de cellules osseuses : les ostéocytes. Chaque cylindre possède une orientation uniforme de fibre de collagène ; mais d'un cylindre à un autre, l'orientation est différente. Cette caractéristique permet à l'os d'être résistant à différentes sollicitations mécaniques (voir figure 1.4).[10]

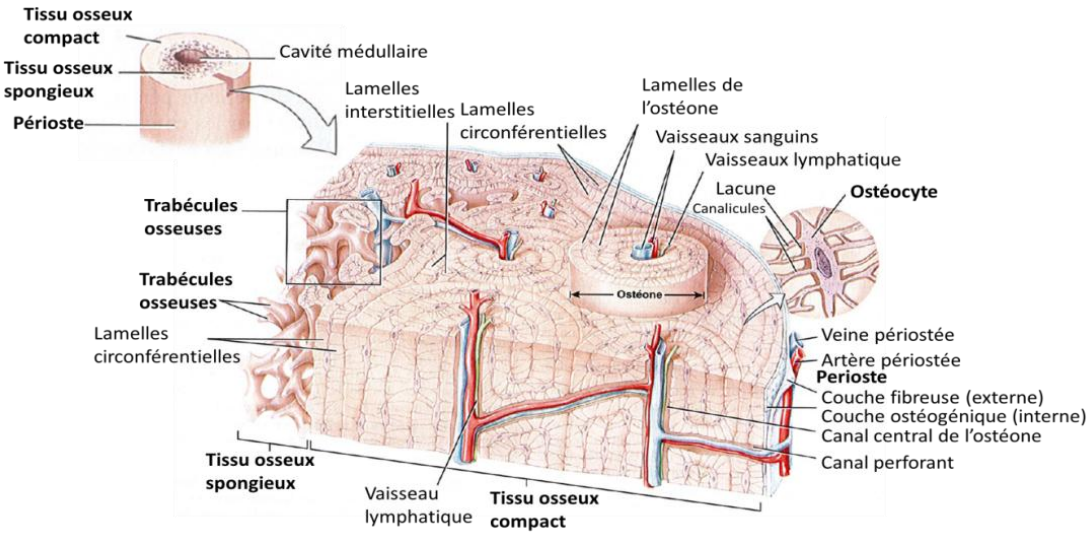


Figure 1.4 La structure de l'os cortical. Adaptée de [10]

L'os spongieux, nommé aussi os trabéculaire, est localisé dans la partie interne de la structure osseuse. L'os spongieux est composé de travées avec des structures asymétriques, dont les parois se dégradent avec l'âge. Les travées sont générées en fonction des lignes de force de traction et/ou de compression (voir figure 1.5).[10]

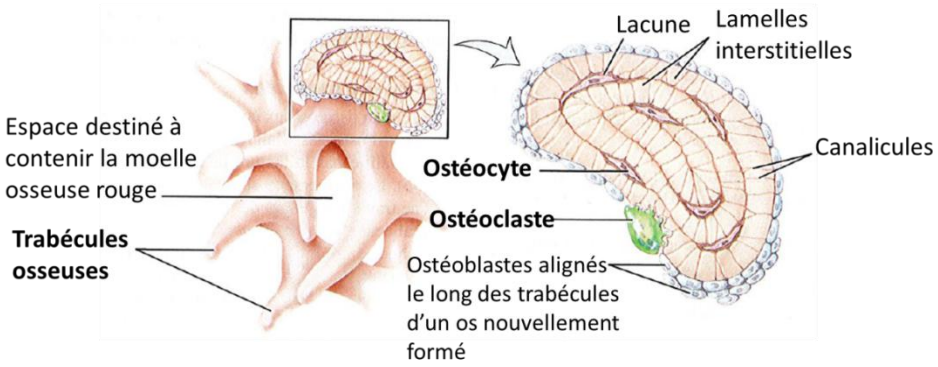


Figure 1.5 Structure de l'os spongieux. Adaptée de [10]

Le remodelage osseux

La structure osseuse est en permanence en train de se régénérer, par apposition et résorption d'os, ce remaniement est le remodelage osseux. Un sujet sain adulte renouvelle chaque année en moyenne 10% du volume de l'os.[11]

Le remodelage de l'os fait intervenir deux types de cellules, les ostéoblastes qui remettent de l'os aux endroits qui ont besoin de renfort et les ostéoclastes qui permettent la résorption de l'os, dans les zones ne nécessitant pas de résistance mécanique. Ce phénomène s'autorégule selon deux boucles : une première qui a la fonction de sélectionner le moment où il est nécessaire d'effectuer un remodelage, et une seconde qui choisit l'endroit de résorption afin de préserver les propriétés mécaniques de l'os. Cette boucle est dépendante des contraintes mécaniques subies par l'os.[11]

Le remodelage osseux se déroule en quatre phases. 1) Phase d'activation : apparition de précurseurs mononuclés des ostéoclastes au niveau des surfaces osseuses inactives ; 2) Phase de résorption : résorption de l'os ancien par les ostéoclastes ; 3) Phase d'inversion : remplacement des ostéoclastes par des précurseurs mononuclés d'ostéoblastes ; 4) Phase de reconstruction : colonisation de la lacune par les ostéoblastes et comblement, formant une nouvelle matrice osseuse.[11]

L'os a un processus d'adaptation, croissance et résorption, aux conditions de chargement auxquelles il est soumis (voir figure 1.6).[12] En odontologie, un patient avec une édentation totale ou partielle subit une résorption osseuse car l'absence de la dent entraîne une diminution des stimulations mécaniques et ne permet pas d'activer le cycle du remodelage osseux. [12]

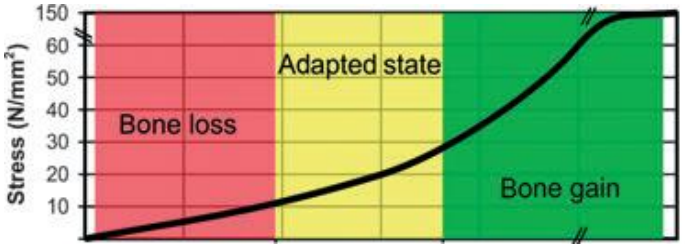


Figure 1.6 Zones d'adaptation de l'os.[12]

Squelette céphalique

Le Squelette céphalique comporte, d'une part le crâne qui protège l'encéphale et le système nerveux de la tête, et d'une autre part le squelette de la face. L'ensemble est formé de tissus osseux de formes complexes, solidement articulés ou soudés entre eux, à l'exception de la mandibule. Le squelette céphalique a un processus dynamique de résorption, de fortification et de rénovation.[13], [14]

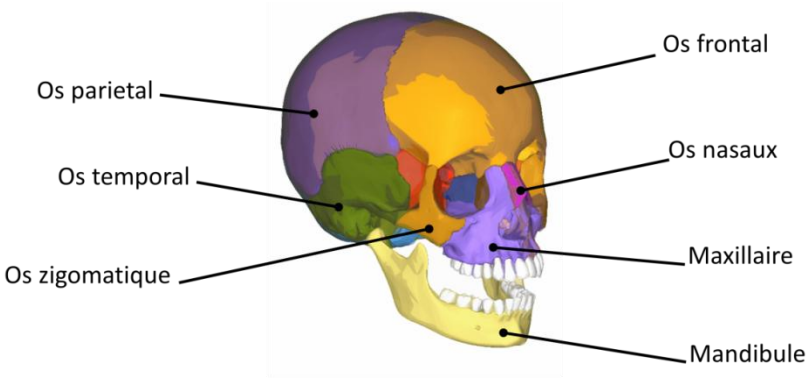


Figure 1.7 Modèle du squelette céphalique. Modèle obtenu de GRABCAD avec la permission du propriétaire du modèle Hegedűs György pour l'affichage des images.

Le squelette de la face a une partie supérieure fixe à la base intérieure du crâne : le massif facial supérieur, et une partie inférieure mobile : la mandibule. L'ensemble est creusé de cavités ouvertes vers l'avant : les cavités orbitaires, la cavité nasale et la cavité buccale. Le massif facial comporte: le maxillaire, l'os pariétal, l'os zygomatique, l'os temporal, l'os frontal, l'os nasal et la mandibule (cf. Figure 1.7). La partie postérieure et la partie intérieure comportent: l'os occipital, l'os sphénoïde, le vomer, le foramen ethmoïdaux et les crêtes lacrymales (cf. Figure 1.8).[13], [14]

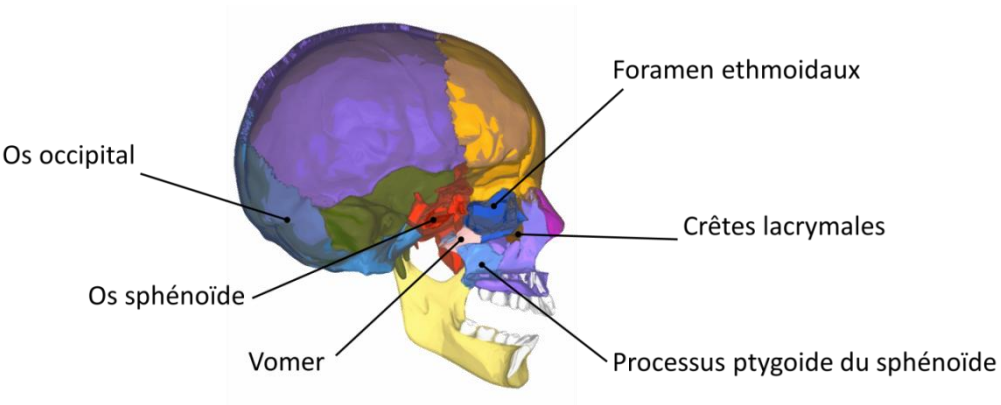


Figure 1.8 Tissus osseux à la partie postérieure et intérieure du squelette céphalique. Modèle obtenu de GRABCAD avec la permission du propriétaire du modèle Hegedűs György pour l'affichage des images.

L'os maxillaire

Le maxillaire est considéré comme un os pair. Il fait partie du massif facial supérieur. Il se situe sous la cavité orbitaire et compose une partie importante du plancher. Au-dessus de

la cavité orale, il forme la partie antérieure de la voûte. Dans les côtés latéraux, par rapport à la cavité nasale, il constitue une partie de la paroi latérale.[13], [14]

Des côtés latéraux, le processus zygomatique de chaque os maxillaire est articulé avec l'os zygomatique. Le processus frontal de chaque os maxillaire s'articule avec l'os frontal. Dans la face antérieure du corps des maxillaires, et sous le rebord inférieur de l'orbite est localisé le foramen infra orbitaire.[13], [14]

Chaque partie inférieure de l'os maxillaire se termine par le processus alvéolaire, qui contient les dents. Les processus alvéolaires des maxillaires gauche et droit forment une arcade osseuse qui entoure les racines des dents. Ces racines sont ancrées dans des alvéoles osseuses dentaires. La structure de chaque alvéole est composée d'une fine structure osseuse correspondant à celle de la racine de la dent qu'elle abrite. Les zones alvéolaires sont des parois osseuses surélevées qui recouvrent les racines des dents. Les deux os maxillaires sont liés solidement sur la ligne médiane entre la cavité nasale et la cavité orale.[13], [14]

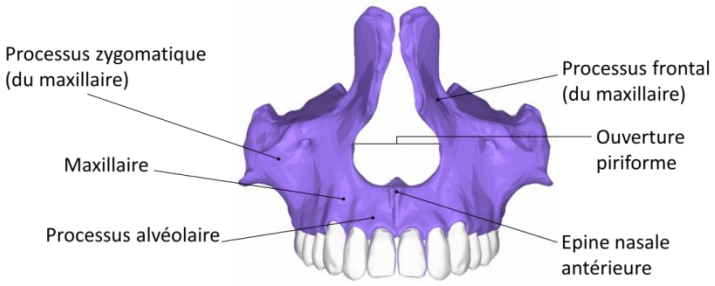


Figure 1.9 Os maxillaire. Modèle obtenu de GRABCAD avec la permission du propriétaire du modèle Hegedűs György pour l'affichage des images.

L'os mandibulaire

L'os mandibulaire est considéré comme un os impair, cet os est localisé dans la partie inférieure du massif facial, avec des libertés de déplacement. La mandibule a une forme concave : dans la partie postérieure, les branches se relèvent pour venir s'articuler avec les condyles et les fosses mandibulaires des os temporaux. Elle porte les dents inférieures (figure 1.10).[13], [14]

Les os alvéolaires sont creusés de cavités pour abriter les racines des dents. Elles en comprennent trois pour les molaires, deux pour les prémolaires ainsi que pour les incisives et une pour la canine. Les parois des alvéoles sont minces. L'os alvéolaire est résorbé quand les dents tombent ou sont retirées.[13]

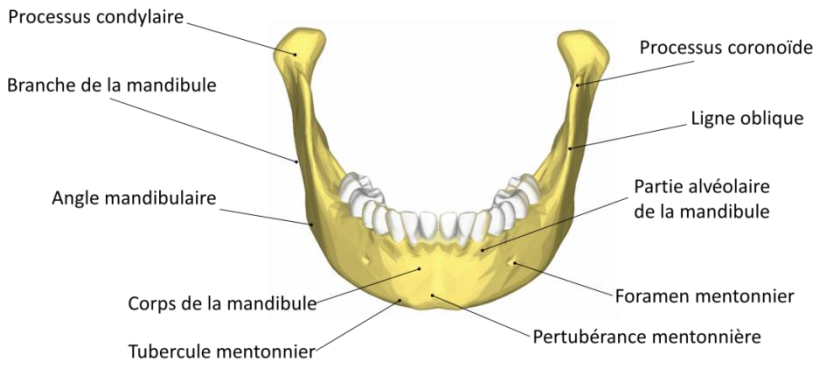


Figure 1.10 Os mandibulaire. Modèle obtenu de GRABCAD avec la permission du propriétaire du modèle Hegedűs György pour l'affichage des images.

Processus alvéolaires

Les processus alvéolaires sont localisés dans les os maxillaires et dans la mandibule : ils sont formés par plusieurs couches osseuses. Les os de soutien sont constitués de deux couches corticales très denses: une couche dans la partie linguale et une deuxième dans la partie vestibulaire. Localisé entre les deux couches corticales, l'os spongieux est formé par de multiples cloisons osseuses irrégulières (voir figure 1.11).[8]

Les parois de chaque processus alvéolaires sont composées d'une couche de lamina dura, très fine et compacte. Le seul espace entre la couche extérieure de la racine de la dent (recouverte de cément) et l'os alvéolaire est occupé par le desmodonte ou ligament parodontal, qui permet de joindre la circonférence de la dent à la lamina dura, la maintenant fermement dans son alvéole. Le ligament parodontal est très mince (entre 0,12 et 0,33 mm) et comprend des milliers des fibres.[15], [16] Nous trouvons comme synonymes de la lamina dura : l'alvéole osseuse, l'os alvéolaire propre et la couche du processus alvéolaire.[8]

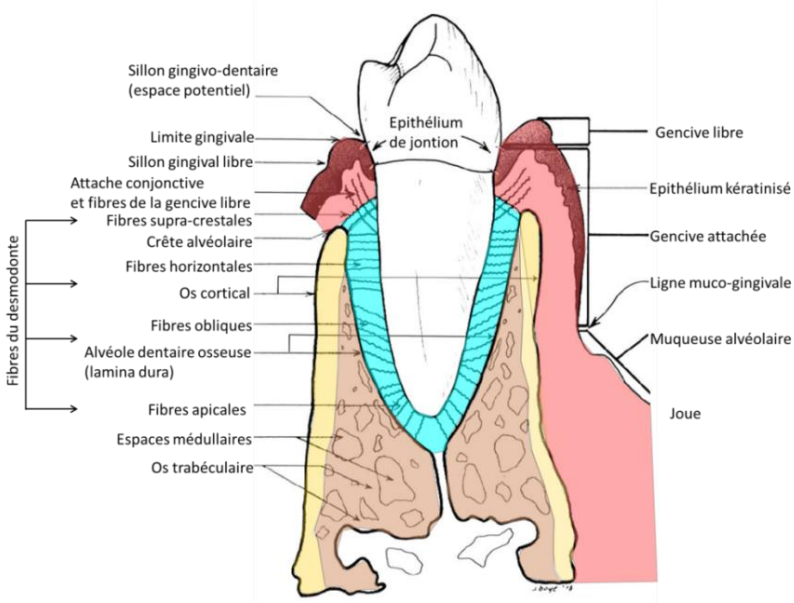


Figure 1.11 Coupe transversale d'une dent dans la zone alvéolaire. Adaptée de [8]

iii. Classification des os de la mâchoire

L'os est un tissu qui change en fonction des différents facteurs tels que les hormones, l'âge ou les influences mécaniques. Ce dernier paramètre influe de façon directe sur sa croissance, sa fortification et sa forme. A la fin du XIX siècle, Wolff publie ses travaux et décrit que tout changement de la forme et de la fonction de l'os est suivi d'un changement interne, qui peut être décrit par des lois mathématiques.[17] Ainsi, la formation des ostéons est influencée par des stimulations mécaniques qui définiront la structure macroscopique de l'os.

En conséquence, la forme structurale de la mâchoire suit le même processus d'adaptation. Différents systèmes de classification ont été définis en fonction de la densité, de la taille et de l'épaisseur de l'os.

Classification de Linkow

Dans les années 1970, Linkow a fait une classification basée sur la densité de l'os. Il a défini trois catégories : 1) Classe I : os idéal avec une consistance uniforme; 2) Classe II : os avec des espaces légèrement plus grands et moins d'uniformité des structures osseuses ; 3) Classe III : les espaces intra-osseux sont plus grands. Pour Linkow les Classes I et II sont considérées comme des types d'os recommandés pour les implants dentaires.[18]

Classification Lekholm et Zarb

Lekholm et Zarb ont classifié la qualité de l'os en quatre types : du type 1 au type 4 (voir figure 1.12). Cette classification est basée sur la quantité d'os cortical et d'os spongieux ainsi que sur leur densité. Le type 1 est composé majoritairement d'os cortical compact, le type 2 d'une couche d'os cortical et d'os spongieux dense, le type 3 d'une plus fine couche d'os cortical et d'os spongieux peu dense et enfin le type 4, d'une infime couche d'os cortical et d'os spongieux peu dense.[18]

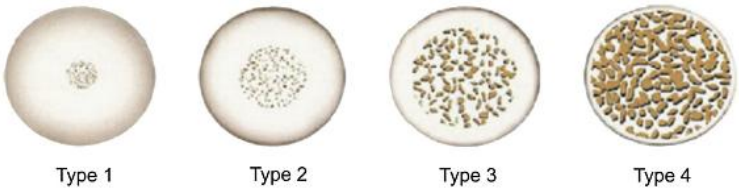


Figure 1.12 Classification de Lekholm et Zarb. [18]

Ils décrivent aussi cinq classes en fonction de la résorption de la mâchoire selon le degré de perte osseuse, A étant la meilleure et E celle ayant subi la plus forte résorption osseuse (voir figure 1.13).[18]

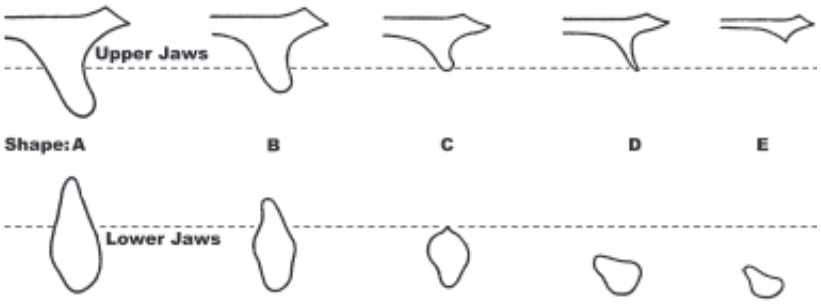


Figure 1.13 Classification de Lekholm et Zarb de la résorption osseuse. [18]

Classification de Misch et Judy

Cette classification définit les dimensions de l'os mandibulaire et maxillaire classés en quatre types allant de A à D (figure 1.14). En implantologie, le type A est considérée comme une qualité d'os abondante ; le type B à peine suffisant ; le type C est considéré comme faible; et le type D déficiente. De plus, le type W est considéré comme une hauteur insuffisante et h comme une largeur insuffisante. Lorsque le cas de la division C se présente, le patient peut avoir recours à trois solutions. La première est d'opter pour une prothèse amovible, la seconde est d'effectuer une greffe osseuse et la troisième est de poser un système de disk-implant qui permet une meilleur stabilité. Le cas de la division D se retrouve surtout au niveau de l'os maxillaire et nécessite une greffe osseuse, si une pose d'implant est souhaitée. Au niveau de l'os mandibulaire, la pose de l'implant est impossible.[18]

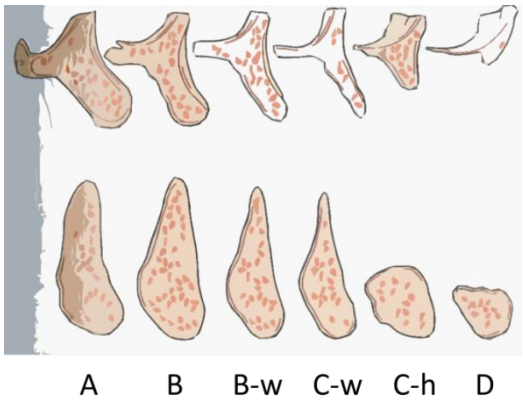


Figure 1.14 Classification de Misch et Judy résorption osseuse. Adaptée de [18]

Classification de Misch et Kircos

La densité de l'os est répertoriée en cinq groupes, de D1 à D5, basées sur l'unité d'Hounsfield (HU). Cette unité utilise des CT scans en calculant le coefficient linéaire d'atténuation μ de chaque tissu et en prenant en compte ce même coefficient pour l'eau. Sachant que μ(eau)= 0 HU et μ(air) =1000 HU.[19] Ainsi pour un matériau X,

$$HU = \frac{\mu x - \mu eau}{\mu eau - \mu air} * 1000$$

D1 correspond à des valeurs supérieures à 1250 HU, D2 à des valeurs entre 850 et 1250 HU, D3 entre 350 et 850 HU, D4 entre 150 et 350 HU et D5 à moins de 150 HU. La répartition de la qualité de l'os est fréquemment celle représentée en figure 1.15.[19]

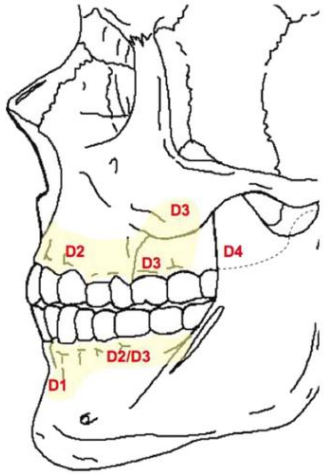


Figure 1.15 Répartition osseuse selon Misch et Kircos. [19]

iv. Articulations, ligaments et myologie dans l'Articulation Temporomandibulaire (ATM)

Les muscles, les articulations et les ligaments du groupe oral sont les moteurs des déplacements des lèvres, des joues, de la région du menton et de la mandibule.[13]

Articulations

Les deux articulations temporomandibulaires (ATM), liées par les condyles, permettent l'ouverture et la fermeture de la mâchoire. Ces types de mouvements : rotation, translation et diduction, sont décrits dans le Chapitre II. Chaque articulation met en présence la tête de la mandibule avec la fosse articulaire de l'os temporal (voir figure 1.16).[13]

L'articulation est divisée en deux parties par un disque :

- La partie inférieure de l'articulation qui permet par effet de charnière les déplacements d'abaissement et d'élévation de la mandibule,
- La partie supérieure de l'articulation qui permet les déplacements antérieurs (protrusion) de la tête de la mandibule et postérieurs (rétraction) dans la fosse mandibulaire.[13]

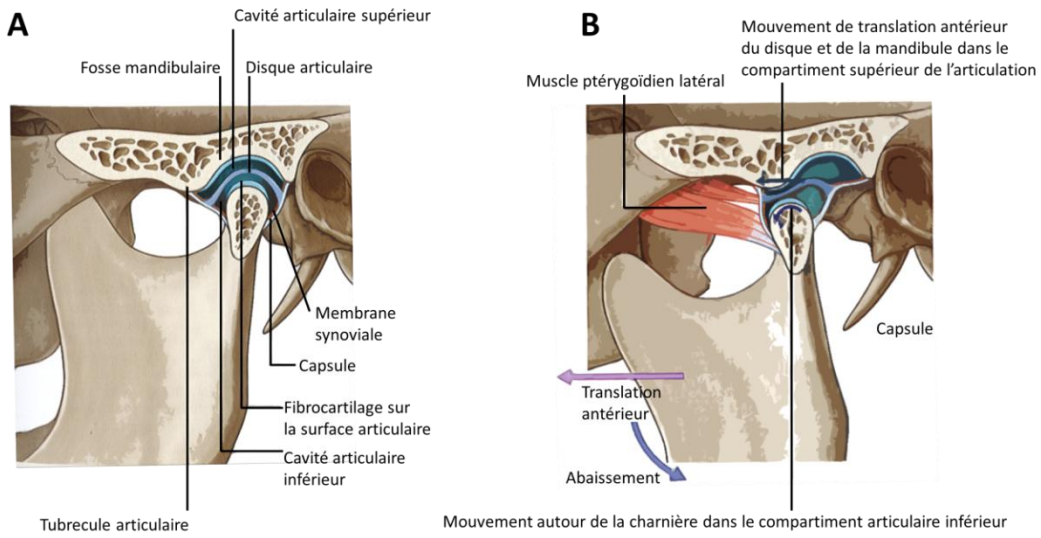


Figure 1.16 Articulation de la zone temporo mandibulaire. Adaptée de [13]

Ligaments

Trois ligaments contribuent à stabiliser l'articulation temporomandibulaire : le ligament latéral, sphénomandibulaire et stylomandibulaire (cf. Figure 1.17).[13]

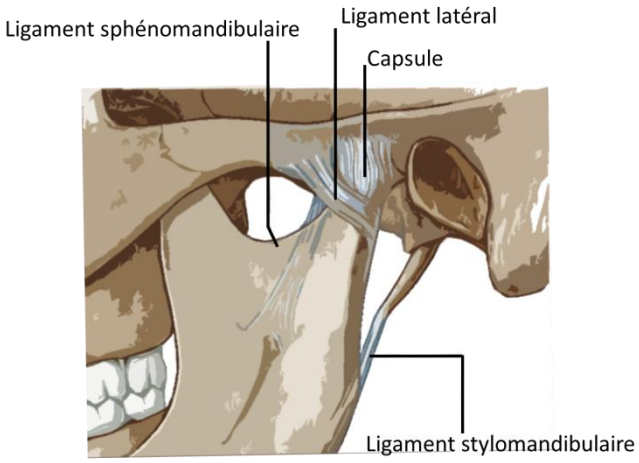


Figure 1.17 Ligaments de la zone temporo mandibulaire. Adaptée de [13]

Myologie

Quatre muscles sont responsables des mouvements de manducation et des mouvements moteurs de la mandibule,[13] ils sont décrits ci-dessous :

Le muscle masséter qui est un muscle puissant de la manducation et relève la mandibule. Il recouvre la partie de la face latérale de la branche de la mandibule. Il part de l'arcade zygomatique et du processus maxillaire de l'os zygomatique vers la face latérale de la branche de la mandibule (cf. figure 1.18).[13]

Le muscle temporal est un grand muscle en forme d'éventail. Il nait de la surface osseuse de la fosse temporale et va dans la direction du processus coronoïde de la mandibule et du bord antérieur de la branche de la mandibule. Sa fonction principale est l'élévation et la translation postérieure de la mandibule.[13]

Le ptérygoïdien médial a pour fonction principale l'élévation et la diduction de la mandibule. Il va dans la direction de la face médiale de la lame latérale du processus ptérygoïde et du processus pyramidal de l'os palatin vers la face médiale de la mandibule près de l'angle.[13]

Le ptérygoïdien latéral nait sur le toit de la fosse infra temporale et de la face latérale de la lame latérale du processus ptérygoïde vers la capsule de l'articulation temporomandibulaire dans la région de l'insertion du disque articulaire de la mandibule. Il sert à la translation antérieure de diduction de la mandibule.[13]

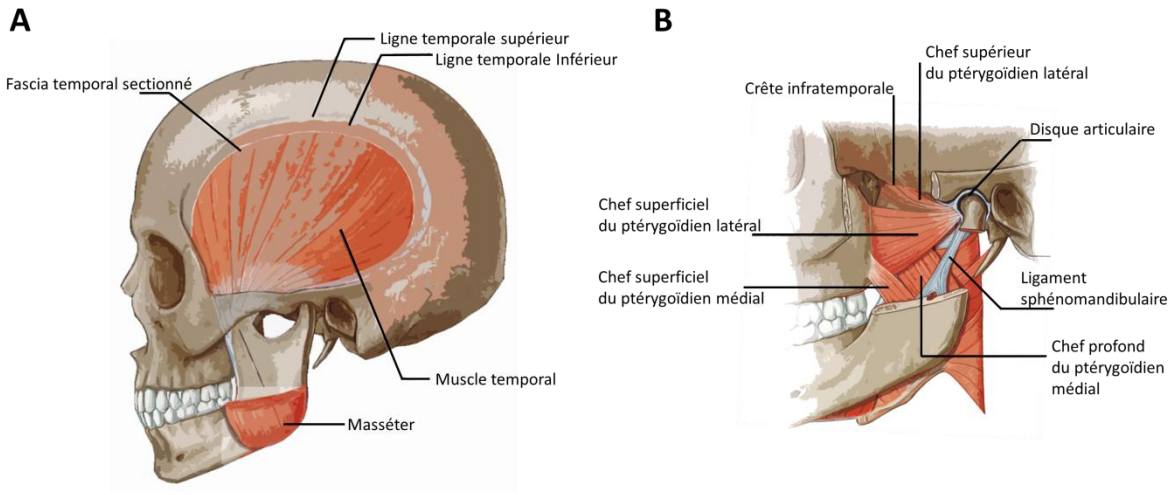


Figure 1.18 Myologie de la zone temporo mandibulaire. Adaptée de [13]

v. Artères et veines dans la zone buccale

La fonctionnalité principale d'une artère est de faire venir le sang du cœur et de transporter de l'oxygène "frais". Quant à elles, les veines ramènent le sang vers le cœur. Les veines et les artères comportées dans les maxillaires et la mandibule sont décrites ci-dessous.

Artères des maxillaires

L'artère maxillaire est une branche importante de l'artère carotide externe. Les branches de l'artère maxillaire comprennent les artères alvéolaires supérieures et postérieures, infraorbitaire, grande palatin, pharyngienne, sphénopalatine ainsi que l'artère du canal ptérygoïdien. Ces branches vascularisent l'essentiel de la cavité nasale : le toit de la cavité orale et toutes les dents supérieures. Elles contribuent à la vascularisation des sinus, de l'oropharynx et du plancher de l'orbite (figure 1.19).[13]

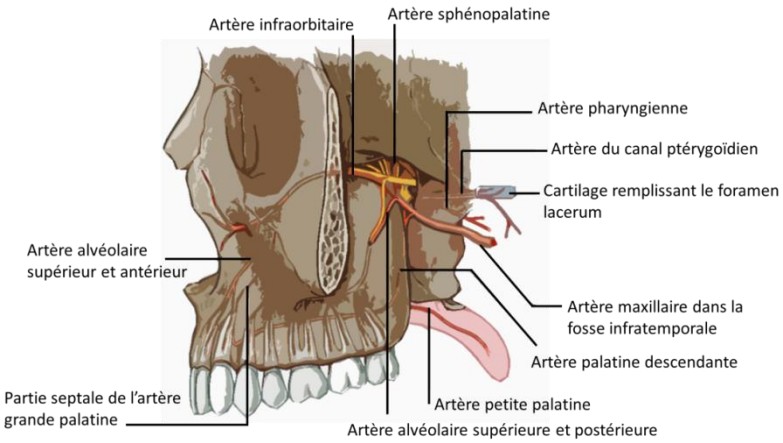


Figure 1.19 Artères des maxillaires. Adaptée de [13]

Artères de la mandibule

L'artère alvéolaire inférieure descend de l'artère maxillaire pour entrer dans le foramen et le canal mandibulaire et avec le nerf alvéolaire inférieur (cf. Figure 1.20). Elle se distribue avec le nerf alvéolaire inférieur dans toutes les dents inférieures, et contribue à la vascularisation de la gencive buccale, du menton et de la lèvre inférieure.[13]

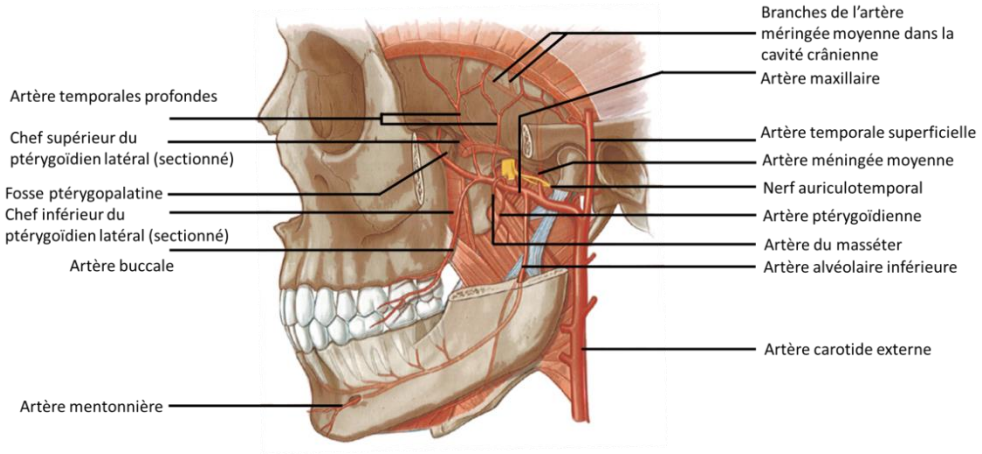


Figure 1.20 Artères. Adaptée de [13]

Veines

La veine faciale est la principale veine de drainage de la face. La veine faciale descend à travers la face avec l'artère faciale, jusqu'à ce qu'elle atteigne le bord inférieur de la mandibule. A ce niveau, l'artère et la veine se séparent, la veine faciale passe en superficie par rapport à la glande submandibulaire pour s'ouvrir dans la veine jugulaire interne. Au cours de son trajet, la veine faciale reçoit des veines qui drainent les paupières, la face latérale du nez, les lèvres, la joue et le menton et qui accompagnent les différentes branches de l'artère faciale (voir figure 1.21).[13]

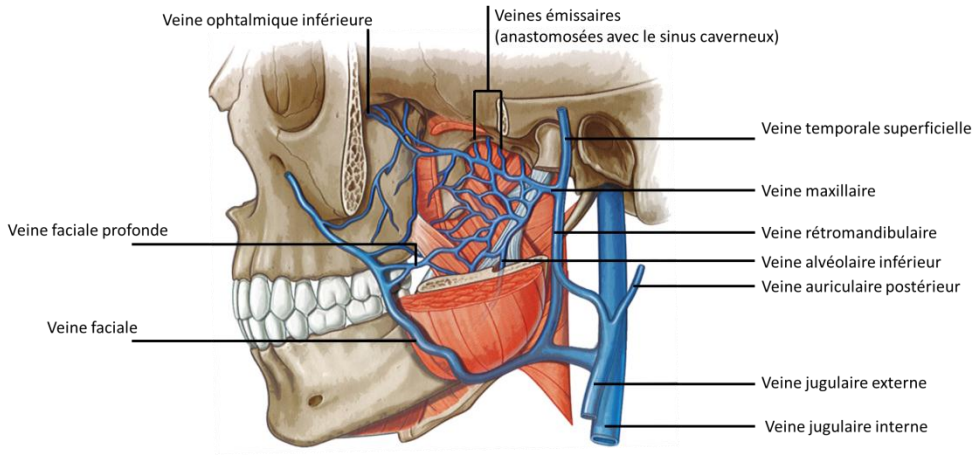


Figure 1.21 Veines dans les zones du maxillaire et de la mandibule. Adaptée de [13]

vi. Neurologie

Le système nerveux périphérique comprend les récepteurs, les nerfs crâniens, rachidiens et leurs ganglions. Ce système est soit sensitif (voies afférentes), soit moteur (voies efférentes). L'information sensitive est perçue par un récepteur qui transforme des signaux physiques (lumière, son, température, pression, tension mécanique…) en un signal nerveux transmis sous la forme de trains de potentiel d'action. L'information motrice est transmise par les fibres nerveuses descendantes qui sont divisées en deux grands groupes, suivant qu'elles appartiennent aux voies de la motricité volontaire ou de la motricité automatique (ou reflexe), et arrive au muscle par l'intermédiaire de la plaque motrice.[13]

La somesthésie constitue le système sensoriel de l'organisme (sensibilité à la chaleur, au froid, à la pression et à la douleur).[20]

Nerfs dans la zone buccale

Le nerf trijumeau est le principal responsable des mécanismes de l'occlusion dentaire. La perception est réalisée par des récepteurs desmodontaux, des récepteurs de l'articulation temporomandibulaire et par des récepteurs musculaires et tendineux. Le rôle des messages des récepteurs permettent de niveler les forces de contraction des muscles de manducation; soit en augmentant les forces, soit en les inhibant. Lors d'un choc, des mécanismes de réflex sont activés pour l'ouverture immédiate de la mâchoire.[13]

La dépulpation d'une dent n'influe pas sur la sensibilité des récepteurs desmodontaux, à l'inverse de l'anesthésie.[13]

Le noyau moteur du trijumeau qui est nommé aussi noyau masticateur, dirige directement les muscles élévateurs et les muscles abaisseurs. Il existe aussi un noyau nommé mésencéphalique, qui est le récepteur de la sensibilité neuromusculaire, et un noyau nommé supratrigéminal, dont la fonction est dédiée à l'inhibition des muscles élévateurs, quand les muscles abaisseurs sont activés.[20]

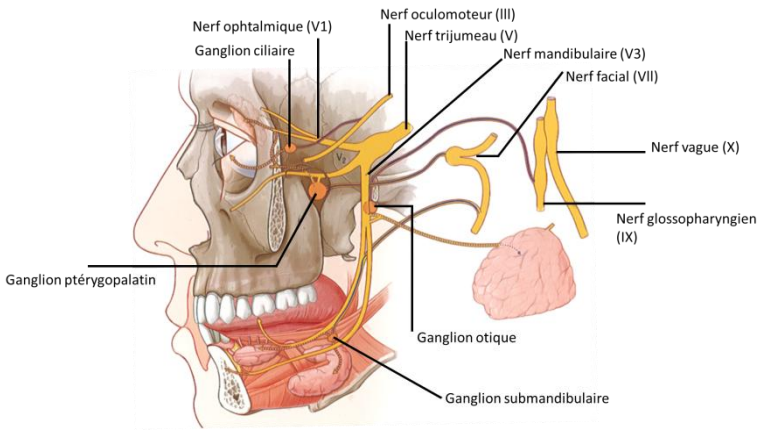


Figure 1.22 Nerfs de la zone buccale. Adapté de [13]

Le nerf maxillaire reçoit des rameaux sensitifs de la cavité crânienne, du nasopharynx, du palais, de la cavité nasale, des dents des maxillaires, du sinus maxillaire, du nez, de la paupière inférieur, de la joue et de la lèvre supérieur, (voir figure 1.23).[13]

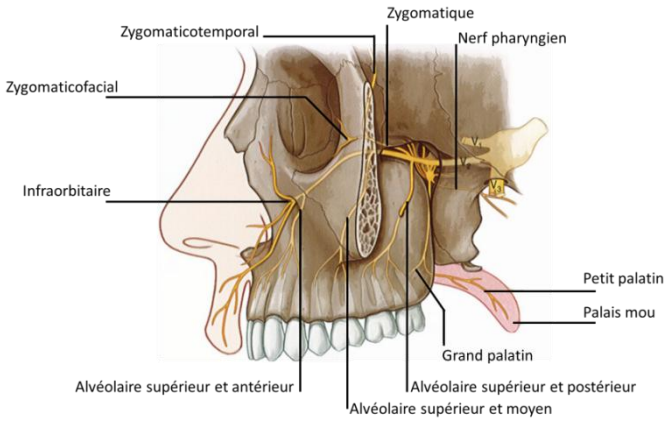


Figure 1.23 Nerfs du maxillaire. Adapté de [13]

Le nerf mandibulaire contient des fibres motrices desquelles innervent les quatre muscles de la mastication (masséter, temporal, ptérygoïdiens médial et latéral). Ce nerf comprend des fibres sensitives de la peau, de la joue, de la lèvre inférieure, de l'oreille, de la langue et des dents de la mandibule, (voir figure 1.24).[13]

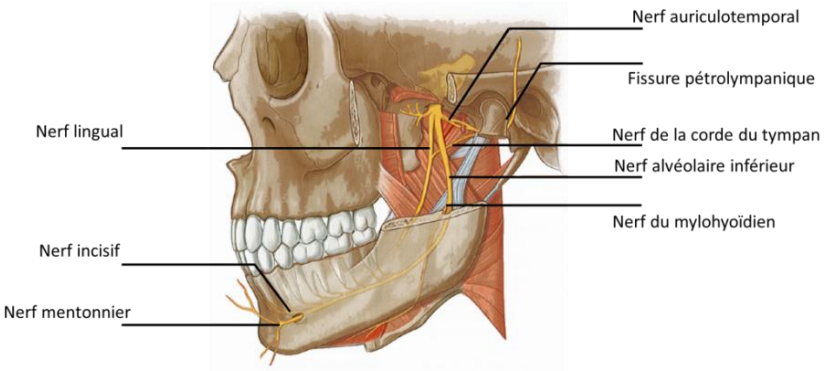


Figure 1.24 Nerfs de la mandibule. Adapté de [13]

Le sous-chapitre décrit auparavant, nommé *Articulations, ligaments et myologie dans l'Articulation Temporomandibulaire (ATM)* est principalement extrait des travaux de Richard L. Drake et al, et Marc BERT et al.[13], [20]

vii. Les dents

Les dents sont formées de quatre tissus: l'émail, la dentine, le cément et la pulpe (Figure 1.25). L'émail est la couche d'un couleur blanche qui protège la couronne. Ce type de tissu calcifié est le produit d'un groupe de cellules nommées les améloblastes. Il constitue la substance la plus dure du corps humain : sa partie minérale comprend 95% d'hydroxyapatite de calcium (matière inorganique), le reste comprend 4% d'eau et 1% de matrice amélaire (matière organique).[8]

Le cément est la couche jaunâtre couvrant la partie externe de la racine de la dent. La couche du cément est très fine (50-100µm) : il est composé de 65% d'hydroxyapatite de calcium (matière inorganique), de 23% de matières organiques (fibres de collagène) et de 12% d'eau. Ce type de tissu est produit par les cémentoblastes.[8]

La dentine est un tissu de couleur jaunâtre, situé en dessous de l'émail et du cément. Elle s'étend selon un plan interne depuis la cavité pulpaire vers l'extérieur, jusqu'à la face interne de la couche d'émail (sur la couronne) ou du cément sur la racine. Elle est composée de 70% d'hydroxyapatite de calcium (matière inorganique), de 18% de matières organiques (fibres de collagène) et de 12% d'eau. La dentine est plus solide que le cément mais moins résistante que l'émail, elle est produite par les odontoblastes.[8]

La pulpe est le tissu mou à l'intérieur de la dent, elle est située dans la cavité pulpaire. La cavité pulpaire comprend une partie coronaire (la chambre pulpaire) et une partie radiculaire (le ou les canaux radiculaires). Elle est entourée de la dentine sauf à l'endroit où se trouvent les orifices situés à l'apex de la racine, qui sont appelés foramens apicaux.[8]

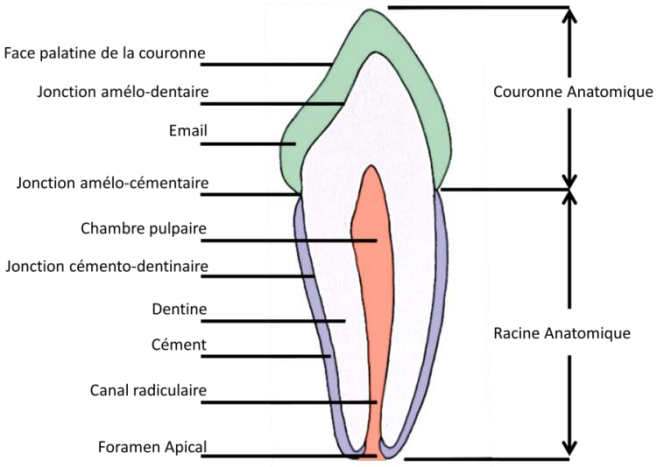


Figure 1.25 Anatomie de la dent. Adapté de [8]

Nomenclatures

Les nomenclatures ont pour objectif de préciser et identifier les dents dans la cavité orale. Les plus utilisées sont la nomenclature physiologique, la nomenclature zoologique, la nomenclature catégorielle et la nomenclature symbolique internationale. Cette dernière est utilisée au niveau international et elle repose sur la présentation schématique des arcades en quatre quadrants affectés chacun d'un numéro d'ordre dans la série, dans le sens des aiguilles d'une montre (1-2-3-4 pour la denture définitive, et 5-6-7-8 pour la denture lactéale). Deux quadrants supérieurs : 1 ou 5 et 2 ou 6 ; et deux quadrants inférieurs : 4 ou 8 et 3 ou 7. A ce premier chiffre qui décrit l'emplacement de l'arcade on ajoute un deuxième chiffre, de 1 à 8 pour identifier la dent dans la denture définitive et de 1 à 5 pour la denture lactéale.[8]

Chaque dent se trouve ainsi parfaitement définie par un numéro à 2 chiffres :

Denture lactéale : Supérieur droit 55-54-53-52-51, Supérieur gauche 61-62-63-64-65, Inférieur droit 85-84-83-82-81 et Inférieur gauche 71-72-73-74-75.[8]

Denture définitive : Supérieur droit 18-17-16-15-14-13-12-11, Supérieur gauche 21-22-23-24-25-26-27-28, Inférieur gauche 31-32-33-34-35-36-37-38 et Inférieur droit 48-47-46-45-44-43-42-41 (voir figure 1.26).[8]

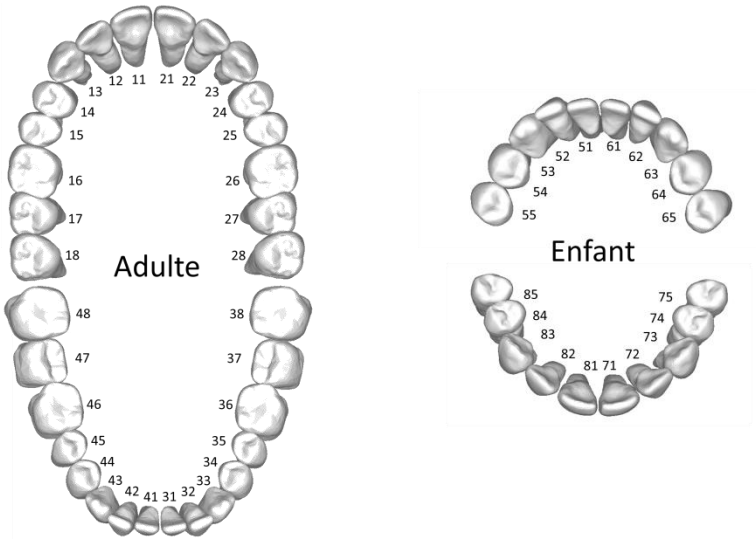


Figure 1.26 La nomenclature internationale désigne chaque dent par deux chiffres dans le sens des aiguilles de l'horloge, en partant du maxillaire droit. Le chiffre des unités indique l'emplacement de la dent.

Les fonctions des dents

Les dents ont une morphologie différente, elles sont identifiées par leur positionnement et leur fonctionnement. Chez l'adulte, il existe généralement 32 dents : 16 dents sont portées par la mandibule et 16 par le maxillaire. Chaque hémi-arcade dentaire porte deux incisives, une canine, deux prémolaires et trois molaires (voir figure 1.27).[8]

Les incisives sont les dents frontales, elles ont une couronne coupante avec une racine et servent à couper les aliments. Les canines ont une couronne coupante qui sert à déchirer les

aliments, elles sont formées par une longue racine. Les prémolaires possèdent une ou deux racines et ont une couronne avec deux cuspides pointues qui permettent d'écraser les aliments. Enfin, les molaires qui sont derrière les prémolaires ont deux ou trois racines qui permettent d'appliquer des forces suffisantes pour écraser les aliments ayant une consistance dure.[8]

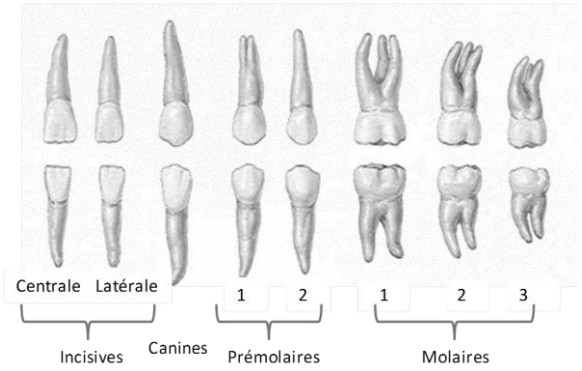


Figure 1.27 Morphologie des dents.

Proprioception d'une dent

La dent est entourée d'un ligament parodontal qui contient des mécanorécepteurs. Le nombre de ces récepteurs est très important pour les incisives et pour les canines. Le nombre de mécanorécepteurs est moins important pour les prémolaires et les molaires.[20]

Le seuil d'apparition d'une réponse à une stimulation mécanique est d'un gramme et cette sensibilité est dite « épicritique », c'est-à-dire fine et discriminative. La sensibilité est aussi directionnelle : le patient est capable d'indiquer si la force appliquée l'est en pression ou en traction.[20] En présence de chargements dans la dent, les récepteurs du ligament parodontal transmettent l'information au noyau sensitif du trijumeau (V). Ce noyau commande le noyau moteur pour activer ou désactiver les muscles élévateurs de la mandibule, afin d'écraser le bol alimentaire. Par exemple, dans certains cas de surcharge, l'activation du noyau inhibiteur désactive les muscles comme réflexe de protection (cf. Figure 1.28).[20]

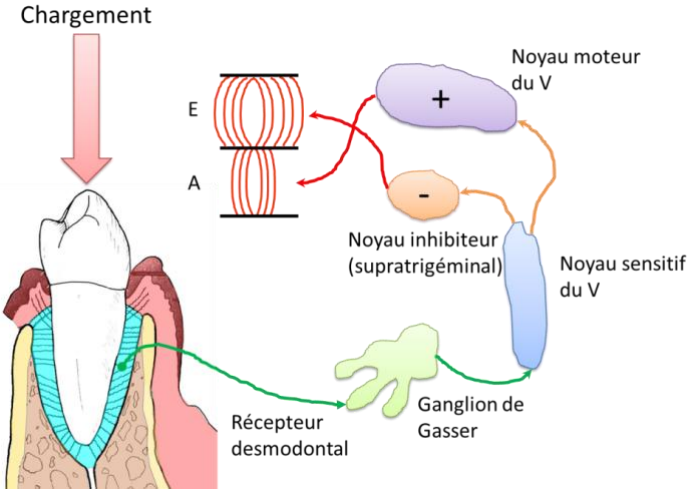


Figure 1.28 Proprioception d'une dent. Adapté de [20]

viii. Pathologies et vieillissement (perte des dents)

Epidémiologie

D'après l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), la santé bucco-dentaire est définie comme « *l'absence de douleur buccale ou faciale, de cancer buccal ou pharyngé, d'infection ou de lésion buccale, de parodontopathie (affection touchant les gencives), de déchaussement et perte de dents, ainsi que par l'absence d'autres maladies et troubles qui limitent la capacité de mordre, mâcher, sourire et parler d'une personne (et donc son bien-être psychosocial)* ».[1]

Les statistiques de l'OMS réalisées en 2012 montrent que : 60 à 90% des enfants scolarisés dans le monde et près de 100% des adultes ont des caries. Des pathologies touchant les gencives, et pouvant entraîner la perte de dents, ont été observées chez 15 à 20% des adultes d'âge moyen (35-44 ans). Près de 30% des personnes de 65 à 74 ans n'ont plus de dents naturelles. Les maladies bucco-dentaires sont plus répandues dans les groupes de population défavorisés. Parmi les facteurs influents sur les maladies bucco-dentaires figurent le tabagisme, la consommation d'alcool, une mauvaise alimentation et une mauvaise hygiène.[1]

La population mondiale est composée de plus 7 milliards des personnes. En France, d'après l'Institut National d'Etudes Démographiques, la population en zone métropolitaine est de 64 801 096 personnes en 2017 (voir la distribution en fonction de l'âge : figure 1.29).[21] En nous basant sur les observations de l'OMS, nous pouvons conclure que plus de 7 000 000 de français ont perdu au moins une dent au cours de leur vie.[1]

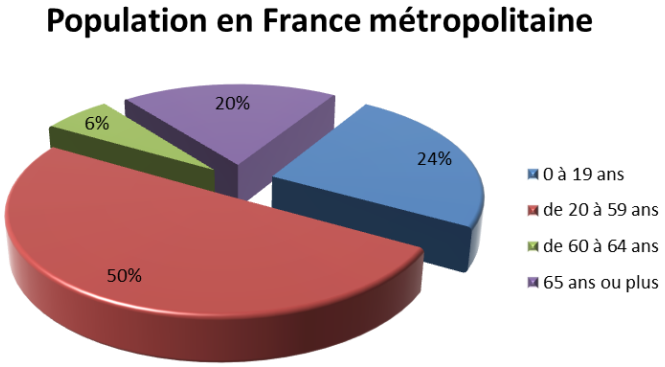


Figure 1.29 Pourcentage d'âges en France métropolitaine.

Vieillissement

Le vieillissement de la face doit être envisagé comme la résultante d'un processus global qui affecte l'ensemble des tissus qui composent la face. Il faut donc considérer successivement :

• le vieillissement cutané, qui est le plus apparent et qui est étroitement lié à l'exposition

solaire,

• le vieillissement des plans sous-cutanés de la face,

• le vieillissement des muscles masticateurs, lié au vieillissement neurosensoriel,

• le vieillissement osseux facial, qui entraîne des problèmes d'édentation et de résorption osseuse.[22]

L'édentation et la résorption osseuse

L'os alvéolaire se dégrade en l'absence de dent, la relation de la dent et de l'os est un processus continu qui dure toute la vie. L'os a besoin de la stimulation mécanique pour maintenir sa forme et sa densité.[17] La dent transmet les forces aux tissus osseux en tension, compression et cisaillement. Quand la dent tombe ou est retirée, le manque de stimulation cause une diminution de l'os trabéculaire et de l'os cortical. Les différents travaux de recherche montrent une diminution de 3 à 4mm de ces deux os, après la première année d'extraction de la dent (voir figure 1.30).[18], [22]

Les conséquences de l'édentation sont nombreuses. Ci-dessous sont nommées les plus représentatives parmi les patients ayant subi une édentation totale :

- diminution de la largeur et de la hauteur de l'os,
- dégradation des forces appliquées par les muscles,
- diminution progressive de la kératinisation de la muqueuse,
- déformation esthétique,
- amincissement de la muqueuse,
- paresthésie,
- activation plus importante de la langue dans le processus de mastication,
- augmentation du risque de fracture de l'os mandibulaire.[18]

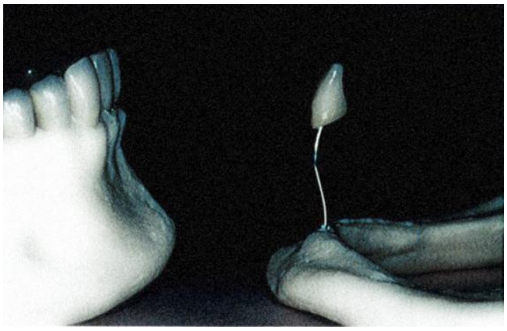


Figure 1.30 Résorption osseuse. Adapté de [18]

Synthèse

Dans ce premier chapitre, l'anatomie et la physiologie de la mâchoire ont été abordées. Dans un premier temps, nous avons décrit le système de repérage pour la tête dans les trois plans (axial, coronal et sagittal), puis les axes utilisés dans la cavité orale pour identifier les faces de la dent (distal, mesial, buccal et lingual).

Ensuite, nous nous sommes attachés à décrire le processus de remodelage osseux qui est basé sur deux types de cellules : les ostéoblastes qui remettent de l'os aux endroits en manque de renfort et les ostéoclastes qui permettent la résorption de l'os dans les zones ne nécessitant pas de résistance mécanique.

Nous avons abordé les différentes classifications de l'os de la zone mandibulaire. Elles sont basées sur la qualité et quantité de l'os, ainsi que sur le niveau de résorption osseuse. Les classifications identifiées dans la littérature correspondent à celles définies par : Linkow, Lekholm et Zarb,Misch et Judy, et par Misch et Kircos.

Par la suite, une description détaillée des différents muscles, des articulations et des ligaments impliqués dans les déplacements des lèvres, des joues, de la région mentonnière et de la mandibule a été effectuée.

A la fin de ce chapitre, nous avons abordé l'anatomie des dents, leurs fonctions ainsi que les conséquences de l'édentation.

CHAPITRE II

Biomécanique de la mâchoire et implants dentaires.

Ce chapitre est formé de deux sections : tout d'abord nous étudierons la biomécanique de la mâchoire puis les implants dentaires. Dans la première section, nous décrirons les mouvements naturels de la mandibule puis le cycle de mastication, les forces exercées avec les dents naturelles, les différences de forces générées avec des prothèses classiques et des prothèses implantoportées. Ensuite, nous nous intéressons aux propriétés mécaniques de l'os avec une analyse statistique de la littérature et nous évoquerons le modèle Mechanostat qui décrit le comportement mécanique de l'os en fonction des déformations. Dans la deuxième section, les différents types d'implants utilisés dans l'implantologie dentaire seront abordés, ainsi que les types de matériaux, les traitements des surfaces, le concept d'ostéointégration et la proprioception d'un implant dentaire.

i. Biomécanique de la mâchoire

Le rapport des mouvements qui existent entre le maxillaire et la mandibule comprennent deux types fonctionnels distincts : un qui concerne les mouvements naturels de la mandibule sans contact et l'autre qui concerne les contacts entre les surfaces des dents au cours de mouvements de glissement (occlusion).[23]

Déplacements naturels de la mâchoire

La plupart de déplacements de l'articulation temporomandibulaire (ATM) sont des déplacements complexes qui sont définis en trois composantes principales :

Rotation (ouverture et fermeture de la mâchoire). L'axe de rotation articulaire passe transversalement par les deux condyles de la mandibule. L'intersection de ces deux axes a un angle moyen de 150° degrés. Pendant ce déplacement, l'articulation temporomandibulaire fonctionne comme une charnière. Chez l'être humain, l'articulation est déplacée grâce aux muscles qui sont en contact avec la mandibule (voir figure 2.1).[8], [14], [24]

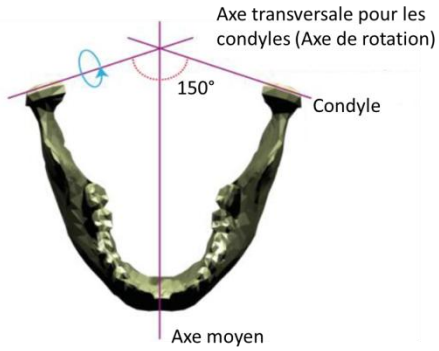


Figure 2.1 Déplacement de rotation de la mandibule.

Translation : dans ce type de déplacement, la mandibule avance (protrusion) et se rétracte (rétraction). Les axes de ce déplacement sont parallèles aux axes moyens par le centre des têtes de la mandibule (cf. Figure 2.2).[14], [24]

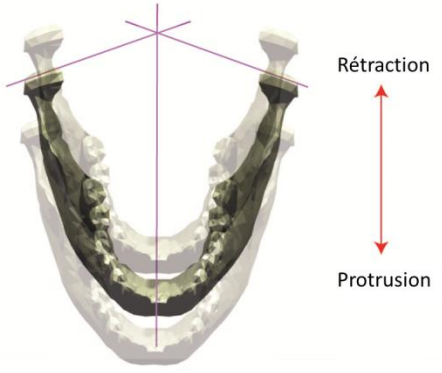


Figure 2.2 Déplacement de translation de la mandibule.

Déplacement de diduction : déplacements latéraux du côté droit ou gauche. La latéralité stricte n'est pas possible. La diduction est une rotation de la mandibule autour du condyle. Il y a un condyle pivotant (rotation sur lui-même) et un condyle orbitant (mouvement en bas, en avant et en dedans). L'angle formé est nommé l'angle de Bennett (voir figure 2.3).[14], [24]

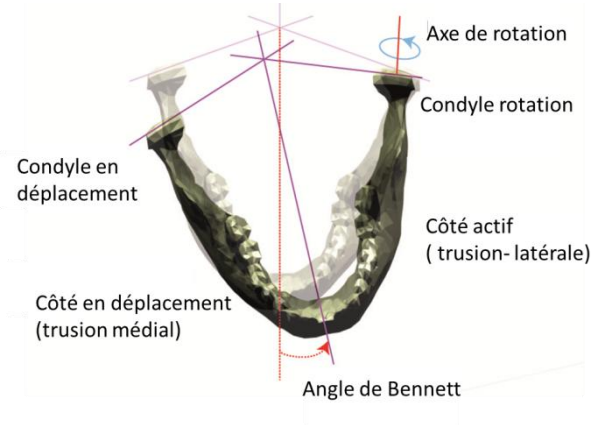


Figure 2.3 Déplacement de diduction de la mandibule.

Occlusion

Les premiers schémas occlusaux ont été décrits à la fin du XIXème siècle pour faciliter la réalisation des prothèses amovibles totales. En 1952, Posselt défini les limites des mouvements élémentaires d'ouverture, fermeture, protrusion, rétraction et diduction. Les courbes obtenues sont décrites par un diagramme nommé « diagramme de Posselt », (voir figure 2.4).[24]

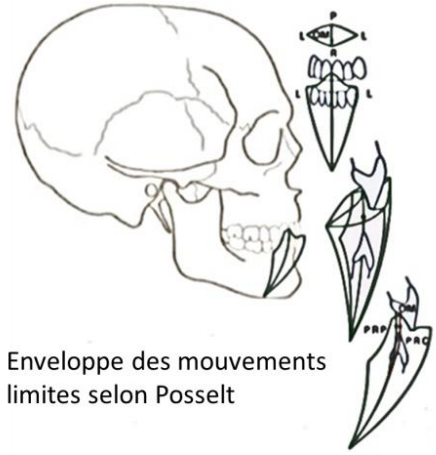


Figure 2.4 Schématisation des trois plans de l'espace des mouvements limites, diagramme de Posselt.[24]

Dans la littérature, nous avons observé que les mouvements et les forces exercées dans les cycles de mastication sont adaptés en fonction de la texture et de la consistance des aliments.[25], [26] Dans les travaux de Gibbs et al, différentes courbes cinématiques des cycles de mastication ont été enregistrées (voir figure 2.5).[24]

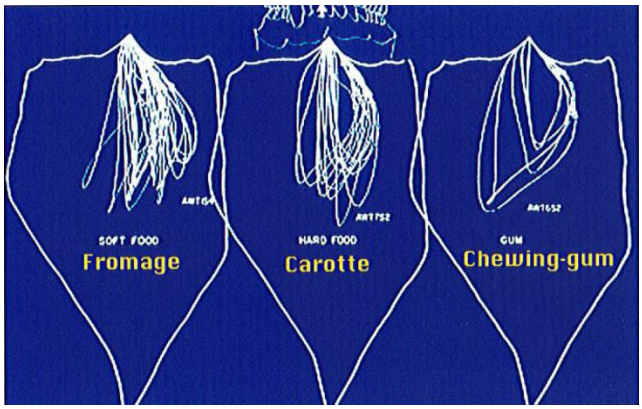


Figure 2.5 Cycles de mastication en fonction des types d'aliments. [24]

Pröschel, en 1987, a décrit les classifications du cycle de mastication en fonction de 8 modèles de courbes les plus représentatives et prises dans le plan frontal (voir figure 2.6). Les résultats de cette étude ont montré que pour deux conditions de consistance d'aliments, entre un aliment plus dur et un autre moins dur, 73.6% des patients gardent un mode normal de mastication. Entre les modèles A-D, 14.7% inversent les trajectoires de mastication et 11.7% gardent un sens inverse de mastication. Les groupes ED, E1, E2 et I peuvent être associés à des problèmes de malocclusion.[24]

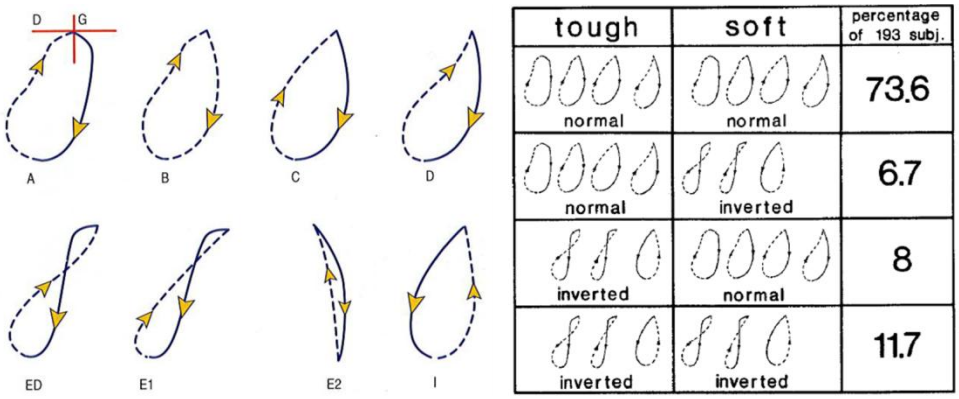


Figure 2.6 Classification des cycles de mastication selon Pröschel et résultats de leur étude.

Dans les cycles de mastication enregistrés, des déplacements de 20mm à 30mm dans l'axe vertical et de 5mm à 15mm dans l'axe horizontal ont été observés.[27]

Mastication

La mastication peut être définie comme la capacité de rendre apte le bol alimentaire pour la déglutition. Elle est considérée comme la première phase de la nutrition chez la plupart de mammifères. La mastication commence avec l'introduction des aliments dans la cavité buccale. Puis, différents phases motrices sont coordonnées par l'activation et l'inhibition des muscles. Ses fonctions principales sont la préhension, l'incision, l'insalivation, la trituration et le transport des aliments. Les forces appliquées sont modulées en fonction de la consistance des aliments.[24], [28]

La mastication unilatérale induit un développement de l'os de la mâchoire asymétrique qui génère des dysfonctions des articulaires ATM et des lésions parodontales. Les performances de mastication sont influencées par des déformations osseuses, des pathologies dans les muscles, dans les dents ou encore dans le système nerveux.[28]

D'un point de vue clinique, les performances de mastication sont associées à des paramètres quantitatifs comme les forces de morsure, la durée du cycle mais également les vitesses et les trajectoires cinématiques dans la phase d'incision, d'écrasement et de relaxation.[27]

Un cycle de mastication comprend une phase d'ouverture de la mandibule, avec une moyenne de temps de 270 à 530 ms, et une phase de fermeture avec une moyenne de 380 à 480ms (voir tableau 2.1). Le temps de mastication dure de 8 à 16 min par repas, ce qui génère 500 000 à 1 million de cycles par année.[29] La figure 2.7 montre des signaux typiques d'électromyogramme pendant la mastication.

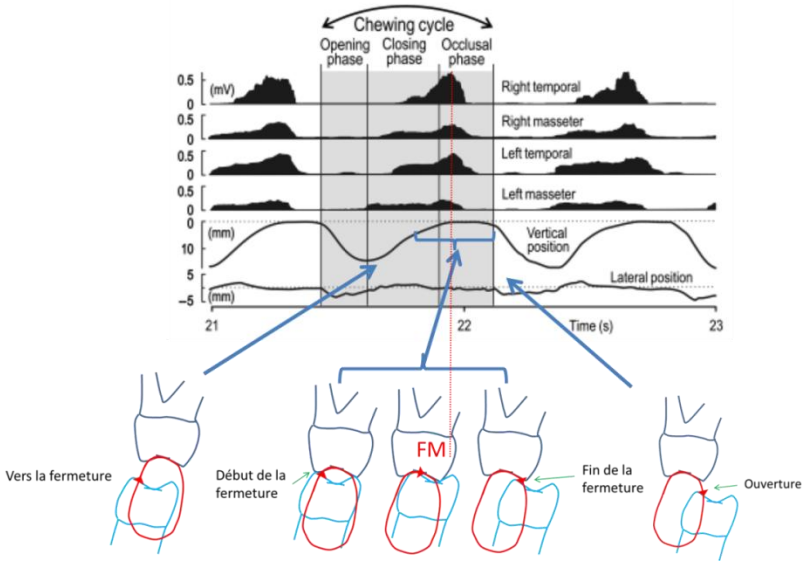


Figure 2.7 Cycle de mastication. Adaptée de [24], [30]

Temps moyen max			Temps moyen min			Référence
Temps total	Temps d'ouverture	Temps de fermeture	Temps total	Temps d'ouverture	Temps de fermeture	
972,5ms	532,2ms	440,4ms	835,4ms	440,4ms	395,0ms	[31]
922,2ms	494,8ms	402,0ms	917,7ms	515,2ms	402,0ms	[32]
871,0ms	490,0ms	381,0ms	848,0ms	450,0ms	398,0ms	[33]
750,0ms	330,0ms	420,0ms	750,0ms	270,0ms	480,0ms	[34]

Tableau 2.1 Temps du cycle de mastication.

Contact des surfaces d'occlusion

Dans l'étape d'incision et de proclusion les muscles s'activent de manière symétrique, essentiellement avec des déplacements dans le plan sagittal. Au cours de ces différentes étapes, les dents actives sont les incisives et les canines. Les contacts génèrent des forces résultantes dans les trois directions spatiales (voir figure 2.8).[24]

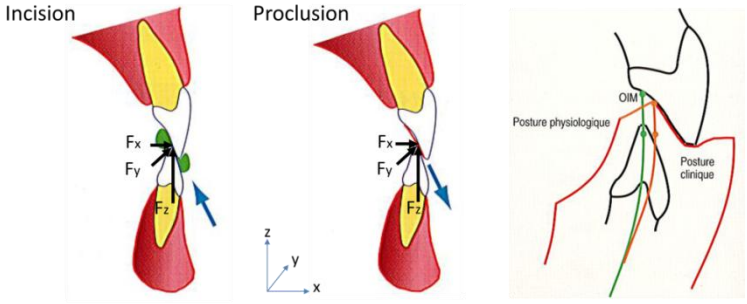


Figure 2.8 Mouvements d'incision et proclusion. Adaptée de [24]

Dans l'étape d'écrasement du bol alimentaire, les dents actives sont les canines, les prémolaires et les molaires. Cette étape peut être divisée en deux phases : 1) Une phase de préparation, durant laquelle les dents prennent une trajectoire en fonction du côté actif de la mâchoire. Elle a l'aspect d'une boucle avec une phase de trajectoire de fermeture et d'ouverture (voir figure 2.9).[24]

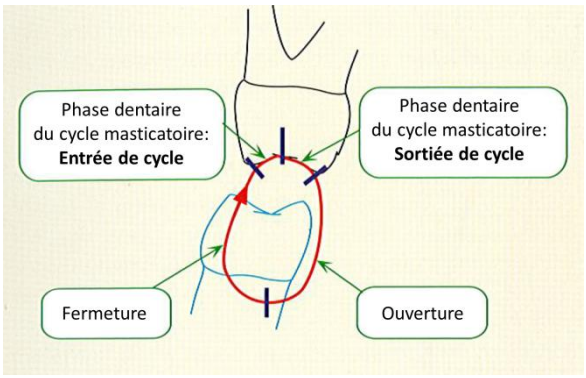


Figure 2.9 Phase de préparation, alignement des dents.[24]

2) et une deuxième phase de trituration, durant laquelle les cuspides des dents se positionnent du côté actif de la mâchoire avec une direction interne de la mandibule. Cette phase peut être subdivisée en une entrée dentaire de cycle et une sortie dentaire de cycle (voir figure 2.10).[24] Les forces résultantes observées dans la phase d'entrée et de sortie s'expriment dans les trois directions spatiales, il existe donc des forces en cisaillement.

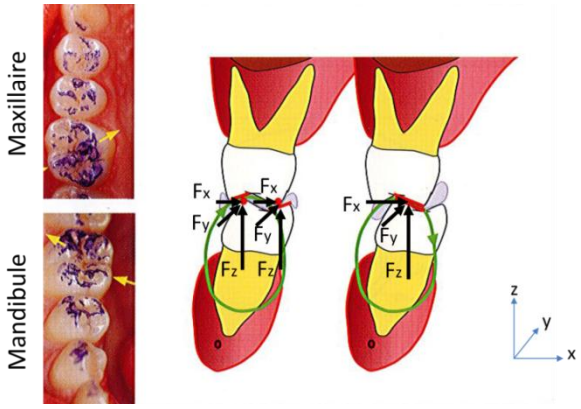


Figure 2.10 Phases d'entrée et sortie de cycle, côté droite de la mâchoire. Adaptée de [24]

Forces d'occlusion

Dans les travaux de recherche consultés, nous avons observé une variabilité des forces de mastication et de morsure en fonction de la physiologie et de la morphologie de chaque individu. D'autres facteurs liés aux techniques et aux dispositifs d'enregistrement ont été observés. Les principaux dispositifs d'enregistrement observés sont les suivants: dynamomètres, jauges de contraintes, capteurs de déformation piézoélectriques, films de pression, semi-conducteurs, polymères sensibles aux pressions, système dental prescale Type R (97µm épaisseur) et type W (800µm d'épaisseur) ainsi que des capteurs de l'activité musculaire.

Dans la plupart des études extraites de la littérature et référencées dans les tableaux 2.2 à 2.5, les dispositifs utilisés enregistrent seulement les forces de mastication résultantes, sans préciser les forces exercées dans les trois axes principaux.

Dans la suite de notre travail, nous présentons les valeurs des forces de mastications présentes dans les différents travaux de recherche consultés, avec les dents naturelles, les prothèses dentaires classiques et les prothèses dentaires implantoportées.

Dents naturelles

Dans ce travail de recherche, les forces d'occlusion exercées avec les dents naturelles ont été classifiées en deux catégories:

- La force d'occlusion avec la mâchoire

Un système de mesure de force extra-orale a été implémenté dans les travaux de Charles Gibbs, pour mesurer les forces de mastication pour différents aliments (voir figure 2.11). Ce système intègre une jauge de déformation et un système d'électromyogramme (EMG). Les résultats obtenus montrent que la force de morsure est plus importante que la force de mastication, mais également que la force appliquée varie en fonction de la consistance de l'aliment. Dans le tableau 2.2 les valeurs obtenues de cette étude sont présentées. Les forces obtenues correspondent aux forces résultantes de la mâchoire.

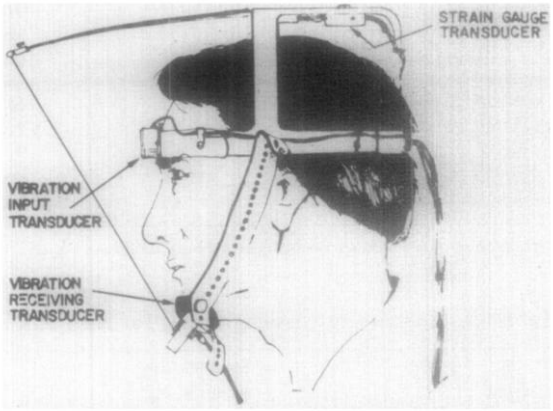


Figure 2.11 Dispositif de mesure de la résultante de la force de mastication.[26]

Force de morsure	Force de mastication	Référence
245N-535N (force faible)	191N	[26]
540N-932N (force moyenne)	223N	[26]
933N-1249N (force maximale)	411N	[26]
374,5±218,5N (force maximale)	-	[35]

Tableau 2.2 Forces de mastication avec système extra-orale.

- Les forces d'occlusion par sections de dents

Blamphin, en 1990, propose un système de mesure basé sur un transducteur de force. Les forces résultantes ont été évaluées dans la première molaire et première prémolaire du côté gauche et droit de la mâchoire mais également dans les incisives centrales.[36] Dans l'étude réalisée par Gaylord S. une variabilité des forces maximales enregistrées entre les hommes et les femmes apparaît, ainsi qu'une différence des forces exercées entre les côtés de la mâchoire.[37] Dans les travaux de V. Jain et al, il est mis en évidence que la restauration des dimensions des zones occlusales des molaires peut augmenter les forces exercées au bout de quelques semaines.[38]

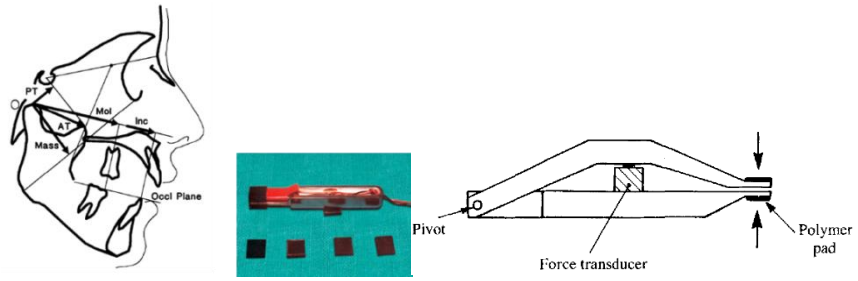


Figure 2.12 Dispositif de mesure de la force de mastication par sections de dents.[37]

Description	Force de morsure	Force de mastication	Référence
Premier Molaire femmes	237,0±66,8N	-	[36]
	364.8±137,3N	-	[37]
	338,7±113.8N	-	[34]
	427,0±140N		[39]
Première Molaire hommes	508,5±52,9N	-	[36]
	473.7±151N	-	[37]
	383,9±102,3N	-	[34]
	632,0±174N		[39]
Première Molaire sexe non défini	622,3±176,4N	-	[38]
	-	87,3±25,5N*	[40]
	-	110,0±40N	[25]
Première prémolaire femmes	180,5±51,5N	-	[36]
	314,7±96,5N	-	[34]
Première prémolaire hommes	388,5±44,8N	-	[36]
	373,8±102,3N	-	[34]
Incisives centrales femmes	118,0±43,1N	-	[36]
	117,0±50,9N	-	[37]
Incisives centrales hommes	221,0±65,8N	-	[36]
	122,6±65,7N	-	[37]

*Force maximale confortable

Tableau 2.3 Forces de mastication par sections.

Il faut remarquer que les magnitudes des forces de mastication restent inférieures en comparaison à celles des forces de morsure. Kawaguchi et al., dans leurs travaux, ont mesuré les forces dans les trois axes ; la force principale a été observée dans l'axe verticale alors que dans les autres axes, les forces restent inférieures à 30N.[41] Dans les travaux de Las casas et al. des valeurs similaires des forces tangentielles entre 30 et 40N ont été observées.[42]

Prothèses dentaires

Les forces de morsure enregistrées avec des prothèses dentaires (classiques et implantoportées) présentent des niveaux plus faibles, en comparaison aux forces qui sont générées avec les dents naturelles.

Prothèses dentaires (Prothèse classique)

Les forces de morsure générées avec des prothèses classiques sont présentées dans le tableau 2.4.

Description	**Valeurs typiques**	**Référence**
Composante résultante de la force de mastication en adultes (Prothèse complète)	136,5±59,5N	[43], [44]
Composante résultante de la force de mastication en adultes (Dentier maxillaire-dents naturelles mandibule)	215,5±68,5N	[43]
Forces de mastication (max)	94±28N	[45]
Premier Molaire	60,5±16,1N	[36]
Premier prémolaire	61,0±17,8N	[36]
Incisives central	46,0±16,2N	[36]

Tableau 2.4 Forces de mastication avec overdenture classique.

Prothèses dentaires implantoportées.

Les forces de morsure générées avec des prothèses implantoportées sont présentées dans le tableau 2.5.

Description	**Valeurs typiques**	**Référence**
Forces de mastication avec 2-4 implants conventionnels (max)	201±34N	[45]
Forces de mastication avec 4-5 mini-implants (max)	109,5±28,5N	[45]
Forces de mastication deux implants (max) antérieur mandibule	247.53±132.91N (ball) et 203±76.85N (bar)	[46]
Forces dans la zone molaire (max)	343 N	[47]

Tableau 2.5 Forces de mastication avec des prothèses dentaires implantoportées.

ii. Les propriétés mécaniques des tissus osseux

Les tissus osseux

Les propriétés mécaniques de l'os sont liées aux directions des sollicitations physiologiques (voir figure 2.13). Ces propriétés des matériaux sont nommées anisotropes et peuvent être classifiées comme orthotropes : les caractéristiques mécaniques sont différentes dans les trois directions; et isotropes transverses : deux des trois directions présentent les mêmes caractéristiques mécaniques. Dans la littérature, les propriétés d'un matériau orthotrope et isotrope transversal ont été rapportées pour décrire le comportement de l'os lors de tests de compression et de traction.[18] Le principe mécanique d'isotropie a été implémenté dans des modèles biomécaniques de la mâchoire ; en effet, d'après certaines études, il a été observé que dans la zone mandibulaire et dans la zone supra-orbitale, les propriétés mécaniques présentent des valeurs élastiques constantes dans les trois directions.[18]

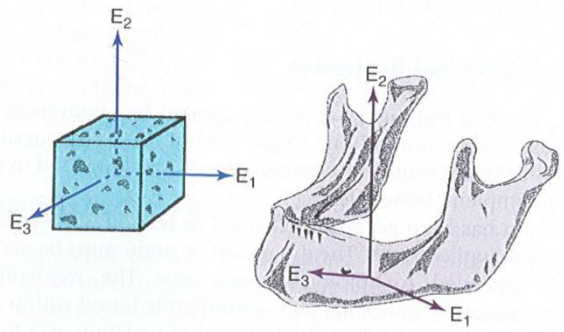


Figure 2.13 Propriétés mécaniques de la mandibule. Adaptée de [18]

L'os est aussi un matériau **viscoélastique**, c'est-à-dire qu'il existe une déformation instantanée lorsqu'on lui applique une contrainte, mais également une déformation différée dans le temps. Cette caractéristique induit que les propriétés mécaniques de l'os sont dépendantes du temps, dans la figure 2.14 les résultats des différents vitesses de déformation (*strain rate*) sont présentés. Dans l'ensemble, les os sont plus résistants en compression qu'en traction car il s'agit du mode de sollicitation physiologique.[18]

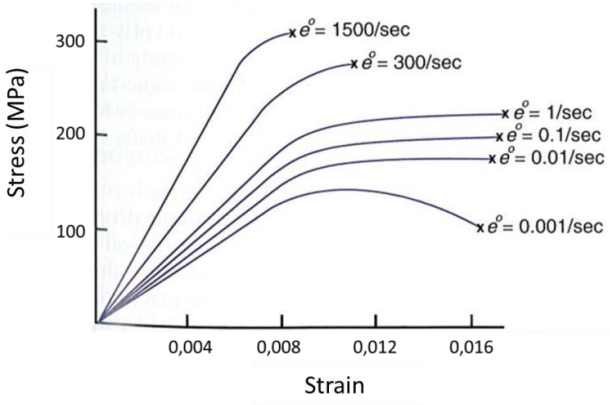


Figure 2.14 Courbes contraintes vs déformations en fonction du temps de chargement. Adaptée de[18]

Modèle Mechanostat

Le modèle Mechanostat a été proposé à la fin des années 1980 par Frost,[17]. Ce modèle décrit la croissance et la résorption en fonction des déformations de la zone élastique de l'os, résultat de différents types de chargement. Il est inspiré par la loi de Wolff qui décrit que l'os suit une adaptation de sa densité et de sa structure en fonction des stimulations mécaniques exercées.[17]

Les déformations élastiques de l'os sont mesurées en micro-strain (με). La première zone nommée 'trivial loading zone': [0με à 200με] est caractérisée par des magnitudes de déformations très faibles dans laquelle la qualité de l'os est réduite. Dans la deuxième zone nommée 'physiological loading zone' : [200με à 2000με] l'os est maintenu dans un état stable de croissance et de régénération. La troisième zone nommée 'overload zone' : [2000με à 3000με] l'os suit des micro-ruptures qui permettent la régénération d'un nouvel os. Et finalement, la zone nommée 'pathological zone' : [supérieurs à 4000με], l'os est soumis à des déformations avec un grand risque de rupture (voir figure 2.15).[17], [48] Le seuil de rupture dépend des qualités et des types d'os.[18]

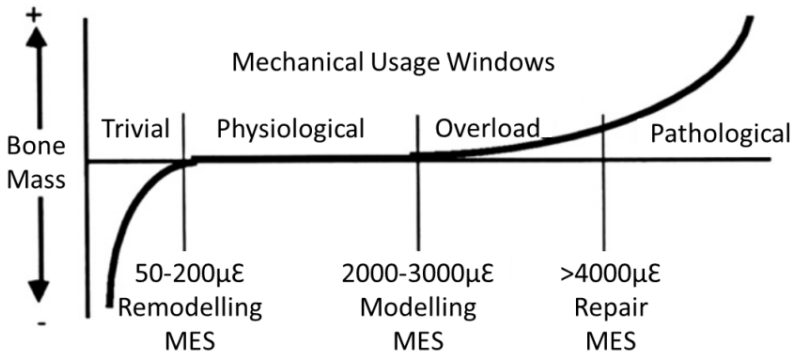


Figure 2.15 Théorie Mechanostat. Adaptée de [48]

Les conditions de chargement auxquelles les tissus osseux sont soumis affectent le processus de réparation de l'os. Dans différents cas comme les fractures, les greffes osseuses, les ostéotomies, les arthrodèses et dans les processus d'ostéointégration des implants, il existe un temps non-négligeable de stabilisation (de la croissance et de la résorption de l'os) dans lesquels les conditions de chargement sont nécessaires pour la guérison.[17]

Revue de la littérature

La revue de la littérature s'appuie sur la base de données de JCR/WoS. Les mots clés sont : 'Bone Mechanical properties' et 'bone numerical simulation', 40 articles ont été sélectionnés afin de déterminer les valeurs des caractéristiques mécaniques des tissus osseux.

La méthode statistique boxplot a été implémentée afin de déterminer les valeurs les plus utilisées : le 3ème quartile, le 1er quartile et la médiane. Le boxplot permet de résumer une variable de manière simple et visuelle, d'identifier les valeurs extrêmes et de comprendre la répartition des observations. Un box-plot est un graphique simple composé d'un rectangle duquel deux droites sortent afin de représenter certains éléments des données.

La valeur centrale du graphique est la médiane (il existe autant de valeurs supérieures qu'inférieures à cette valeur dans l'échantillon). Les bords du rectangle sont les quartiles (pour le bord inférieur, un quart des observations ont des valeurs plus petites et trois quart ont des valeurs plus grandes, le bord supérieur suit le même raisonnement). Les extrémités des moustaches sont calculées en utilisant 1.5 fois l'espace interquartile (la distance entre le 1er et le 3ème quartile). On peut remarquer que 50% des observations se trouvent à l'intérieur de la boîte (voir figure 2.16).

Les valeurs à l'extérieur des minimaux et maximaux sont représentées par des points. On ne peut pas dire que si une observation est à l'extérieur, alors elle est une valeur aberrante. Par contre, cela indique qu'il faut étudier plus en détail cette observation.

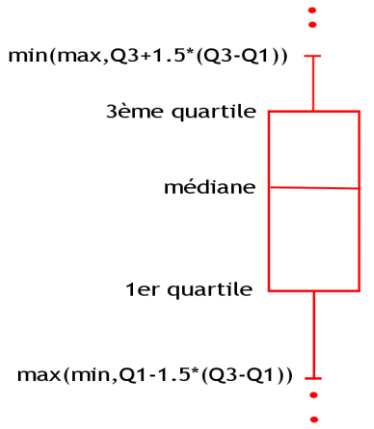


Figure 2.16 Représentation du bloxplot.

Valeurs de la littérature et les boxplots

Les valeurs obtenues de la littérature sont présentées dans le tableau suivant :

Module de Young (GPa)		**Coefficient de Poisson**		**Densité g/cm3**		**Epaisseur**	**Référence**
Mandibule / Maxillaire		Mandibule / Maxillaire		Mandibule / Maxillaire		Mandibule	
Os cortical	spongieux	Os cortical	spongieux	Os cortical	spongieux	os cortical	
14	14	0,3	0,3				[49]
13,7	0,3	0,3	0,3	2g/cm3	1g/cm3		[50]
15		0,3		731mg/cm3			[51]
5,57-22,8/ 13,7	0,08-7,93	0,3	0,3	0,064 - 1.5347 g/cm3	1.279g/cm3		[15]
	0,76 - 18,14/5-15						[52]
13,7	0.5-1	0,3	0.3		0,5-2		[53]
Ex=Ey=11,5 Ez=-17	2,13	*v*xy=0,51 *v*xz=*v*xz=0,31	0,3				[54]
14,5	1,37	0,323	0,3				[55]
13,7	0,5	0,3	0,3				[56]
13,7	2,3	0,3	0,3				[57]
13	1,37 – 0,8	0,3	0,3				[58]

14,7	1,47 -0,231	0,3	0,3			[59]
12,5-26,6		0,1 – 0,5		1751 – 2003 mg/cm3		[60]
	0,114 – 0,907				0,550g/cm3	[61]
	0,056 – 0,0962				1,140 g/cm3	[62]
13,7	1,37	0,3	0,3			[63]
12,5-26,6	0,48-0,90	0,1-0,5	0,22-0,24			[64]
13	0,69 – 9,5					[65]
15,75	7,9	0,325	0,3			[66]
13,7	7,93					[67]
13,7	7,93	0,3	0,3			[68]
13,7	7,93	0,3	0,3			[69]
17		0,3				[70]
17	0.056	0,3	0,3			[71]
2,29						[72]
	7.93-2.89	0,3				[73]
1,5-18,4	3,5-22	0,3				[74]
13,5		0,3				[75]
		0,3	0,3			[76]
		0,3	0.3			[77]
14,4	0,48	0,34	0,3		0,3-1mm	[78]
11,8	0,15	0,3	0,3	0,63-1,53		[79]
10,7						[80]
14,7	0,5	0,3	0,3			[81]
13,7	0,1-1,5	0,3	0,3		0,5-2mm	[82]
13,7	1,37				0,9 mm	[83]
13,7	0,5	0,3	0,3			[84]
13,7	1,37	0,3	0,3			[85]
4.14-14.18	0.259-3.507	0.3	0.3	0.639-1.178	0.109-0.572	0.4-2mm [86]

Tableau 2.6 Revue bibliographique des propriétés mécaniques de l'os

Basés sur les données du tableau 2.6 les box plots du module de Young, du coefficient de Poisson, de la densité, et de l'épaisseur de l'os cortical sont présentés ci-après :

Boxplot, module de Young de l'os cortical et de l'os spongieux

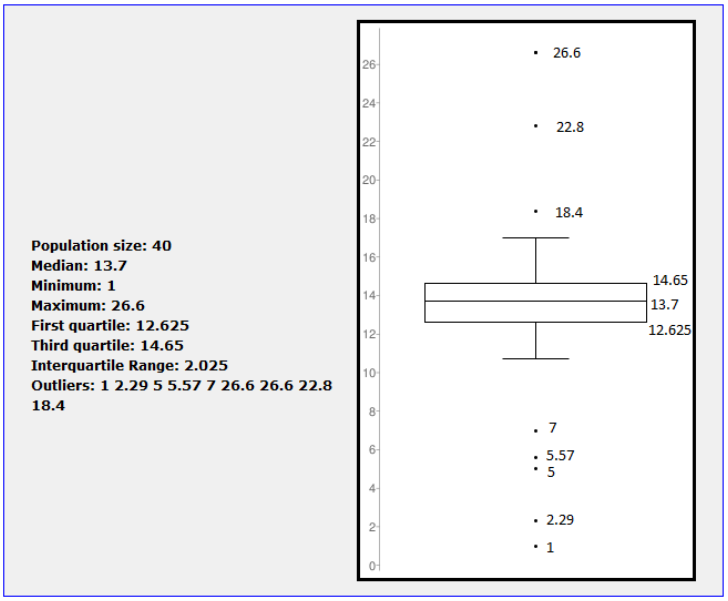


Figure 2.17 Box-plot du Module de Young de l'os cortical.

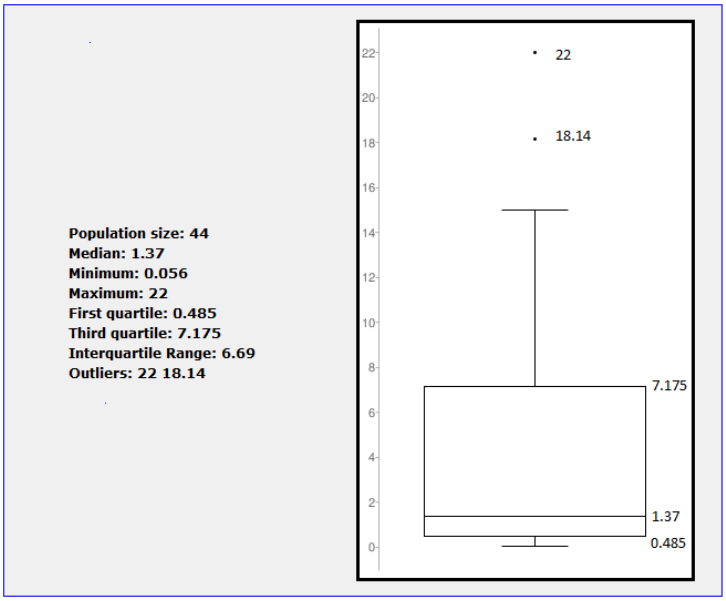


Figure 2.18 Box-plot du Module de Young de l'os spongieux.

Des box-plots du module de Young de l'os cortical et de l'os spongieux, on peut tirer les résultats du tableau 2.8.

	Os cortical (GPa)	**Os spongieux (GPa)**
3ème quartile	14,65	7,175
1ère quartile	12,625	0,485
Moyenne	13,7	1,37

Tableau 2.7 Les valeurs de module de Young du boxplot.

Boxplot du coefficient de Poisson de l'os cortical et de l'os spongieux

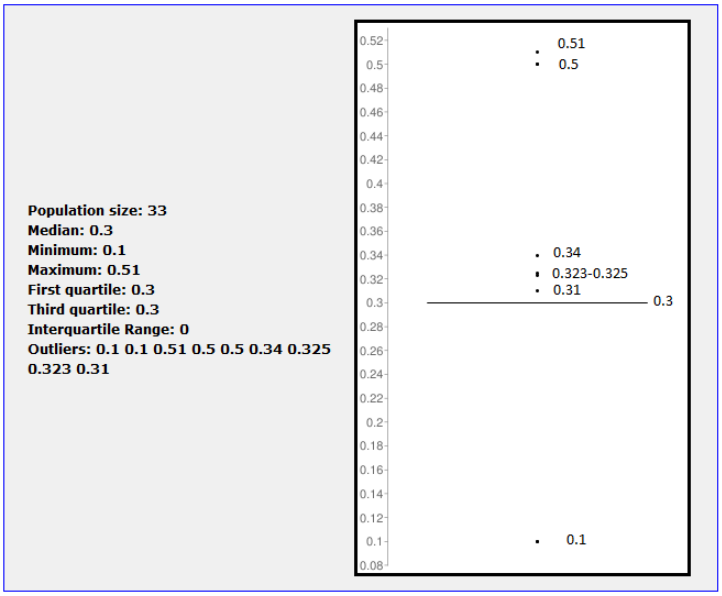


Figure 2.19 Boxplot du coefficient de poisson de l'os cortical.

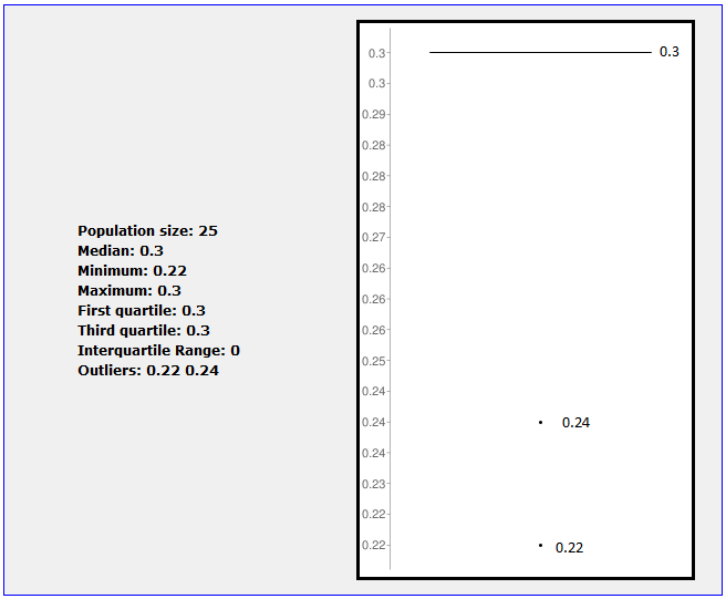


Figure 2.20 Box-plot du coefficient de poisson de l'os spongieux.

Les figures 2.10 et 2.11 montrent la distribution des valeurs du coefficient de Poisson. On peut voir que le box-plot a une distribution particulière car les limites, les quartiles et la médiane sont situés dans la même valeur de 0.3, c'est-à-dire que la plupart des 25 valeurs trouvées dans la littérature sont de 0.3.

	Os cortical	**Os spongieux**
3ème quartile	0,3	0,3
1ère quartile	0,3	0,3
Moyenne	0,3	0,3

Tableau 2.8 Les valeurs de densité de l'os cortical et de l'os spongieux du boxplot.

Boxplot de la densité de l'os cortical et de l'os spongieux

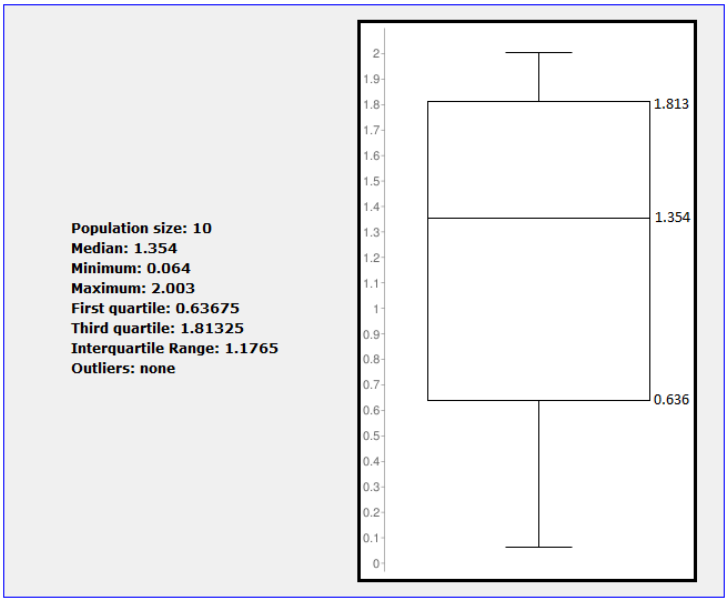


Figure 2.21 Boxplot de la densité de l'os cortical.

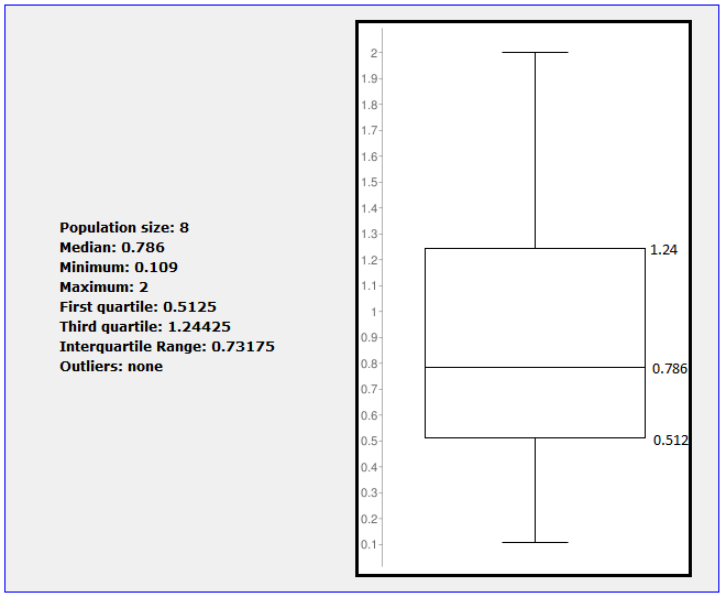


Figure 2.22 Boxplot de la densité de l'os spongieux.

Les valeurs du 1er, 3ème quartile et la valeur moyenne de la densité de l'os cortical et de l'os spongieux sont montrés dans le tableau 2.9.

	Os cortical (g/cm3)	**Os spongieux (g/cm3)**
3ème quartile	1,813	1,24
1er quartile	0,636	0,512
Moyenne	1.354	0,786

Tableau 2.9 Les valeurs de la densité du boxplot.

Boxplot de l'épaisseur de l'os cortical

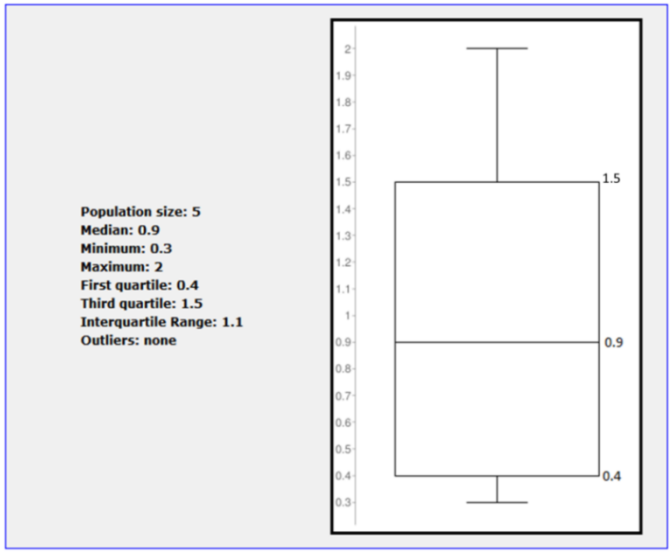


Figure 2.23 Box-plot de l'épaisseur de l'os cortical.

	Os cortical (mm)
3ème quartile	1,5
1ère quartile	0,4
Médian	0,9

Tableau 2.10 Les valeurs de l'épaisseur de l'os cortical boxplot.

Propriétés mécaniques utilisées dans les modèles FEA

Les paramètres cités auparavant seront utilisés dans les chapitres suivants pour décrire le comportement élastique de l'os. Dans ce manuscrit nous considérons les valeurs de ***7500 à 8000με*** comme les valeurs maximales de déformation avant la rupture de l'os, en nous référant au modèle Mechanostat décrit par Frost.[17] En restant sur la zone élastique de l'os, la loi de Hooke a été utilisée pour obtenir la contrainte maximale de von Mises, cette loi est décrite par l'équation suivante :

$$\sigma_{max} = E \cdot \varepsilon_{max} \quad \text{..... (1.1)}$$

En considérant une valeur maximale de 7500 με, les valeurs de la contrainte maximale (ou limite élastique), calculées par la loi de Hooke, sont considérées comme pertinentes en comparaison de celles qui ont été trouvées dans la littérature ; entre 100-110 MPa pour l'os cortical et 10 MPa pour l'os spongieux (voir tableau 2.11).[18], [53], [75], [87]

	Os mandibulaire	
	Os cortical	Os spongieux
Déformation maximale (με)	7500	7500
Valeur module Young médian (MPa)	13700	1370
Contrainte maximale ou limite élastique (MPa)	**102,75**	**10,27**

Tableau 2.11 Les valeurs calculées de la contrainte maximale ou limite élastique.

iii. Les implants dentaires

Les implants

L'implant est défini comme un matériau organique, synthétique, métallique, radioactif ou inerte qui est inséré partiellement ou complètement dans un être vivant, avec une finalité thérapeutique ou esthétique. Les implants ont des caractéristiques non cancérigènes, non toxiques, non allergiques, non immunogènes, avec une stabilité physique, chimique et biocompatible.

Les implants peuvent être classifiés dans quatre groupes, selon l'origine de leurs matériaux :

- autoplastiques : l'implant est prélevé du même individu,
- homoplastique : l'implant peut être pris d'un autre individu de la même espèce,
- hétéroplastique : l'implant peut être pris d'une autre espèce,
- alloplastiques : l'implant est fait de matériaux synthétiques, inertes, céramiques et plastiques.[88]

Les implants dentaires sont constitués de différents matériaux biocompatibles, les designs et les nombre des pièces peuvent varier en fonction du fabricant. Les implants dentaires appartiennent aux implants de type alloplastiques (voir figure 2.24). Ils peuvent être classifiés dans trois catégories : implants endosseux, implants trans-osseux et implants sous-périostés. Différents protocoles cliniques existent selon le nombre de pièces, le temps de cicatrisation et d'ostéointégration de l'os, les conditions de charge et les conditions physiologiques du patient.

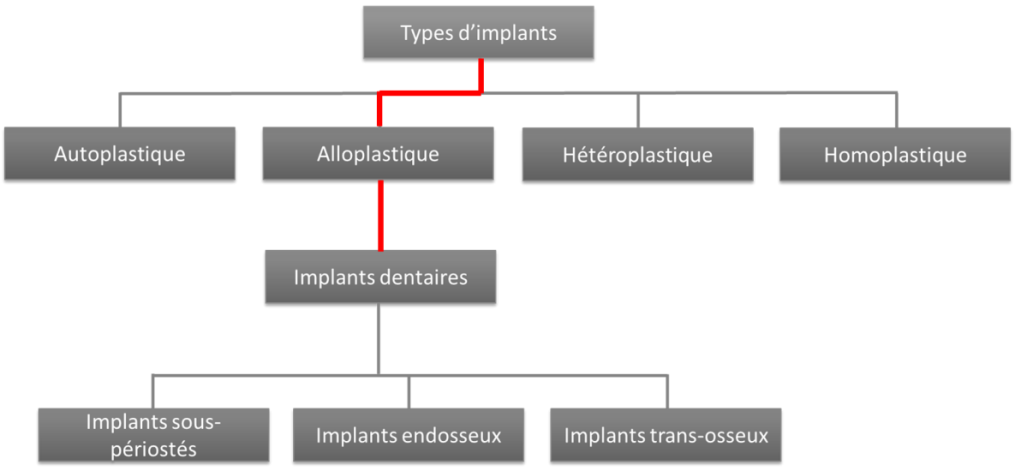


Figure 2.24 Types d'implants.

Les implants sous-périostés sont constitués d'un cadre métallique placés sur l'os de la mâchoire, sous la gencive ; ainsi ils se fixent à la mâchoire au fur et à mesure que la gencive guérit (voir figure 2.25). Les piliers dépassent de la gencive pour pouvoir soutenir la prothèse. Ce type d'implant est utilisé pour des patients étant inaptes à porter des implants conventionnels et qui ont une densité osseuse trop faible. Ils sont posés soit par double chirurgie (une pour la conception du moule et une pour la mise en place de l'implant), soit par

simple chirurgie (un scanner remplace l'étape de la conception du moule et une seule chirurgie est effectuée pour l'implantation).[89]

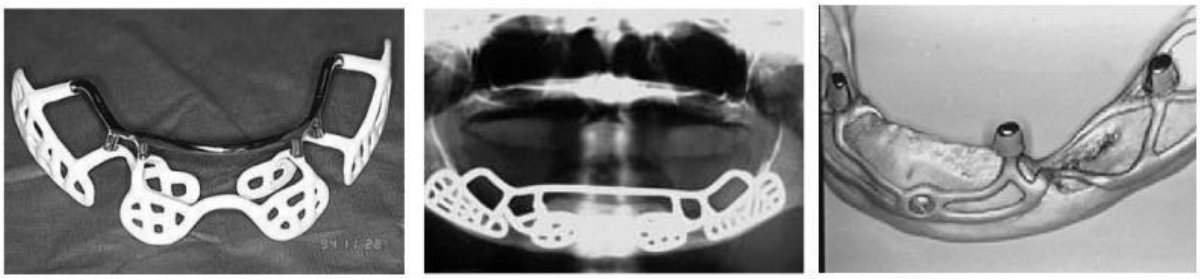


Figure 2.25 Implants de type sous-périostés.

Les implants trans-osseux sont composés d'une plaque métallique et de pivots qui passent par la partie inférieure de la mandibule et ressortent par la partie supérieure, au niveau de la gencive. Une barre est ensuite fixée pour pouvoir placer une prothèse. Ce type d'implant est très stable mais n'est pas posé par beaucoup de dentistes car sa mise en place est difficile et nécessite une hospitalisation. Néanmoins, il est bien adapté pour les patients ayant une mâchoire très atrophiée (figure 2.26).[90]

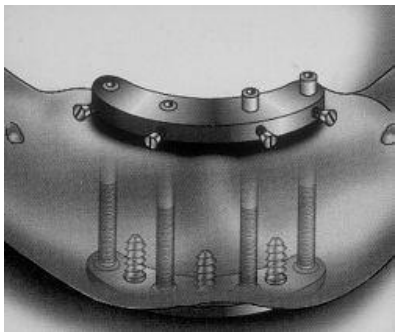


Figure 2.26 Implants de type trans-osseux.

Les implants endosseux sont positionnés en deux parties, une partie dans les tissus osseux de la mandibule et/ou maxillaire et une deuxième partie qui est adaptée pour accueillir la prothèse. Les designs sont variés : forme de barre, forme de lame, forme basale (disk-implant) et forme de vis (voir figure 2.27).

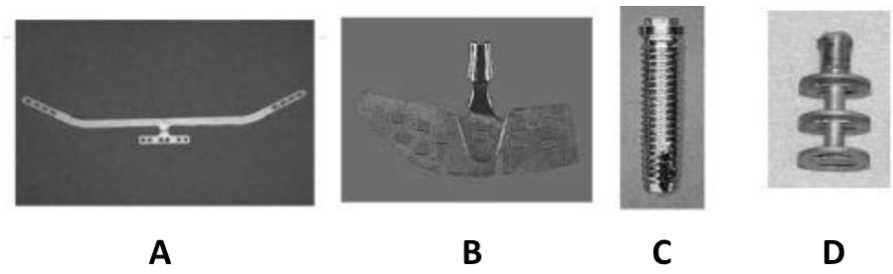


Figure 2.27 Implants de type endosseux. A. forme de barre, B. forme de lame, C. forme de vis et D. disk-implant.

Protocoles d'un implant dentaire

Les implants dentaires de type endosseux en forme de vis sont employés pour la restauration d'une ou plusieurs dents avec un taux de réussite supérieur à 90%.[5], [6] Ces types d'implants sont proposés pour les patients avec une qualité d'os suffisant, si ce n'est pas le cas, des traitements pour augmenter la quantité de l'os sont réalisées grâce à des greffes osseuses. Les protocoles pour la mise en place des implants et de leurs composants prothétiques varient en fonction du nombre des pièces du fabricant. Ci-dessous est présenté le protocole appliqué pour un implant dentaire avec une plaque de stabilisation de la société Saddle Implants.

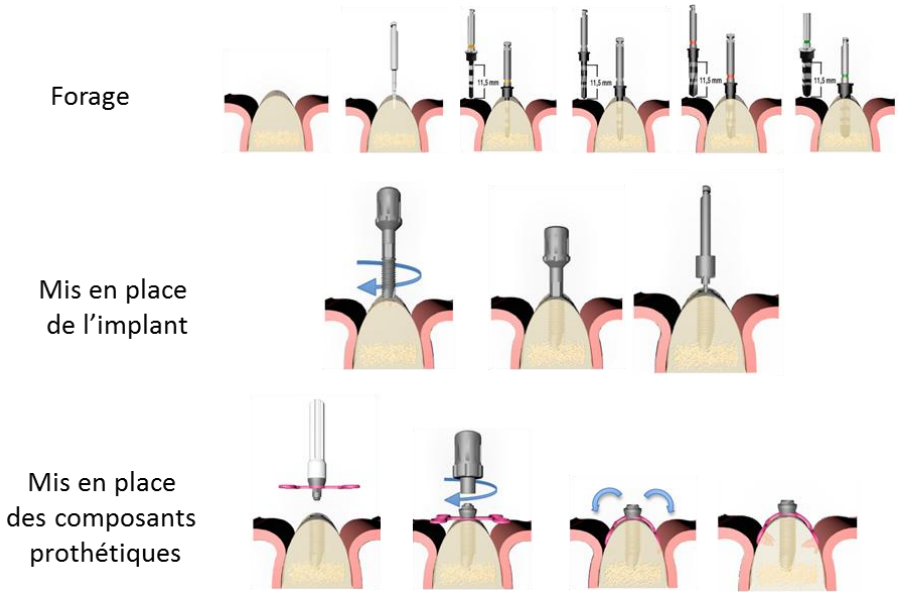


Figure 2.28 Protocole pour un implant avec plaque de stabilisation de la société Saddle Implants.[91]

Dans une première étape, une incision de la gencive est réalisée pour accéder aux tissus osseux. Différents tailles de forages sont utilisés afin d'agrandir le forage qui sera utilisé pour l'insertion de l'implant. Dans une deuxième étape, dès que le forage a atteint un diamètre et une longueur prédéfinie, la mise en place de l'implant est réalisée. Pour rappel, le ligament parodontal est éliminé lors de l'extraction ou de la perte d'une dent. Pour cet implant, un couple de serrage inférieur à 50 Ncm est indiqué. Finalement, les composants prothétiques sont ajoutés.[91]

Les temps pour appliquer les chargements dans les implants dentaires sont fortement liés aux designs des fabricants ainsi qu'à la qualité de l'os. Les protocoles identifiés sont :

- mise en charge immédiate, la prothèse finale est positionnée avant la fin de la première semaine post-chirurgie,
- mise en charge prématurée, la prothèse finale est positionnée entre la première semaine et les deux premiers mois,
- mise en charge conventionnelle, la prothèse finale est positionnée après le deuxième mois.[92]

Matériaux utilisés dans l'implantologie dentaire

Les matériaux pour les implants sont typiquement multifonctionnels pour optimiser les fonctions structurales et mécaniques comme l'impact, la résistance à la fracture, le poids et la ténacité. Lors de l'utilisation sur les êtres humains et sur les animaux, des conditions de biocompatibilité sont exigées par les organismes de régularisation/certification comme la FDA (*Food and Drug Administration*) et l'ANSM (*Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé*).

Depuis les années 50, le titane est le matériau le plus utilisé dans l'implantologie dentaire pour sa capacité de biocompatibilité et d'ostéointégration avec les tissus osseux ; ces observations ont débuté avec les travaux réalisés par Branemark.[93] Actuellement, il existe différents matériaux comme les différents grades de titane (1-5), zirconium, tantale, or, argent et matériaux céramiques.

Ostéointégration

Le concept d'ostéointégration a été employé par Branemark dans les années 50, dans ses travaux en l'implantologie dentaire. L'ostéointégration est définie comme la connexion directe, structurale et fonctionnelle entre les tissus osseux et la surface de l'implant. L'ostéointégration commence avec la formation d'un nouvel os autour de l'implant, ce processus nécessite la formation d'une couche d'oxyde, d'un dépôt de calcium phosphate et d'un dépôt de protéines. Les ostéoblastes sont les cellules qui vont générer la matrice prothétique osseuse qui sera ensuite minéralisée par du phosphate de calcium. Un tissu osseux est formé autour de l'implant disposé en lamelles superposées (os lamellaire). Le taux d'ostéointégration, d'un point de vue clinique, entre l'os et l'implant est nommé BIC (Bone and Implant Contact). Les pourcentages de contact sont différents selon le type de traitement appliqué à la surface de l'implant.[94]

L'ostéointégration dépend de différents paramètres comme l'état de la surface, le design de l'implant et les protocoles d'implantation. C'est la séquence de forage qui va déterminer, en fonction de la qualité de l'os, la meilleure stabilité primaire possible. Le processus d'ostéointégration d'un implant est le résultat de deux phases : (1) stabilisation primaire et (2) stabilisation secondaire. La stabilisation primaire, après l'implantation, est définie comme le contact direct entre l'implant, l'os cortical, l'os spongieux et le sang. Cette stabilité primaire est le paramètre le plus influent de l'ostéointégration. Les deux risques mécaniques du forage sont la résultante des passages répétés des forets et d'un échauffement osseux. La stabilité secondaire : il s'agit du paramètre le plus étudié et qui a le plus évolué dans les études sur les implants dentaires, dépend de la qualité de l'état de surface et est le facteur déterminant de la qualité et de la rapidité de l'ostéointégration, après l'obtention de la stabilité primaire.[95]

Traitements des surfaces des implants

Il s'agit d'un des paramètres les plus étudiés dans la biotechnologie des implants. La qualité de l'état de surface est le facteur déterminant de la qualité et de la rapidité de l'ostéointégration, après l'obtention de la stabilisation primaire. Dans le processus de fabrication (usinage) de l'implant, des irrégularités dans la surface sont générées (conditions non appropriées pour l'utilisation directe), raison pour laquelle la surface des implants et certains éléments prothétiques suivent un processus de polissage et/ou de traitement de la surface. Les niveaux de rugosités qui peuvent être obtenus avec ce type de traitements sont au niveau macro (>10 µm), micro (1 à 10 µm) et nano (<1 µm) (voir figure 2.29).[3]

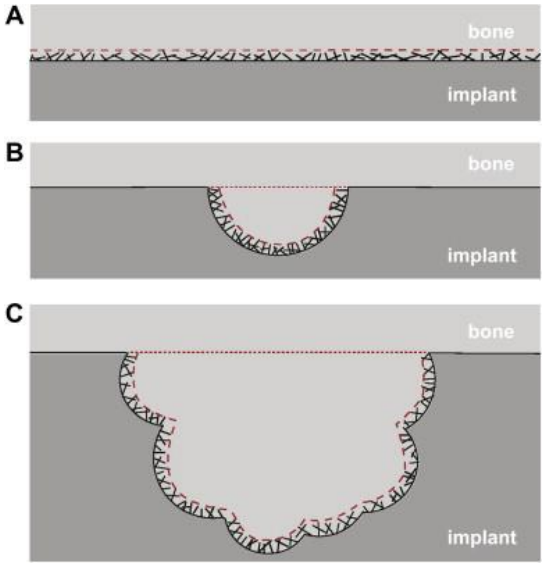


Figure 2.29 Interface tissus osseux/surface de l'implant. Modification de la surface A. (<1 µm), B. (1<10 µm), et A. (>10 µm).[3]

Certains de ces traitements sont décrits ci-dessous.

Titanium Plasma Spray (TPS)

Ce traitement a été introduit dans les années 1970, il consiste à appliquer des particules fondues de titane pur à la surface de l'implant. D'après la littérature, ce type de traitement est capable de développer un haut pourcentage de contact entre l'implant et les tissus osseux, une croissance d'un tissu fibreux a également été observée. Certains cas de résorption du revêtement sont aussi rapportés, les causes peuvent être liées à la qualité des revêtements par exemple, avec une faible densité, une mauvaise adhérence du revêtement ou une présence de microfissures. Néanmoins, des taux de survies supérieures à 95% ont été constatés après 5 à 16 ans de fonctionnement clinique.[96]

Grit Blasting

Ce traitement de surface consiste à rendre rugueuse la surface à travers la projection de particules des matériaux céramiques, d'Hydroxyapatite (HA), d'alumine, et de dioxyde de titane. Ce revêtement est suivi d'une attaque d'acide pour éliminer les particules résiduelles. L'ostéointégration a été améliorée avec ce type de traitement, mais malgré son succès,

certains auteurs ont observé que des problèmes de stabilisation à long terme, des infections bactériennes et une possible perte osseuse pouvaient être associés avec ce type de revêtements.[96], [97]

Acid Etching

L'utilisation d'acides sur des surfaces métalliques ne sert pas seulement à nettoyer la surface mais aussi à en modifier la rugosité. Des acides comme l'acide hydrofluorique (HF), nitrique (HNO3) et sulfurique (H2SO4) ou encore une combinaison de ces acides sont couramment utilisés dans cette technique. Les traitements avec ce type d'acide augmentent l'adhésion cellulaire et la formation osseuse.[97]

Dual Acid Etching (DAE)

La surface de l'implant est soumise à des traitements chimiques et acides. Une rapide ostéointégration est obtenue, la rugosité de la surface est modifiée. D'après la littérature, avec ce type de traitement, les valeurs du couple de torsion nécessaire pour retirer les implants augmentent significativement. Ce traitement dépend de la sélection de l'acide et du processus chimique.[97]

SLActive (SLA)

Le *SLActive* propose un traitement moléculaire de la surface de l'implant, le traitement à l'acide est suivi par un processus de nettoyage dans une atmosphère contrôlée qui forme une couche d'hydroxyde au contact de l'eau. Le taux de survie reporté est supérieur à 99%.[95]

Proprioception d'un implant dentaire

Dans la littérature, il est précisé que le seuil d'apparition d'une réponse à une stimulation mécanique de la dent est d'un gramme, avec une sensibilité épicritique (discriminative) il était de 8 grammes pour les implants, mais avec une information vague et diffuse. La sensibilité causée par les implants dentaires est nommée « ostéoperception ».[20]

Les récepteurs du ligament parodontal et son protoneurone, fibre qui a un gros calibre, disparaissent après une extraction dentaire. Une réadaptation et un contrôle des muscles de mastication semblent être apportés par les implants et certaines zones du cerveau semblent également s'adapter après l'implantation.[20]

Il a été observé une ré-innervation autour des implants et la production de nouvelles fibres peu ou pas myélinisées qui sont générées avec plusieurs terminaisons libres dans les périphériques de l'interface implant-os.[20]

Les tissus osseux ne possèdent pas de mécanorécepteurs. La sensibilité est réalisée par des fibres nerveuses qui sont générées après l'implantation provoquée par la blessure de l'os ; l'apport de fibres nerveuses nouvelles est le fait de la néovascularisation. L'information qui est transmise par les implants n'a pas les qualités proprioceptives (discriminatives) de celle qui sont transmises par les dents. Les conséquences d'un point de vue clinique sont

biologiques, avec une résorption de l’os autour des implants, et mécaniques, avec des ruptures des implants ou des éléments prothétiques.[20]

Synthèse

Dans ce deuxième chapitre, nous avons abordé le cycle de mastication. Il consiste en une phase d'ouverture (relaxation) et de fermeture (occlusion) de la mandibule. Des mouvements de rotation, de déplacements antéropostérieurs et de diduction sont générés. La durée d'un cycle de mastication pour la fermeture est en moyenne de 380 à 480ms, et pour l'ouverture de 270 à 530 ms. Le temps de mastication dure en moyenne 8 à 16 min par repas, pour 500000 à 1 million de cycles par année. Les forces de contact entre les dents dans un cycle de mastication augmentent jusqu'à un point FM qui caractérise la force maximale (des valeurs de 10 à 150N ont été observées). Il faut remarquer que les amplitudes des forces dans un cycle de mastication restent inférieures en comparaison à celles des forces de morsure. Les forces de morsure principalement axiales peuvent atteindre des valeurs de 200 à 800 N pour les molaires, de 130 à 470N pour les prémolaires et de 60 à 280N pour les incisives. Des forces tangentielles ont été observées avec des valeurs inférieures à 40 N.

Une analyse de la littérature sur les propriétés mécaniques de l'os a été réalisée. Nous avons observé des valeurs de la limite élastique de l'os cortical de 100 à 110MPa et de 10MPa pour l'os spongieux. La déformation maximale avant endommagement de l'os cortical a été déterminée entre 7500-8500με. Le modèle Mechanostat a été abordé, il est basé sur le comportement des tissus osseux face aux stimulations mécaniques. Ce modèle décrit 4 zones en fonction des niveaux de déformation:

1. Zone de chargement trivial, cette zone est caractérisée par des magnitudes de déformations très faibles dans laquelle la qualité de l'os est réduite,
2. zone de charge physiologique, elle est caractérisée par un état stable de croissance et de régénération de l'os.
3. zone de surcharge, l'os subit des micro-ruptures qui permettent la régénération d'un nouvel os,
4. zone pathologique, l'os est soumis à des déformations avec un grand risque de rupture.

A la fin de ce chapitre, les différents types d'implants dentaires (sous-périostés, trans-osseux et endosseux) sont présentés. Les matériaux utilisés en implantologie dentaire, les traitements des surfaces, le concept d'ostéointégration, les protocoles cliniques et la proprioception d'un implant dentaire ont pareillement été décrits.

CHAPITRE III

Evaluation des performances mécaniques dans l'implantologie dentaire.

Des méthodologies d'évaluation des implants dentaires et des composants prothétiques seront décrites dans ce chapitre. Trois études seront présentées avec la structure suivante : le contexte, la méthode, les résultats, la discussion et les conclusions. Dans la première étude, l'Analyse d'Eléments Finis a été utilisée pour l'évaluation d'un implant dentaire, les paramètres étudiés sont liés au modèle (la taille du maillage, le temps de chargement et la fixation du pas de temps afin de réduire le temps de calcul), ainsi que la tenue mécanique de deux modèles d'implants dentaires sur trois conditions de chargement. Dans la deuxième étude, trois lois de comportement mécanique ont été testées dans l'écrasement du modèle par Eléments Finis d'une plaque de stabilisation qui sert à la stabilisation de l'implant dentaire. En dernier lieu, dans la troisième étude (article #1) une méthodologie de l'évaluation des implants dentaires et des éléments prothétiques a été développée sur les conditions de certification de la norme ISO 14801 par l'Analyse d'Eléments Finis. La dernière étude a été soumise et acceptée au *Journal of Prosthetic Dentistry*, raison pour laquelle il a été considéré pertinent de mettre la version finale de l'article en version anglaise.

i. Evaluation des performances d'un implant dentaire

Contexte

L'utilisation des implants dentaires est devenue une solution de plus en plus utilisée pour les patients avec des problèmes d'édentation partielle ou totale. Le taux de réussite constaté dans la littérature est de plus de 90%.[95]

L'analyse biomécanique d'un implant repose sur trois zones stratégiques que sont la zone osseuse, la zone gingivale et la zone prothétique. La zone osseuse peut être décrite par trois caractéristiques : (1) le matériau, (2) le dessin du corps de l'implant et (3) l'état de surface. La zone gingivale de l'implant est généralement lissée pour améliorer l'adaptation du tissu gingival autour de l'implant. Finalement la zone prothétique, qui dépend du nombre de pièces et du type de configuration auquel l'implant sera soumis.[95]

L'objectif de cette étude est d'évaluer la tenue mécanique d'un implant dentaire, par l'Analyse d'Eléments Finis soumis à différentes conditions de forces de mastication. Des paramètres de calcul du logiciel Hypermesh ont été évalués, les observations de cette étude serviront à définir les conditions des simulations des sous-chapitres suivants.

Méthode

Dans un premier temps, un modèle de référence d'éléments finis d'un implant dentaire de type endosseux a été développé. Dans un deuxième temps, une analyse de sensibilité a été réalisée en étudiant les paramètres suivants : 1) la taille du maillage, 2) le temps de chargement, et 3) la fixation du pas de temps (Dt). Pour conclure et afin de déterminer l'influence de la géométrie de l'implant, le modèle de référence a été comparé à trois conditions de chargement avec un deuxième implant de géométrie différente.

Modèle de référence

Un implant dentaire de type endosseux monobloc (SIT-IDP-IMP-M3.75-13, Genève, Suisse) qui peut être considéré comme générique a été utilisé. La géométrie 3D a été fournie par le fabricant puis elle a été importée dans le logiciel HyperMesh (AltairV12, Troy, USA) afin de développer le modèle par éléments finis.

Un maillage de type triangulaire a été assigné pour la surface et des éléments tétraédriques pour le maillage volumique, avec une taille minimale de 0,05mm et 0,02mm respectivement. Les matériaux utilisés pour l'implant dentaire ont été traités avec une loi de comportement purement élastique. Les valeurs utilisées pour le titane grade 4 commercial sont : le module de Young : 105000MPa, la densité : 0.0045 g/mm3, et le coefficient de Poisson : 0,37. Dans la littérature, pour le titane grade 4 une contrainte de la limite élastique de 480MPa est observée.[98]

Le maillage de l'implant dentaire a été encastré à 3mm en dessous du niveau nominal de l'os. Ce niveau correspond à une représentation de la résorption osseuse normale d'un

implant dentaire.[99] Les nœuds de l'implant, dans la zone d'encastrement (voir figure 3.1A), ont été fixés avec des restrictions de déplacement et de rotation dans les trois axes.

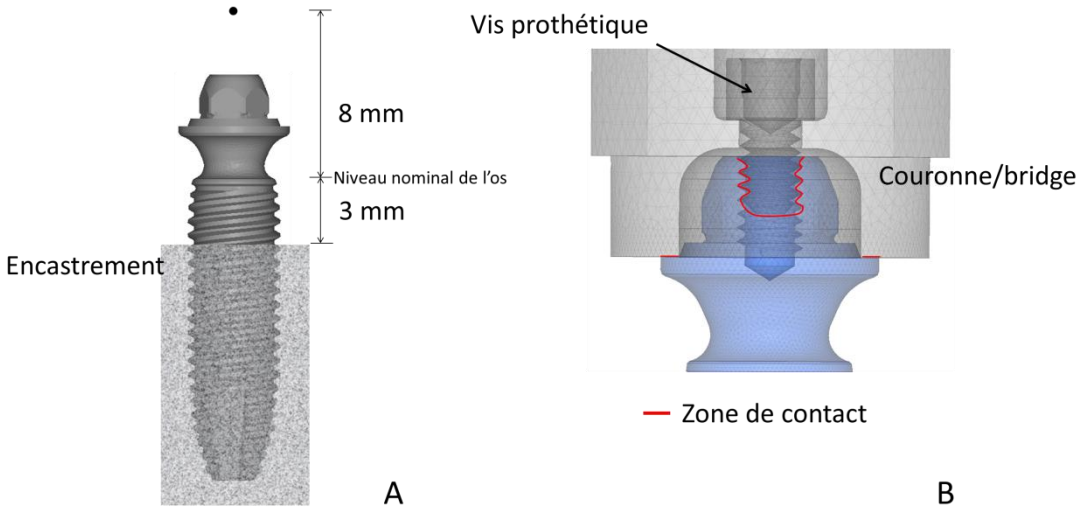


Figure 3.1 Modèle de référence. A. Conditions de la simulation, B. Zones de contact pour définir le Rigid Body.

Un chargement vertical pur a été appliqué sur un nœud à 8mm, ce niveau correspond à la hauteur moyenne d'une dent.[8] La force appliquée était de 200N, force observée dans un cycle de mastication sur une incisive.[36] Le nœud a été lié avec un Rigid Body (RB) à l'implant dentaire. Les nœuds utilisés pour le RB correspondent à l'emplacement du contact entre l'implant dentaire et les éléments prothétiques (couronne/bridge et vis prothétique), (voir figure 3.1B). Le pic des contraintes de von Mises, σmax, a été enregistré pour chaque simulation ; cette valeur a été considérée comme un indicateur à la rupture.[100]

La fonction /kerel qui sert à la stabilisation de l'énergie cinétique a été implémentée, ainsi que la fixation du pas de temps (Dt) avec la fonction CST 1^{E}-05 pour réduire le temps de calcul.

Analyse de sensibilité

Le modèle de référence a été soumis à une analyse de sensibilité. Les paramètres étudiés sont les suivants :

Taille du maillage, cinq tailles de maillage définies dans le logiciel Hypermesh par l'option 'Element size' pour les éléments surfaciques de l'implant dentaire ont été évalués : 0,1mm, 0,15mm (modèle de référence), 0,3mm, 0,5mm et 1mm.

Temps de chargement, le chargement de 200N dans la direction verticale pure a été testé à quatre temps de simulation différents : (1) 5mm, (2) 20ms (modèle de référence), (3) 50ms et (4) 300ms.

Fixation du pas de temps (Dt), pour fixer et réduire le pas de temps les fonctions du solver Radioss (AltairV12, Troy, USA) : CST (Time Step becomes Constant) et AMS (Advanced Mass Scaling) ont été utilisées. Avec la fonction CST, la masse nodale du modèle

est incrémentée, par conséquence la dynamique du système ou *momentum* n'est pas conservée et l'évolution de la masse du modèle doit être surveillée le long du calcul. En revanche, la fonction AMS ne modifie pas la masse globale et le *momentum* est conservé. Les cas étudiés sont les suivants : 1) *Dt d'origine*, 2) fonction *CST Dt= 10^{E}-05* (modèle de référence), 3) fonction *CST Dt= 10^{E}-04*, 4) fonction *CST Dt= 10^{E}-03*, 5) fonction *AMS Dt= 10^{E}-05*, 6) fonction *AMS Dt= 10^{E}-04*, 7) fonction *AMS Dt= 10^{E}-03*.

Comparaison de la tenue mécanique de deux implants différents

Le modèle de référence (Imp_1) a été comparé à un deuxième implant (Imp_2), ce dernier a suivi une modification géométrique dans la zone du pilier (voir figure 3.2). Les deux implants dentaires ont été soumis à trois conditions séparées de chargement qui peuvent être considérées comme les forces de mastication dans une incisive: (1) chargement vertical pur : Fz=0 à 200N, (2) chargement horizontal pur : Fy=0 à 60N,[101] et (3) combinaison des forces : Fz=0 à 200N et Fy= 0 à 60N.[36]

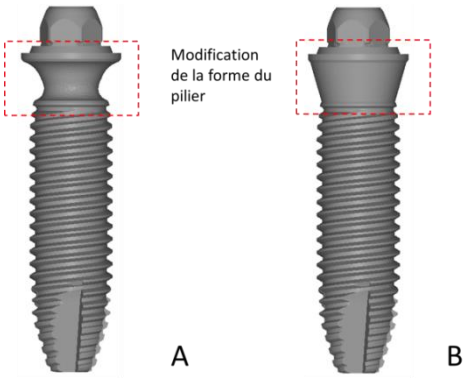


Figure 3.2 Modèle par éléments finis de l'implant dentaire. A.Imp_1 et B.Imp_2

Résultats

Analyse de sensibilité

Taille de maillage, pour analyser la taille du maillage, la distribution des contraintes de von Mises a été limité à une zone structurale de l'implant dentaire. Le pic des contraintes a été enregistré sur la zone du pilier (voir figure 3.3). Dans le tableau 3.1, le pic des contraintes de von Mises, les temps de calcul ainsi que la masse d'erreur sont détaillés.

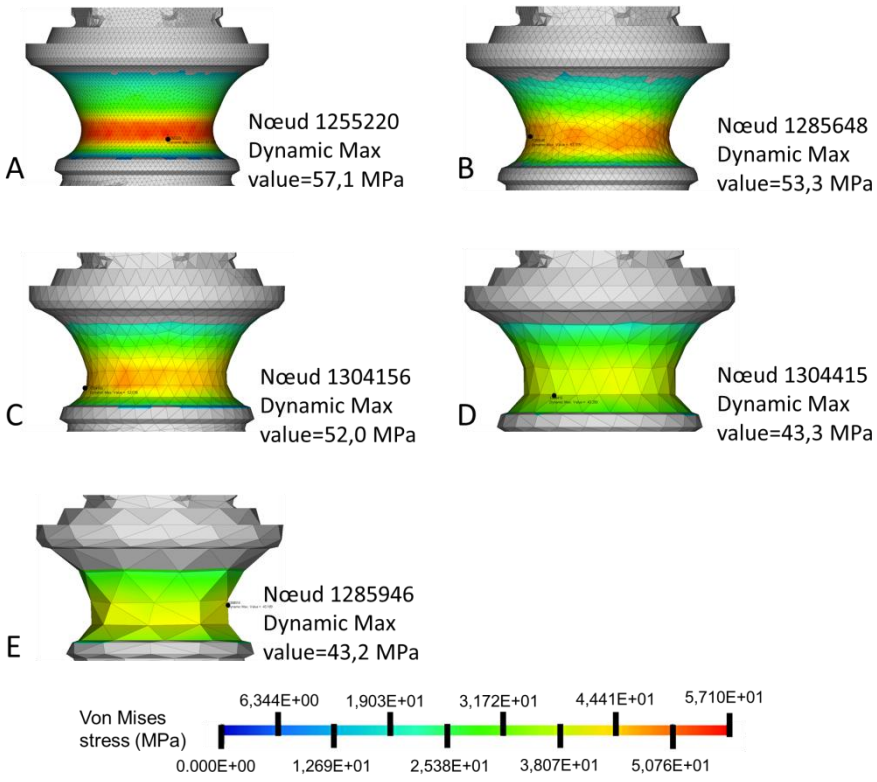


Figure 3.3 Distribution des contraintes de von Misses avec un maillage moyenne, A.0,1mm, B.0,15mm, C.0,3mm, D.0,5mm et C.1mm.

Taille moyenne (Element size)	**Contrainte de von Mises (σmax)**	**Temps de calcul**	**Masse d'erreur**
0,1mm	57,1 MPa	2jours1h20min	0.0000E-00
0,15mm	53,3 MPa	19h11min	0.1119E-02
0,3mm	52,0 MPa	13h20min	0.3629E-03
0,5mm	43,3 MPa	11h50min	0.7901E-03
1mm	43,2 MPa	57min	0.4380E-03

Tableau 3.1 Taille du maillage.

Temps de chargement, pour les quatre temps de chargement le pic de la contrainte de von Mises a été localisé dans la même position (*e.g.* figure 3.4 pour un temps de chargement de 5ms). Dans le tableau 3.2 le pic des contraintes est détaillé, ainsi que le temps de calcul et la masse d'erreur pour les quatre simulations.

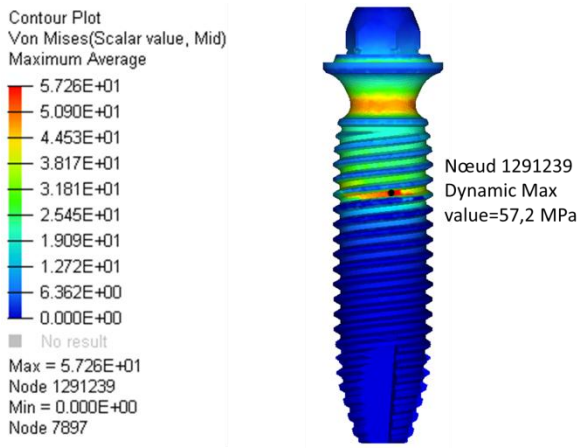


Figure 3.4 Distribution et pic de contraintes de von Mises dans l'implant dentaire avec un temps de chargement de 5ms.

Temps de chargement	Contrainte de von Mises (σmax)	Temps de calcul	Masse d'erreur
5ms	57,25 MPa	2h48min	0.1119^{E}-02
20ms	57,18 Mpa	19h11min	0.1119^{E}-02
50ms	57,16 Mpa	37h02min	0.1119^{E}-02
300ms	57,15 Mpa	5jours12h22min	0.1424^{E}-07

Tableau 3.2 Temps de chargement.

Fixation du Pas de temps(Dt), dans la figure 3.5 l'évolution de la masse dans le système avec le pas de temps d'origine est montrée, ainsi que la fixation du pas de temps avec les fonctions CST et AMS. Dans le tableau 3.3 sont détaillés le pic des contraintes de von Mises, les temps de calcul et l'erreur de masse pour les sept simulations.

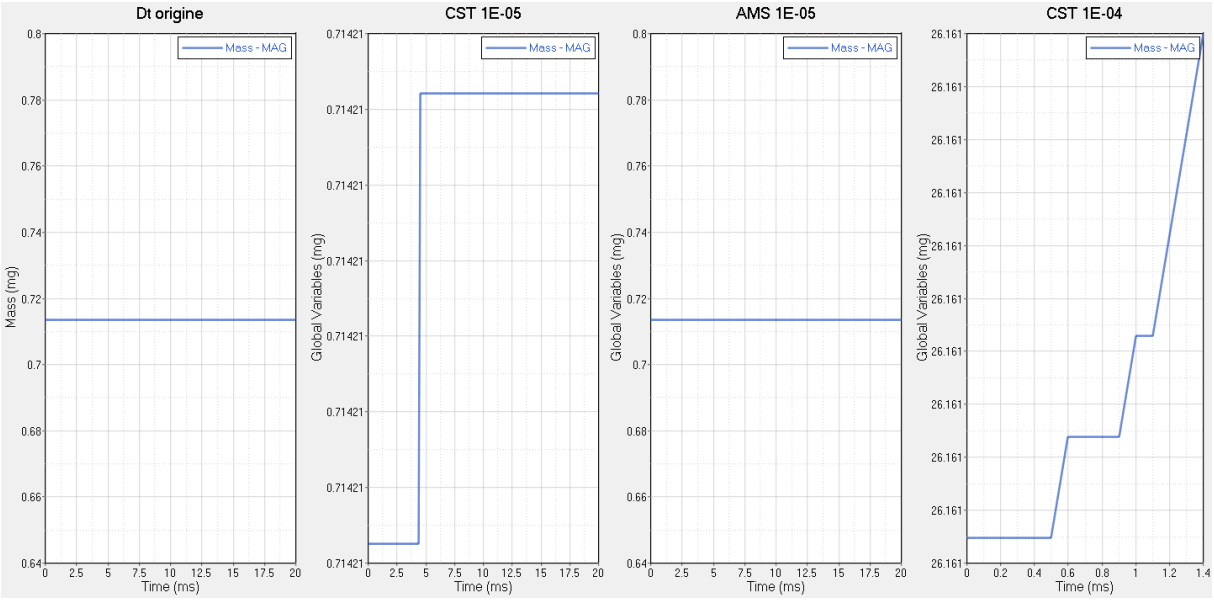


Figure 3.5 Courbes de l'évolution de la masse en fonction du temps.

Dt	Contrainte de von Mises (σmax)	Temps de calcul	Masse d'erreur
Origine= 3.614E-06	57,185 MPa	2jours1h20min	0.0000E-00
CST 1E-05	57,184 MPa	19h11min	0.1119E-02
CST 1E-04	-	-	35.67
CST 1E-03	-	-	3666
AMS 1E-05	57,184 MPa	24h26min	0.0000E-00
AMS 1E-04	57,186 MPa	34h16min	0.0000E-00
AMS 1E-03	57,187 MPa	48h59min	0.0000E-00

Tableau 3.3 Pas de temps d'origine, et fixation avec les fonctions CST et AMS.

Comparaison de la tenue mécanique de deux implants différents

Avec un chargement combiné en compression (direction -z) et en cisaillement (direction y), le pic des contraintes pour l'implant dentaire Imp_1 est situé au niveau du pilier et pour l'implant Imp_2, le pic de contraintes a été déplacé au niveau de l'encastrement de l'implant (voir figure 3.6). Dans le tableau 3.4, le pic des contraintes de von Mises est détaillé pour les trois conditions de charge.

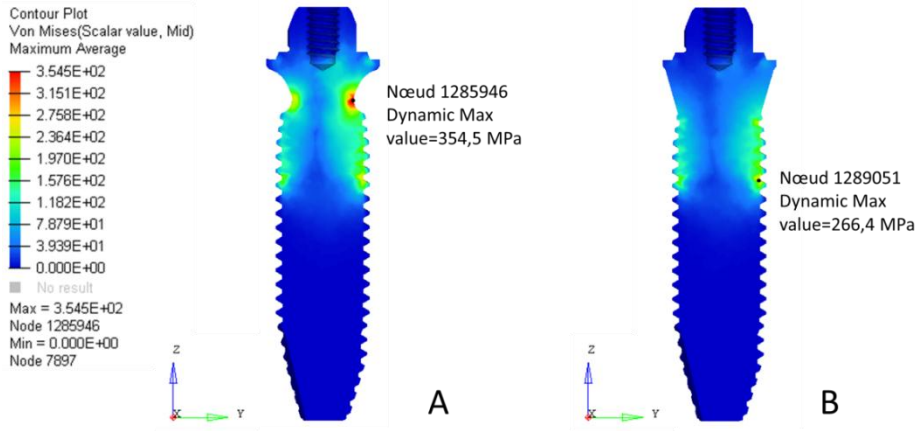


Figure 3.6 Pic des contraintes de von Mises d'un implant dentaire à un chargement combiné en compression et cisaillement. A. Imp_1 et B. Imp_2.

Chargement	Imp_1 (σmax)	Impl_2 (σmax)
Fz=200 N	57,2 MPa	58,4 MPa
Fy=60 N	300,2 MPa	225,9 MPa
Fy=60 N et Fz=200 N	354,5 MPa	266,4 MPa

Tableau 3.4 Pic de contraintes de von Mises dans les implants pour les trois conditions de charge.

Discussion

La simulation numérique par éléments finis a permis d'évaluer la tenue mécanique d'un implant dentaire dans des conditions de chargement qui peuvent être considérées comme les forces de mastication dans une incisive.

Nous avons observé que la taille du maillage a une influence significative sur le temps de calcul et la localisation du pic des contraintes sur l'implant dentaire. Dans cette étude, avec un maillage grossier de 1mm (element size), la géométrie de l'implant est déformée et la différence du pic de contrainte de von Mises en comparaison à un maillage fin de 0,1 mm (element size) est de 25%, elle s'avère donc significative. Des erreurs liées à la réduction du

pas de temps (Dt) par la fonction CST en fonction d'un maillage très fin (cas observé avec un maillage de 0,1mm) ont été observées. Le temps de calcul augmente à cause de la diminution de la taille des éléments. Il faut considérer que la taille du maillage est un paramètre influent sur les résultats des simulations. Lors de cette étude, un maillage surfacique de 0,15mm a été considéré comme recommandé afin de garder un compromis entre la précision et le temps de calcul de la simulation.

Le temps de chargement dans cette étude, entre 5ms, 20ms, 100ms et 300ms, n'a pas eu d'influence significative entre le niveau du pic des contraintes de von Mises enregistré. La différence a été inférieure à 1%. Ce comportement peut être expliqué par le type de loi de comportement qui a été appliqué sur le matériau de l'implant dentaire, avec une loi de comportement complètement élastique. Cette loi ne considère pas la vitesse de déformation.

Le temps de calcul dans cette étude a été déterminé par la relation de la taille des éléments et le pas de temps. Des artifices numériques comme les fonctions CST et AMS ont été utilisés pour réduire et fixer le pas de temps. Dans nos résultats, le pic des contraintes de von Mises pour les simulations avec le pas de temps d'origine et avec les fonctions CST 1^{E}-05, AMS 1^{E}-05, AMS 1^{E}-04 et AMS1^{E}-03 ont eu une différence inférieure à 0.002%, qui est considéré comme non significative. La réduction du pas de temps avec la fonction CST 1^{E}-04 et CST 1^{E}-03 ont donné lieu à des erreurs, dues à l'ajout de masse dans le système. Lors de la réduction du pas de temps, le manuel d'Altair (Hypermesh) propose d'observer l'erreur de masse qui doit être le plus proche de 0 ainsi que la stabilisation de la masse au long de la simulation. D'un point de vue de la stabilisation du calcul, la fonction AMS est recommandée comme la fonction la plus performante mais lors de nos simulations avec la fixation du pas de temps à AMS 1^{E}-04 et AMS1^{E}-03, le pas de temps a été fixé automatiquement sur un pas de temps de 1.418^{E}-04. L'influence de la fonction Tol_Ams peut être impliquée.

Dans la comparaison des performances mécaniques des implants Imp_1 et Imp_2, il a été observé que dans les cas d'un chargement en cisaillement, qui est le type de chargement le plus pénalisant pour les implants, l'implant dentaire Impl_2 présente une meilleure répartition des contraintes sur le corps de l'implant. Le pic des contraintes de von Mises a été réduit et déplacé à une zone qui peut être considérée comme plus stable. Cependant avec les conditions de chargement de cette étude, les pics des contraintes de von Mises dans les deux implants n'ont pas dépassé le seuil de la limite élastique de 480 MPa pour le titane grade 4. Les effets de fatigue n'ont pas été considérés dans cette étude.

Conclusions

Avec les limitations de cette étude par simulation numérique, les conclusions tirées sont les suivantes :

1) La taille du maillage a une influence sur le temps de calcul et sur la précision des résultats.
2) La loi de comportement mécanique complètement élastique ne considère pas la vitesse de déformation.
3) La fixation du pas de temps par la fonction CST augmente la masse globale du système, il faut être attentif à l'évolution de la masse tout au long du temps de calcul de la simulation.

4) La fixation du pas de temps par la fonction AMS dans cette étude a été limitée.
5) La tenue mécanique d'un implant dentaire dépend de sa géométrie. Des modifications géométriques peuvent être réalisées pour rendre l'implant plus performant.

ii. Evaluation des Plaques de stabilisation

Contexte

Les implants dentaires sont utilisés pour les patients avec une édentation partielle ou totale afin de récupérer la fonction de mastication avec un taux de réussite cliniquement acceptable. Cependant dans le cas où le niveau de l'os de la mâchoire et les qualités sont déficients, l'utilisation d'un implant classique n'est pas recommandée. Dans les années 90, le Docteur Philippe DACREMONT cherchait une solution unique permettant de satisfaire pleinement les besoins de tous ses patients. Les plus exigeants présentaient des cas d'édentation avancés, avec peu d'os ou de très mauvaise qualité, et la plupart posaient des contraintes de temps très strictes, nécessitant un recours quasi-systématique à la mise en charge immédiate de leur prothèse.[91]

Le Dr. Dacremont a mis au point un système implantaire (plaque de stabilisation) permettant de prendre en charge même les cas jugés irréalisables par l'implantologie traditionnelle, tout en offrant le confort d'une procédure rapide, souvent réduite à moins d'une semaine grâce à la mise en charge immédiate de leur prothèse.[91]

Dans cette étude, la plaque de stabilisation a été soumise à un test de compression par la méthode d'éléments finis. La finalité a été de tester trois lois de comportements mécaniques utilisés dans la simulation numérique. Les observations de cette étude ont été utilisées dans les simulations des chapitres suivants.

Méthode

Dans un premier temps, un modèle de référence par éléments finis d'une plaque de stabilisation a été réalisé. Dans un deuxième temps, trois lois de comportement mécanique pour le matériau de la plaque de stabilisation ont été évaluées. Et dans un troisième temps, trois conditions du temps de chargement ont été évaluées.

Modèle de référence

Le modèle 3D de la plaque de stabilisation (SIT-IDP-PLA-6, Genève, Suisse) a été fourni par le fabricant. Ce modèle a été importé dans le logiciel Hypermesh (AltairV14, Troy, USA) pour développer le modèle par éléments finis. Deux structures ont été ajoutées : (1) S1 et (2) S2 (voir figure 3.7.)

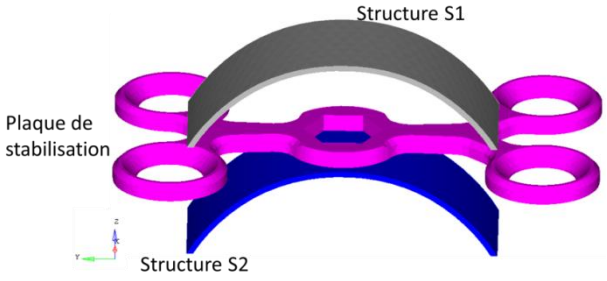


Figure 3.7 Modèle numérique du système.

Le maillage surfacique de la plaque de stabilisation a été réalisé par éléments triangulaires avec une taille minimale de 0.1mm et par des éléments tétraédriques pour le maillage volumique ; la taille minimale de ce maillage a été de 0.07mm. Pour la structure S1 et S2, la taille minimale du maillage surfacique triangulaire a été de 0.2mm.

Afin de plier la plaque de stabilisation, les éléments de la structure S2 ont été fixés par des restrictions de déplacements et de rotations. Cette structure a servi comme une base pour la déformation de la plaque. Un RB a été créé avec les nœuds de la structure S1, un déplacement vertical a été imposé de t_0= 0mm à t_1= 2.5mm, dans la direction –z pour écraser la plaque de stabilisation et t_2= 2.5mm dans la direction +z pour arrêter la compression de la plaque (*e.g.* figure 3.8).

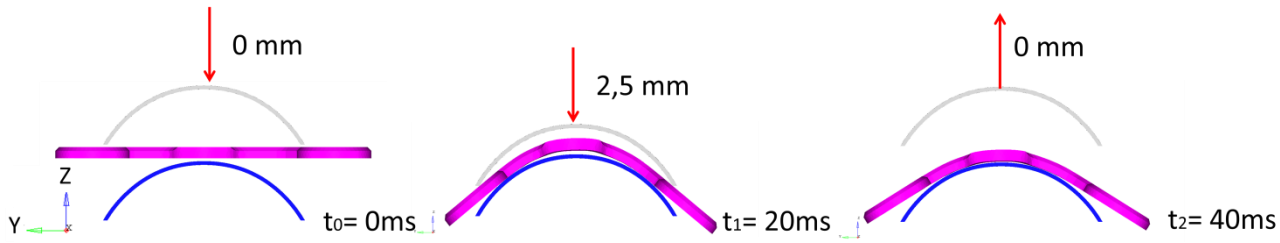


Figure 3.8 Déplacement de la structure S1.

Lois de comportement mécanique

Le matériau défini pour la plaque de stabilisation a été le titane grade 1. Trois lois de comportement mécanique ont été testées : **1)** loi de comportement élastique (densité(ρ)=0.00451g/mm^3, module de Young(E)=103GPa, coefficient de Poisson(ν)=0.3), **2)** loi de comportement élastoplastique Johnson-Cook-flag=0 (ρ=0.00451g/mm^3, E=103GPa, ν=0.3, limite élastique(σy)=246MPa, déformation maximale (Ɛmax)=33,8%, contrainte maximale (σmax)=348MPa), et **3)** loi de comportement Johnson-Cook-flag=1 (ρ=0.00451g/mm^3, E=103GPa, ν=0.3, σy=246MPa, σUTS=348MPa, ƐUTS=33,8%).

Temps de chargement

Afin d'observer l'influence du temps de chargement sur le comportement mécanique de la plaque de stabilisation avec la loi de comportement Johnson-Cook-flag=1, trois courbes de déplacement de la structure S1 ont été évaluées : (1) t_0 =0ms, t_1 =5ms et t_2 =10ms, (2) t_0 =0ms, t_1 =20ms et t_2 =40ms, (3) t_0 =0ms, t_1 =50ms et t_2 =100ms.

Résultats

Lois de comportement mécanique

La loi de comportement élastique, dans la figure 3.9 montre la distribution des contraintes de von Mises dans la plaque de stabilisation à un temps t_0 , t_1 et t_2 et la courbe du pic des contraintes de von Mises.

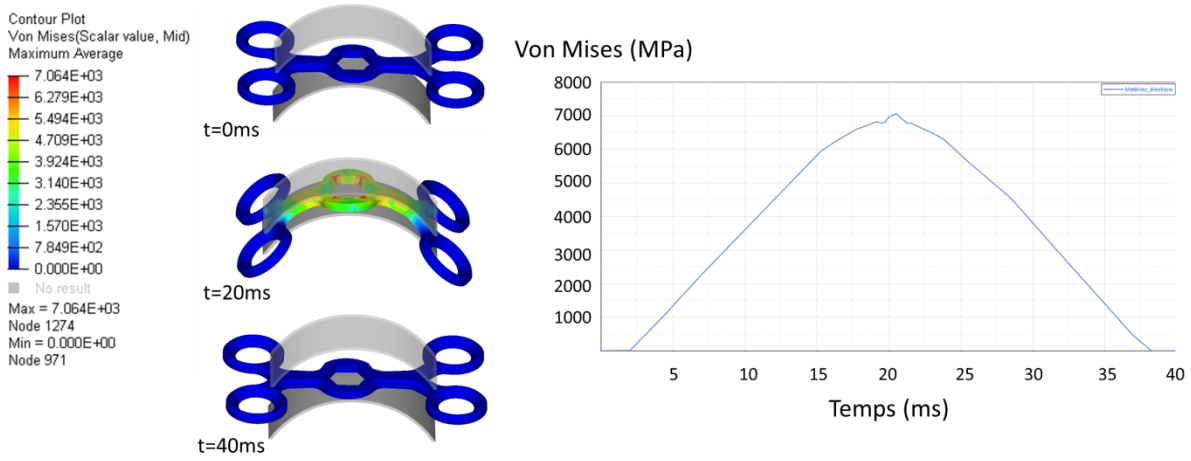


Figure 3.9 Plaque de stabilisation avec un matériau élastique.

Loi de comportement élastoplastique Johnson-Cook-flag=0, dans la figure 3.10 la distribution des contraintes de von Mises est montrée dans la plaque de stabilisation à un temps t_0 , t_1 et t_2 et la courbe du pic des contraintes de von Mises.

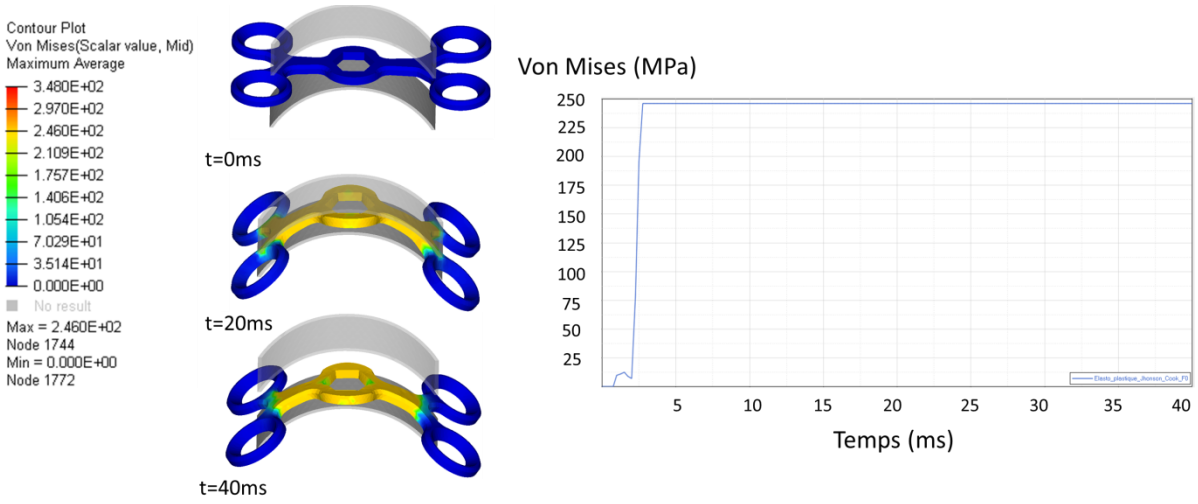


Figure 3.10 Plaque de stabilisation avec une loi élasto-plastique Johnson-Cook Flag_0.

Loi de comportement élastoplastique Johnson-Cook-flag=1. Dans la figure 3.11, la distribution des contraintes de von Mises est montrée dans la plaque de stabilisation à un temps t_0 , t_1 et t_2 et la courbe du pic des contraintes de von Mises.

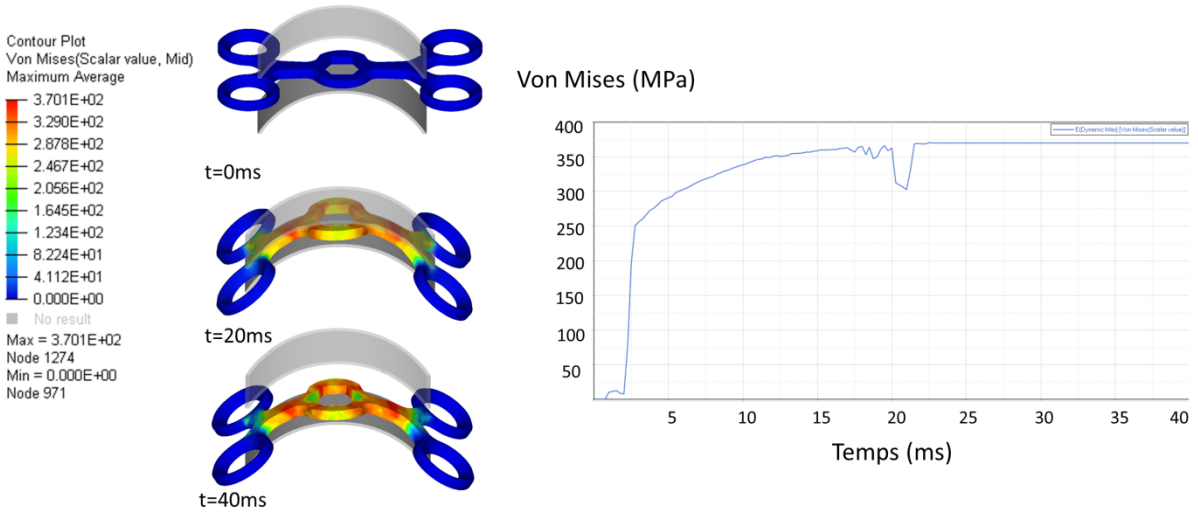


Figure 3.11 Plaque de stabilisation avec une loi élasto-plastique Johnson-Cook Flag_1.

Temps de chargement

La contrainte maximale de von Mises dans un temps t_2 dans la plaque de stabilisation a eu une différence inférieure de 1,5% entre le trois temps de chargement de 10ms, 40ms et 100ms (voir figure 3.12.)

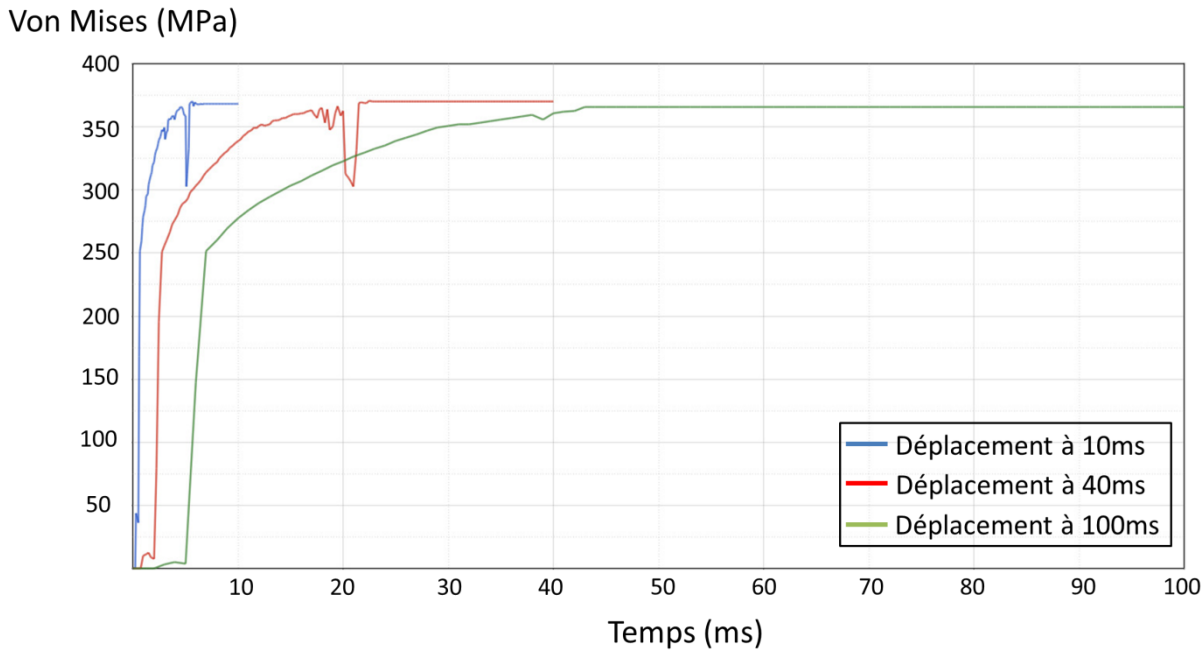


Figure 3.12 Courbes du pic des contraintes de von Mises de la plaque de stabilisation à trois temps de chargement.

Discussion

La simulation par éléments finis a permis d'évaluer la tenue mécanique d'une plaque de stabilisation à des conditions de compression. Trois lois de comportement ont été testées.

Dans le premier cas, une loi de comportement complètement élastique a été assignée à la plaque de stabilisation. Après le chargement de compression dans un temps final t_2, la plaque est revenue à son état original, ce résultat était attendu compte tenu des propriétés d'élasticité attribuées à la plaque. Cependant, durant l'étape de compression, le pic des contraintes de von Mises dans cette structure a augmenté considérablement en comparaison au seuil de σmax du titane grade 1 qui est de 348MPa.

Dans le deuxième cas, la loi de comportement mécanique Johnson-Cook a été utilisée ; cette loi décrit la partie élastique et plastique d'un matériau. Au long du test de compression de la plaque, il a été observé une stabilisation de la contrainte maximale de von Mises après avoir dépassé la limite élastique, ce qui peut être expliqué par les données implémentés dans la loi de comportement (ρ, E, ν, limite élastique(a), déformation plastique maximale (ε_p^{max}), contrainte maximale (σmax)), (voir figure 3.13). Dans les conditions de chargement de cette étude, la déformation maximale à la rupture n'a pas été atteinte. Pour comprendre l'influence des données d'entrée, dans l'équation 2.1, les paramètres qui interviennent pour les contraintes et les déformations qui dépassent le paramètre 'Plastic yield stress « *a* »', le comportement de la zone élastique est linéal et il est représenté par la loi de Hooke.

$$\sigma = (a + b\varepsilon_p^n)(1 + cln\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0})(1 - (T^*)^m) \quad \text{..... (2.1)}$$

Où '$\boldsymbol{\sigma}$' est la contrainte équivalente ou contrainte de von Mises, '$\boldsymbol{a}$' est le paramètre Plastic Yield stress, '$\boldsymbol{b}$' est le paramètre plastic hardening parameter, '$\boldsymbol{\varepsilon_p}$' est le paramètre Plastic strain, '$\dot{\varepsilon}$' est le paramètre strain rate, '$\boldsymbol{n}$' est le paramètre Plastic hardening exponent, et '$\boldsymbol{c}$'est le Strain rate coeffcient, tandis que '$\boldsymbol{T}$' est la température moyenne.

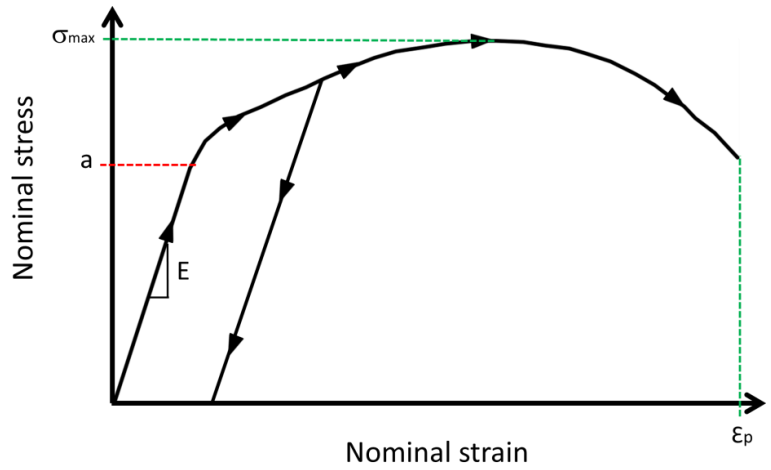


Figure 3.13 Paramètres implémentés dans cette étude dans la loi de comportement Johnson-Cook flag=0.

Pour le troisième cas, la loi de comportement mécanique Johnson-Cook a été adaptée avec la limite élastique, la contrainte maximale UTS et la déformation UTS dans le logiciel Hypermesh. Ce type de modalité a été implémenté dans la version 2017 du logiciel. Dans la courbe du pic des contraintes (voir figure 3.14), la limite élastique et la contrainte UTS ont été

observées. Pour ce cas, les paramètres de rupture n'ont pas été considérés. Dans la figure 2.8 sont montrées les données d'entrée pour cette loi de comportement mécanique.

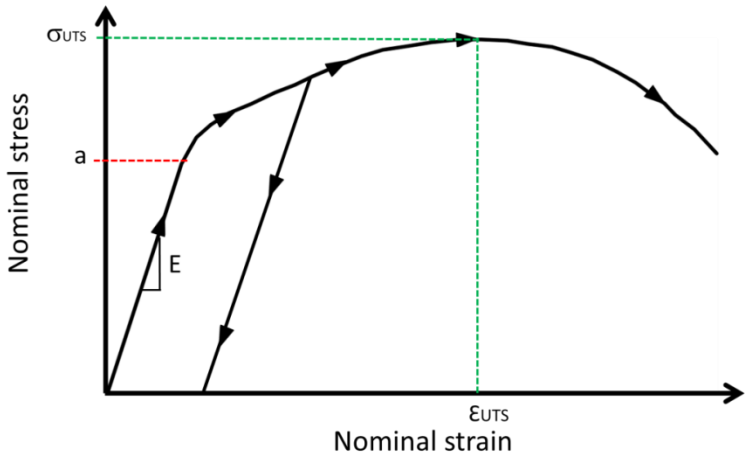


Figure 3.14 Paramètres implémentés dans cette étude dans la loi de comportement Johnson-Cook Flag=1.

Dans les conditions de charge, à trois temps différents, nous observons une différence inférieure de 1,5% du pic des contraintes de von Mises, car le paramètre '***c***' de l'équation 2.1 qui influe sur la vitesse de la déformation a été négligé. Il est observé que la courbe du pic des contraintes de von Mises montre un comportement plus stable avec un temps de calcul plus important. Le compromis entre précision et temps de calcul de la simulation doit être garanti.

Les données d'entrée choisies dans cette étude pour la loi de comportement Johnson-Cook ont servi à comprendre l'influence des paramètres de cette loi. Des variations dans les résultats seront présentés avec l'utilisation des paramètres de la zone plastique comme la constante de croissance '***b***' de la contrainte équivalente dans la zone plastique avant la contrainte maximale, la constante de courbature '***n***'de la zone plastique avant la contrainte maximale, la constante de la vitesse de déformation ***'c***' et les effets de la température '***T'.***

Conclusions

Avec les limitations de cette étude par simulation numérique, les conclusions tirées sont les suivantes :

1) La partie élastique des lois mécaniques utilisées dans cette étude sont représentées linéairement par la loi de Hooke.

2) La loi mécanique de Johnson-Cook décrit la zone élastique et plastique des matériaux ductiles en fonction de la vitesse de chargement, des constantes mécaniques de la zone plastique et de la température. Elle est définie par les données mécaniques d'entrée, pour toutes les données inconnues du matériau, le logiciel définira des valeurs par défaut.

iii. Evaluation de la tenue mécanique d'un implant dentaire dans des conditions de certification : une approche par l'Analyses d'Eléments Finis.

Cette étude intitulé '*Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis'* a été acceptée par le *Journal of Prosthetic Dentistry* en juillet 2017. La méthodologie d'évaluation pour les implants dentaires de type endosseux, dans les conditions de la norme ISO 1480, est la compilation des connaissances acquises des sous-chapitres précédents.

Abstract

Statement of problem. Implant prosthodontics provides high quality outcomes thanks to recent technological developments and certification procedures such as ISO 14801. However, these certification tests are costly and the result highly uncertain as the influence of design variables (materials and structure) is still unknown. The design process could be significantly improved if the influence of design parameters were identified.

Purpose. The purpose of this in vitro study was to use finite element analysis (FEA) to assess the influence of design parameters on the mechanical performance of an implant in regards to the testing conditions of the ISO 14801 standard.

Material and methods. An endosseous dental implant was loaded under the ISO 14801 standard testing conditions by numerical simulation, with 4 parameters evaluated under the following conditions: the conditions of the contact surface area between the implant and the loading tool, the length of the fixation screw, the implant embedding depth, and the material used for implant stiffness. Finite element analysis was used to compare the force that needed to reach the implant's yield and fracture strength.

Results. A dental implant's fracture point can be increased by 41% by improving the contact surface area, by 20% depending on the type of material, by 4% depending on the length of the fixation screw, and by 1.4% by changing the implant embedding depth.

Conclusions. FEA made it possible to evaluate 4 performance parameters of a dental implant under the ISO 14801 standard conditions. Under these conditions, the contact surface area was found to be the major test parameter influencing implant performance. This observation was validated experimentally in a fatigue test under the ISO 14801 standard.

Clinical implications

Test conditions were found to significantly influence implant resistance to rupture in the context of standard fatigue test conditions. Finite element analysis should be considered in the implant design process as a valuable tool for improving the implant's overall mechanical performance.

Introduction

According to the World Health Organization (WHO), caries and periodontal diseases are the main causes of tooth loss.[102] Worldwide, between 15% and 20% of the population between the ages of 35 and 44 years have lost at least 1 tooth, and 30% of elderly people between the ages of 65 and 74 years have no natural teeth.[102] Implant dentistry improves the lives of edentulous patients thanks to recent progress in the areas of implant protocols, implant performances, and dental prostheses, as well as product ergonomics.[103] However, it is not always suited to many of the situations that arise, notably when insufficient bone quality exists to ensure the implant's good performance over the long term.[19], [104] The implant design phase, therefore, is critical for dealing with increasingly complex situations.[19], [104]

The prognosis for an implant's mechanical strength is strongly influenced by load conditions during mastication,[105] and also by certain physiological mechanisms such as osseointegration and bone resorption,[5] and patient habits.[106], [107] The average mastication duration is between 400 ms and 450 ms for closing the jaw and between 450 ms and 500 ms for opening.[31], [108] Mastication time during each meal is estimated at between 8 and 16 minutes on average, giving a result of 500 000 to 1 million cycles a year.[29] Mastication forces change with age, sex, and the location of the tooth.[109] The forces applied on molars are between 390 and 800 N, between 208 and 288 N for premolars and canines, and between 155 and 200 N for incisors.[36], [110], [111] Lateral forces between 0 and 150 N have been reported.[101], [110], [112]

Osseointegration is an adaptation of the bone around the dental implant, which was defined by Brånemark et al,[4] in 1952. This process, during which bone properties change, is manifested in 2 stages: primary osseointegration, which occurs in the short term after the implant is placed, and secondary osseointegration, which is characterized by bone growth around the implant.[105], [113] Factors influencing a dental implant's osseointegration include the type of material,[114] the surface of the implant,[3], [115] the surgical technique used for implantation,[116], [117] and bone quality and quantity.[104], [105] A bone resorption process occurs alongside osseointegration and is characterized by a loss of bone tissue resulting in the adaptation and evolution of the cells involved in the osteoconduction, osteoinduction, and immunogenetic properties of the patient.[118] This process can be aggravated with age.[19]

All the aforementioned factors complicate the estimation of a reliable prognosis, although the success rate over the past 10 years has been estimated at over 94%.[5] Indeed, the development of dental implant technology has been accompanied by developments in the processes for evaluating devices which now make it possible to guarantee a quality standard.[29], [119], [120] The ISO 14801 standard is dedicated to dental implants of the endosseous or transmucosal type and is used in 162 member countries around the world.[121] This standard is used to assess the performances of a dental implant, its related prosthetic components, and its fatigue strength under less favorable conditions than those found in clinical conditions.[5]

The design and assessment phase for an implant is costly and uncertain, hence the interest in using numerical modeling to improve the cost/performance ratio.[122] The numerical approach by finite element analysis (FEA) has been used for dental implant design, with studies so far focusing on the analysis of stress distribution in the implant and bone tissues in simulations with quasistatic loads.[52], [54], [56], [123], [124] In 2 previous publications,[54], [125]the analysis was rounded out with an assessment of fatigue performances using the approach described by Wöhler.[126]

The purpose of this study was to optimize the probable performances of a generic dental implant design in the context of the ISO 14801 standard by investigating the possible role of 4 parameters on the implant's performance using finite element analysis.

Material and methods

The present investigation was based on the identification of parameters that might influence the performance of endosseous dental implants under the conditions of the ISO 14801 standard. Independently of the implant model, this study was based on a single dental implant model that should be considered as generic.

For the study, a monobloc implant (IDP-IMP-M3.75-13; Saddle Implants) was chosen and placed under the load conditions of the ISO 14801 standard (Fig. 3.15A). The implant and the various components were connected on the test bench by a standard screw (IDP-VPMU; Saddle Implants) as illustrated in Figure 3.15B. The test bench components, called the hemispherical loading member and connecting part, were produced specifically for the present investigation.

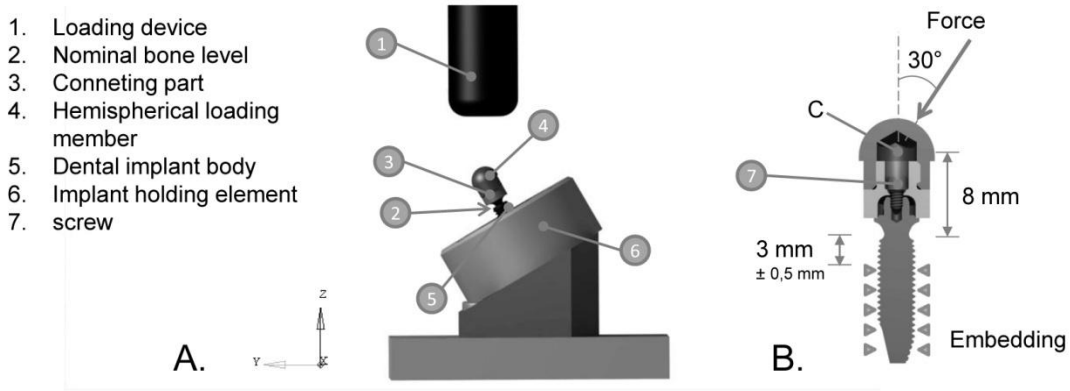


Figure 3.15 A, ISO 14801 standard loading system. B, Conditions for numerical simulation by finite element analysis.

The first step of the study was to develop a finite element model of the whole system (implant and test bench components). In a second step, the model was used in a sensitivity analysis of the implant's performance, focusing on specific parameters related to the test conditions: the contact surface area between the implant and other components (a quality of interaction criterion), the length of the fixation screw, the implant embedding depth and, the material used for implant stiffness.

In the finite element analysis, the following measurements were recorded to evaluate the influence of each input parameter for the dental implant's performance: the location of the peak stress (considering the von Mises stress, as it is widely accepted as a yield criterion in materials science)[100]; the applied force F_y needed to reach the implant's yield strength; the fracture force F_{fractk}; and the bending moments M. Bending moments M were taken as defined in equation 1 according to the ISO 14801 standard.[121]

$$M = 0.5 \times (8 \text{ mm} + resorption_{bone}) \times F, \qquad (2.3)$$

where $resorption_{bone}$ is 3 ±0.5 mm, and F is the force applied.

The computer-aided design (CAD) files containing the geometry of the system elements were meshed using software (HypermeshV11; Altair) with triangular element shapes for surface meshing and tetrahedral elements for volume meshing. Element sizes were set at 60 µm and adjusted gradually in the contact areas (Fig. 3.16). The model of the hemispherical member and the connecting part were fused and united in a single body. Details of the volume and surface mesh are given in Table 3.5.

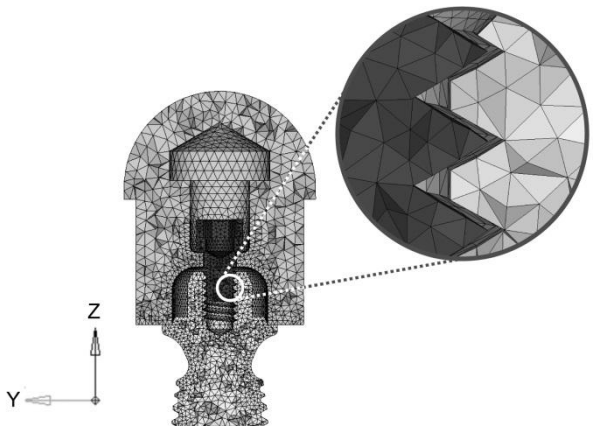


Figure 3.16 Dental implant and test bench components, meshing conditions.

System component	Surface meshing		Volume meshing	
	Element number	Minimum size	Element number	Minimum size
Dental implant	29914	0.060 mm	167319	0.021 mm
Connecting screw	3176	0.067 mm	7250	0.037 mm
Hemispherical member/ connecting part	12281	0.088 mm	62139	0.052 mm

Table 3.5 Meshing characteristic

The materials used were considered to be homogeneous and isotropic. The material defined for the dental implant was titanium grade 4, the connecting screw was made of Ti 6Al 4V ELI (titanium grade 5), and the hemispherical member and the connecting part were made of 40CrMnMoS8-6. The connecting screw, the hemispherical member, and the connecting part were set as rigid (kinematic condition). The behavior applied to the implant materials was elastoplastic, as proposed by Johnson-Cook. Details of the mechanical properties are given in

Table 3.6. The materials' yield strength was defined by σ_{yield} and the maximum stress by σ_{max}, the latter being used as the fracture point under stress for the model elements.

Material	Young modulus (MPa)	Poisson ratio	σ_{yield} (MPa)	Max. of deformation (%)	σ_{max} (MPa)	Reference
Titanium Grade 4	104500	0.37	650	16	798	[127]
Titanium Grade 5 (Ti 6AL 4V ELI)	114000	0.33	940	17	1054	[128]

Table 3.6 Mechanical properties of titanium grade 4 and titanium grade 5 (Ti 6AL 4V ELI)

According to the ISO 14801 standard's specifications,[121] the part of the dental implant anchored in the bone must be attached with a stiff clamping device with a yield strength greater than 3 GPa. For the simulation conditions, the dental implant's anchoring was modeled by embedding nodes (kinematic condition) as illustrated in Figure 3.15B.

The load was applied at 30 degrees from the implant's main axis as defined in the ISO 14801 standard.[121] In the Radioss software environment (Altair), a master node was used as the loading node at the geometrical center of the hemispherical member, indicated as the load center in Figure 3.15B. The force increased linearly, reaching a maximum within 50 ms. In order to remain within quasi-static conditions and to limit dynamic effects, kinetic energy was relaxed during the simulation. The conditions of contact between the parts were defined by an interface of the node to surface penalty-based contact type, with a coefficient of friction of 0.3 and a 0.005-mm gap.[54]

The finite element sensitivity analysis of the implant's performances against test conditions concerned the following input variables:

Contact surface area. Some dental implant systems include prefabricated beveled connecting parts, but, in other designs, this part is proposed for the certification body because requirements must be met for the test configuration.[121] In both situations, a physical interface occurs between this part, the dental implant, and the clamping device. The contact surface area was considered here as the quality of congruence between the various test components, good congruence meaning coinciding and perfectly fitting (Fig. 3.17). Two different configurations were tested to determine the possible influence of this parameter: small area: the physical contact extends over a relatively small surface area (Fig. 3.17A) and large area: congruence between the test part and the dental implant was significantly increased (Fig. 3.17B).

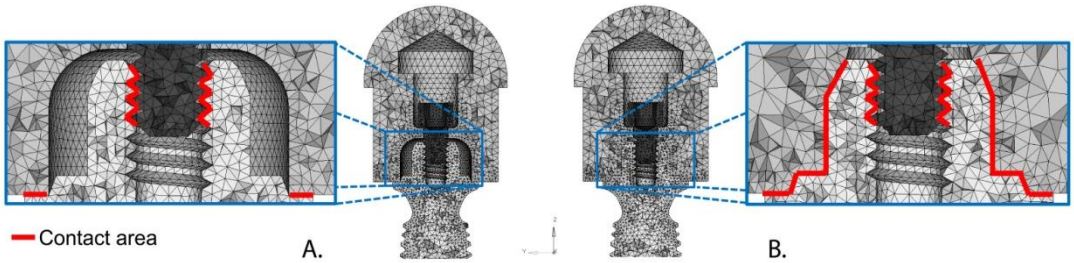


Figure 3.17 A, Contact surface defined by small area. B, Congruence between surface of test part and dental implant increased.

Fixation screw length. Different clamping technologies have been used for attaching dental implants and prosthetic parts. In the present investigation, the clamping device was a screw (Fig. 3.15B). To determine the possible influence of the screw's length (and therefore the fixation method), 2 configurations were tested: with a standard-size (3.4-mm length) screw (Note in Figure 3.17 that this screw model does not fill the entire space.) and with the size of the screw increased to a length of 4.4 mm to fill the empty space.

Implant embedding depth. In the standard, the implant embedding value of 3 ±0.5 mm was defined as the most representative case in view of expected bone loss. Three different configurations were tested to determine any possible influence of this parameter (Fig. 3.15B): embedding at 2.5 mm, embedding at 3.0 mm, and embedding at 3.5 mm.

Type of materials. Materials for dental implants were selected for their mechanical properties, their chemical properties, and their biocompatibility.[129] Two different configurations were tested to determine the influence of the material used for the implant: Implant using titanium grade 4 materials[127]and implant using titanium grade 5 materials (Ti 6AL 4V ELI).[128] The properties of the tested materials are reported in Table 3.6.

Results

The dental implant's force before rupture under the small contact surface area condition was 559 N (Fig. 3.18A); for this level of loading, the implant under the large contact surface area condition would not fracture (Fig. 3.18B). Forces for achieving yield strength, fracture strength, and their bending moments under both of the contact conditions tested are given in Table 3.7.

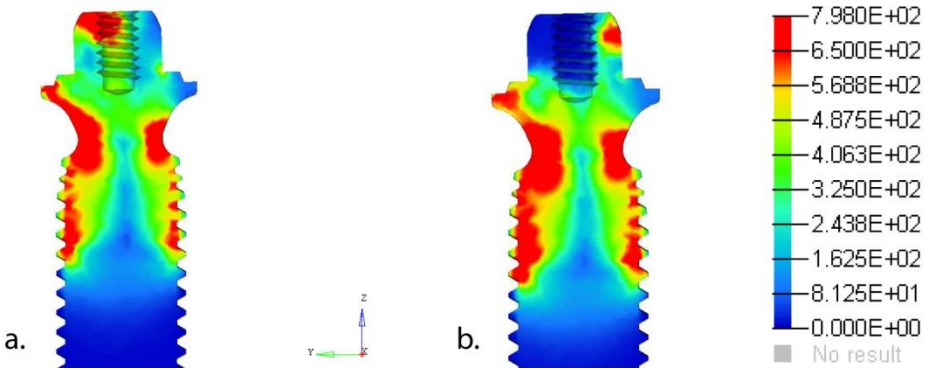


Figure 3.18 Distribution of von Mises stress (MPa) on body of dental implant at force of 559 N for quality of congruence. A, Small area. B, Large area significantly increased.

Parameter Congruence	Yield strength		Fracture strength	
	F_y	Bending moment	F_{fractk}	Bending moment
Small area	103.0 N	566.5 Nmm	559.0 N	3074.5 Nmm
Large area	170.0 N	935.0 Nmm	790.0 N	4325.0 Nmm

Table 3.7 Forces for achieving yield strength and fracture strength depending on quality of part congruence and their bending moments

With the standard-size screw (length: 3.4 mm), implant rupture was observed at a loading force of 559 N. Stress distribution on the implant is given in Figure 3.19A. For the longer-sized screw (4.4 mm) and for the same loading force of 559 N, stress distribution is given in Figure 3.19B. Forces for achieving yield strength, fracture strength, and their bending moments are detailed in Table 3.8.

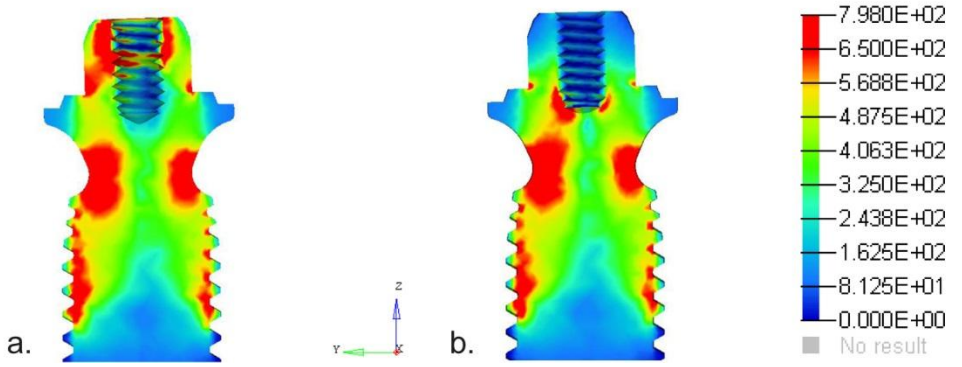


Figure 3.19 Distribution of von Mises stress (MPa) at force of 559 N for screw length conditions. A, 3.3 mm standard size. B, 4.3 mm.

Parameter Screw size	Yield strength		Fracture strength	
	F_y	Bending moment	F_{fractk}	Bending moment
3.4 mm, standard size	103.0 N	566.5 Nmm	559.0 N	3074.5 Nmm
4.4 mm	117.4 N	645.7 Nmm	581.3 N	3197.1 Nmm

Table 3.8. Forces for achieving yield strength and fracture strength depending on size of connecting screws and their bending moments

Under the 3.5-mm embedding length condition, the implant would fracture at a force of 555 N. At the same iteration, stress distribution in the implants for the other 2 embedding depths tested is given in Figure 3.20. Table 3.9 gives details of the forces for achieving yield strength, fracture strength, and their bending moments.

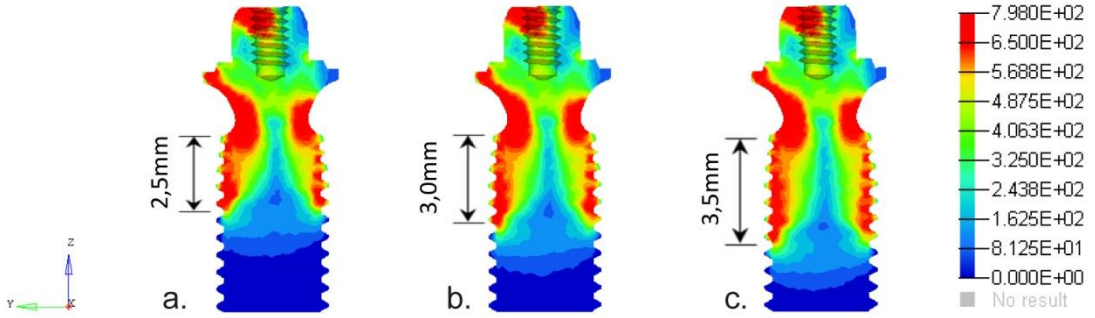


Figure 3.20 Distribution of von Mises stress (MPa) at force of 555 N. A, Embedding at 2.5 mm. B, Embedding at 3.0 mm. C, Embedding at 3.5 mm.

	Yield strength		Fracture strength	
Parameter Embedding depth	F_y	Bending moment	F_{fractk}	Bending moment
2.5 mm	103.0 N	540.7 Nmm	563.0 N	2955.7 Nmm
3.0 mm	103.0 N	566.5 Nmm	559.0 N	3074.5 Nmm
3.5 mm	103.0 N	592.5 Nmm	555.0 N	3191.2 Nmm

Table 3.9 Forces for achieving yield strength and fracture strength depending on implant embedding depth and their bending moments

The force before rupture of the implant made of titanium grade 4 was 559 N (Fig. 3.21A); stress distribution on the dental implant in titanium grade 5 (Ti 6AL 4V ELI) at the same force is presented in Figure 3.21B. The forces for achieving yield strength and fracture of the dental implant, along with their bending moments, are given in Table 3.10.

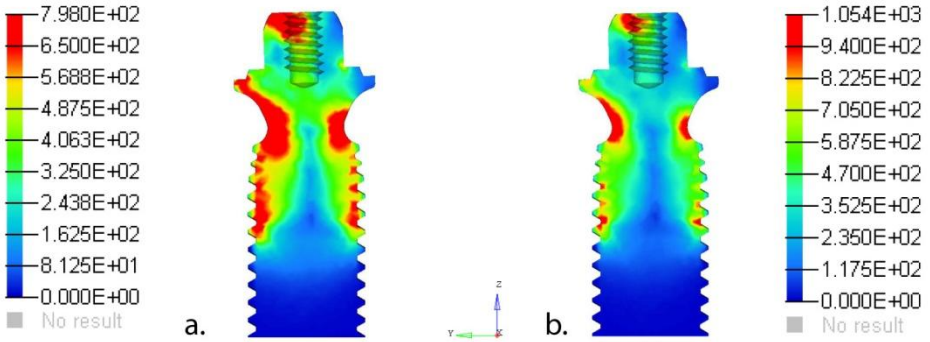


Figure 3.21 Distribution of von Mises stress (MPa) at force of 559 N. A, Dental implant made of titanium grade 4. B, Dental implant made of titanium grade 5.

	Yield strength		Fracture strength	
Parameter Type of material	F_y	Bending moment	F_{fractk}	Bending moment
Titanium grade 4	103.0 N	566.5 Nmm	559.0 N	3074.5 Nmm
Titanium grade 5 (Ti 6AL 4V ELI)	141.0 N	775.5 Nmm	669.0 N	3679.5 Nmm

Table 3.10. Forces for achieving yield strength and fracture strength depending on materials and their bending moments

Discussion

Numerical simulation by finite element analysis was used to evaluate the performance of a generic dental implant under the conditions of the ISO 14801 standard. To varying degrees, the 4 parameters studied were found to affect the dental implant's mechanical

performance (fracture strength). The contact surface area was found to play the most important role in the dental implant's mechanical strength.

The implant's fracture strength was found to be in accordance with previously reported values.[125] The implant's fracture strength was increased by 41% under the conditions of increased contact surface area (Fig. 3.17B). This result was expected and can be explained by a better load transmission and a wider stress distribution, with the effect of decreasing the maximum stress under the same loading conditions. Likewise, the force necessary to reach the yield strength was increased by over 65%, which means that the implant's safety region can be sharply increased by optimizing the contact surface between the different test components. Concerning stress distribution, Figure 3.18B shows that optimizing the contact surface area provides relief to a region that is naturally exposed to a high risk of fracture: the fixation screw and the threaded hole. Therefore, a good way of avoiding early fracture of the screw or the upper region of the implant (threaded hole) would be to optimize the contact surface area of the test components to shift high stress concentrations towards structurally stronger regions.

The fixation conditions themselves appear to have less of an influence, since the force needed to reach fracture only increases by 4% under the longer screw conditions (Fig. 3.19), and 14% more to achieve yield strength. This increase in strength can be explained by optimized load transmission. Furthermore, a short screw creates a particularly adverse lever arm on the upper portion of the implant; the effect is visible in Figure 3.19. This result poses a problem. In reality, clinicians often choose to attach the implant with a standard-size screw so that, in the case of screw fracture, the residual portion can be removed. Therefore, a short screw provides a back-up solution if it fractures, but at the same time has more of a chance of fracture. Further work could make it possible to define the best compromise using numerical simulation.

In order to validate the influence of the contact surface area that was recorded under the conditions of the ISO 14801 standard,[121] a physical test was carried out on 2 identical implants, but with different conditions of interaction (Fig. 3.17). These tests were carried out by an independent certification agency (Technical Centre for Mechanical Industry CETIM, Saint Etienne, France). The first implant was initially subjected to cyclical loading with an amplitude of 150 N for a total of 1 million cycles. No fracture was observed. It was then subjected to cyclical loading again with an increased amplitude of 175 N under the same conditions. The implant fractured in the upper region of the fixation screw at cycle 758 075 (Fig. 3.22A). The second implant, identical to the previous one but whose contact surface area with the loading tool was improved by a better definition of tolerances, was then subjected to the same cyclical loading procedure. This second implant, with improved contact conditions between components, held up under loads up to 1 million cycles at 150 N, 175 N, 200 N, and 225 N. The implant finally fractured, always in the same fixation area on the screw, after 524 000 cycles with a load of 250 N. These experimental results appear to confirm the effect of the implant's conditions of interaction with the loading tool observed in the simulations (Fig. 3.22), encouraging a careful definition of this interaction in the early stages of the implant design process.

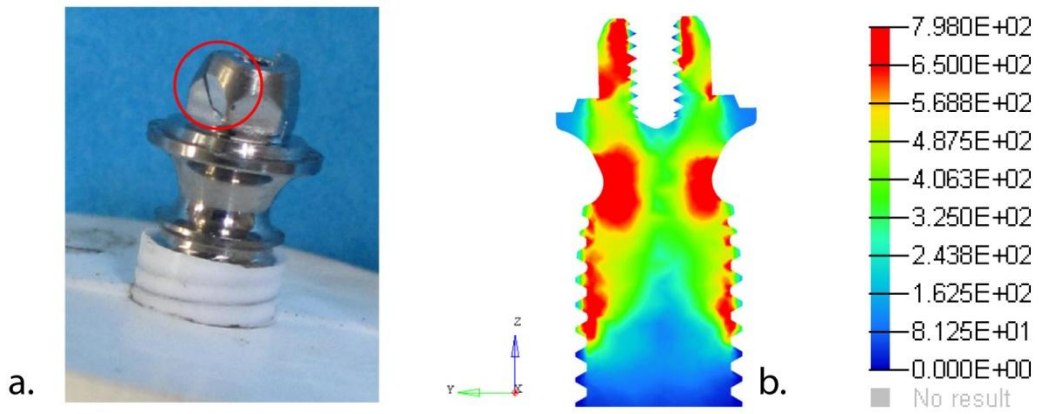


Figure 3.22 A, Dental implant fracture in ISO 14801 standard's fatigue test. B, Distribution of von Mises stress (MPa), numerical approach by finite element analysis.

Concerning the evaluation of the type of material parameter, Table 3.10 shows that titanium grade 5 had greater resistance characteristics than titanium grade 4, and this was confirmed by the results of the simulations. The fracture force on the dental implant was increased by nearly 20%, whereas the force for achieving yield strength increased by 37%. If the performances of titanium grade 5 is clearly better in terms of mechanical strength, there will be a trend toward its being progressively replaced in the production of dental implants by titanium grade 4, which is less resistant but also less toxic.[123]The considerations of the materials used in the present investigation are that, between titanium grade 4 and titanium grade 5 (Ti 6AL 4V ELI), the mechanical characteristics will change if a surface treatment or material treatment is used.[123]

The implant embedding depth parameter was shown to have less influence on the dental implant's strength than any of the other parameters tested. The fracture force on the dental implant remained practically unchanged (the increase was 1.4%), with a minimum embedding of 2.5 mm, while the force for achieving yield strength was the same for the 3 conditions tested. While a margin of error of ±0.5 mm is tolerated with the 3-mm level of implant embedding recommended in the ISO standard, the effective final embedding value is not a critical parameter to be monitored during a certification test.

The present investigation made it possible to identify significant parameters for the mechanical strength of an implant design, in particular with regard to the resistance to rupture. However, the observations must only be interpreted qualitatively. Indeed, the maximum force levels before rupture indicated in this article depend on factors linked to the modeling choices: the boundary conditions, in particular the conditions of embedding of the base of the implant and the loading conditions (point of application of effort, angle, amplitude); the choice of the implant itself, the structure of which is specific to this model and whose response may not be strictly identical to any other implant model as discussed in previous studies[125]; the geometry and mechanical properties which are fixed in the model and therefore do not take into account the variability that can be expected for an actual implant, both from a mechanical and a geometrical point of view. (A sensitivity analysis to an arbitrary variation of properties and the main geometric characteristics could help to quantify this

question); and the behavior law chosen for the implant, which does not take into account the progressive degradation of the mechanical properties related to fatigue. The implementation of a behavior law that takes into account fatigue, as proposed elsewhere,[54], [125], [126] could be the subject of further study.

Conclusions

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. To varying degrees, the 4 parameters under the test conditions (contact surface area, implant embedding depth, screw length, and material stiffness) affected the dental implant's resistance to rupture.

2. The conditions of interaction between the test components, characterized here by the contact surface area between the implant and the surrounding test components, played the most important role.

3. To validate the performance improvements of a dental implant, the quality of the contact surface area parameter was experimentally tested under the conditions of the ISO 14801 standard. The results showed that, by improving the conditions of this parameter, the force at rupture increases significantly.

4. Numerical methods should be considered in the process of implants design, as they can improve the performance of dental implants and their prosthetic parts under the conditions of the ISO 14801 standard.

Synthèse

Dans ce troisième chapitre, nous avons réalisé trois études par l'analyse d'Eléments Finis.

La première étude a été basée sur l'évaluation de la tenue mécanique de deux designs d'implants dentaires par la simulation numérique. Des paramètres liés à la taille du maillage, aux temps de chargement et à la fixation du pas de temps (paramètre influent sur le temps de calcul) ont été évalués. Les résultats de cette étude montrent que la taille du maillage a une influence sur le temps de calcul et sur la précision des résultats. La fixation du pas de temps par la fonction CST augmente la masse globale du système donc, il faut être attentif à l'évolution de la masse tout au long du temps de calcul de la simulation. Finalement, la tenue mécanique d'un implant dentaire dépend de sa géométrie.

Dans la deuxième étude, une plaque de stabilisation pour les implants dentaires a été utilisée pour évaluer trois lois mécaniques du logiciel Radioss. Cette étude nous a permis d'observer que la partie élastique des trois lois mécaniques évaluées sont représentées linéairement par la loi de Hooke. La loi élastoplastique de Johnson-Cook définie dans le logiciel Radioss décrit la zone élastique et plastique des matériaux ductiles (en fonction de la vitesse de chargement, des constantes mécaniques de la zone plastique et de la température). Elle est définie par les données mécaniques d'entrée, pour toutes les données inconnues du matériau, le logiciel définira des valeurs par défaut.

La troisième étude a permis d'évaluer un design d'implant dentaire, dans les conditions de la norme ISO 14801. Les résultats ont démontré que l'optimisation d'un design d'un implant dentaire peut être améliorée par l'Analyse des Eléments Finis. Cette étude présente une méthodologie de pré-évaluation pour les implants dentaires de type endosseux.

CHAPITRE IV

Evaluation du comportement mécanique de la mâchoire et des implants dentaires.

Dans ce chapitre, nous allons présenter les méthodologies développées pour l'évaluation de la tenue mécanique des tissus osseux et des implants dentaires. Quatre études seront présentées selon la structure suivante: le contexte, la méthode, les résultats, la discussion et les conclusions. Dans la première étude, une comparaison entre un essai expérimental et un modèle numérique de la compression d'une mandibule a été réalisé. Dans la deuxième étude, le système nommé HRS (implant + plaque de stabilisation) sera évalué dans quatre qualités d'os par FEA. Dans cette même étude, nous réaliserons une comparaison de la tenue mécanique de trois designs d'implants dentaires différents. Dans la troisième étude, nous comparerons les configurations cliniques par implants dentaires All-in one day et All-on-four classique dans une mandibule par FEA. Finalement, la quatrième étude (article #2) a été développée pour évaluer l'influence mécanique de trois paramètres du bridge implantoporté (diamètre, matériau et forme de la structure), ainsi que l´évaluation des performances mécaniques de cinq configurations cliniques. Cette dernière étude a été acceptée en octobre 2018 par le *journal of Prosthetic Dentistry*, c'est pourquoi nous avons considéré pertinent de mettre la version finale de l'article en anglais.

i. Vers un modèle personnalisé de la mandibule

Contexte

Le diagnostic de la qualité de l'os de la mâchoire d'un patient édenté est fondamental pour la prescription de traitements par implants dentaires.[118] Comme cela a été décrit dans les **Chapitres I et II**, l'os a une variabilité morphologique et mécanique pour chaque individu. Les facteurs qui caractérisent cette variabilité sont complexes, il peut s'agir des différents stimulations mécaniques, du vieillissement, de la pathologie ou encore du sexe.[18]

Différentes classifications de la quantité et de la qualité de l'os de la mâchoire ont été réalisées. Certaines d'entre elles ont été développées pour prédire si le type d'os sera capable d'accueillir un implant, ou s'il sera nécessaire d'effectuer une greffe osseuse.[18]

Afin d'observer l'influence des propriétés mécaniques et de la morphologie de l'os mandibulaire, une étude en collaboration avec Sonia V. Guevara Perez (étudiante au sein du laboratoire de Biomécanique Appliquée à Marseille) a été réalisée. Cette étude a comme objectif de réaliser une comparaison de la tenue mécanique d'une mandibule entre un test expérimental et une approche via des simulations numériques.

Méthode

Dans un premier temps, un modèle par éléments finis d'une mandibule en édentation totale a été développé comme modèle de référence. Dans un deuxième temps, cinq qualités d'os ont été évaluées dans le modèle de référence puis comparées à un test de compression de la mandibule réelle.

Modèle de référence

Des images CT-scan (Siemens sensation 64 CT, Erlangen, Allemagne) d'une mandibule humaine ont été importées dans le logiciel Mimics (MimicsV12.3, Leuven, Belgique) pour la segmentation et la reconstruction 3D. Ensuite, le logiciel Hypermesh (AltairV12, Troy, USA) a été utilisé pour générer le modèle par éléments finis.

Des éléments triangulaires ont été utilisés pour la surface de la mandibule, la taille minimale était de 0,050mm. La surface de l'os spongieux a été définie par l'épaisseur de l'os cortical, cette épaisseur a été générée à partir des mesures estimées dans le logiciel Mimics. La taille minimale des éléments surfaciques triangulaires de l'os spongieux était de 0,050mm. Des éléments tétraédriques ont été utilisés pour le maillage volumique de l'os cortical, avec une taille minimale 0.09mm et 0,21mm pour l'os spongieux.

Pour évaluer la mandibule dans un test de compression, les nœuds de la hémi-mandibule gauche ont été fixés avec des restrictions de déplacement et de rotation. Puis, dans la branche droite de la mandibule, nous avons inclus les nœuds dans un RB (Rigib Body) d'une surface de 25mm de diamètre (pour simuler un impacteur). Une force croissante dans l'axes vertical de 0 à 700N a été appliquée dans le master nœud du RB (voir figure 4.1).

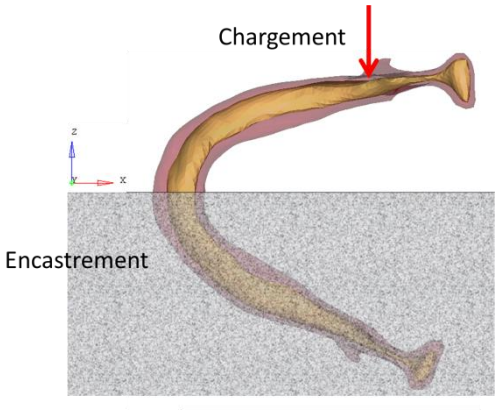


Figure 4.1 Test de compression par simulation numérique.

Le modèle Mechanostat a été utilisé pour déterminer la déformation maximale de l'os, dans cette étude a été considérée de 7500μƐ dans le domaine élastique.[17] La contrainte maximale (σmax) avant la rupture a été calculée avec la loi de Hooke :

$$\sigma max = E\varepsilon max$$

Qualités d'os

Cinq qualités d'os ont été testées, basées sur la classification de Lekholm et Zarb.[19] Les propriétés mécaniques de l'os ont été considérées comme élastiques et ont été prises de l'étude réalisée dans le chapitre II. Les propriétés mécaniques assignées pour le modèle de référence correspondent aux valeurs moyennes des caractéristiques de l'os de type I et de type II. Les propriétés mécaniques et les épaisseurs de l'os cortical sont quant à elles décrites dans le tableau 4.1.

	Epaisseur de l'os cortical	**Densité (g/mm^3)**		**Module de Young E (MPa)**		**Coefficient de Poisson (v)**
		Os Cortical	Os spongieux	Os Cortical	Os spongieux	
Modèle de référence	D'origine	0,00158	0,00101	14175	4252,5	0,3
Type I	2mm	0,00181	0,00124	14650	7175	0,3
Type II	1mm	0,00135	0,00078	13700	1370	0,3
Type III	0,4mm	0,00099	0,00064	13162	927	0,3
Type IV	0,4mm	0,00063	0,00051	12625	485	0,3

Tableau 4.1 Propriétés mécaniques des différents types d'os.

Essai de compression de la mandibule réelle

Une mandibule humaine disséquée d'un cadavre de la faculté de Médecine Nord à Marseille a été sélectionnée pour cette étude. Le test de compression fut basé sur le protocole développé par Sonia Victoria Guevara Perez dans le Laboratoire de Biomécanique Appliquée. La mandibule présentait une édentation totale. Le côté gauche de la mandibule a été encastré dans la résine (FASTCAST POLYURETHANE Axon F180). Un déplacement de 0,1mm/sec a été imposé au vérin et le déplacement a été appliqué avec une pièce cylindrique de 25mm de diamètre (voir figure 4.2).

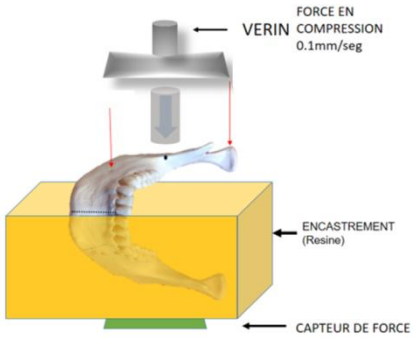


Figure 4.2 Test de compression sur une mandibule réelle. Protocole de Sonia V. Guevara Perez.

Le vérin a été arrêté lorsque la défaillance de la mandibule fut visible. La courbe force *vs* déplacement a été enregistrée. Pour plus de renseignements au sujet des essais de compression des mandibules, veuillez consulter les travaux de Sonia V. Guevara Perez (étudiante au sein de laboratoire de biomécanique à Marseille).

Résultats

Qualités d'os

Dans les conditions d'un chargement latéral de la mandibule, le pic de contraintes de von Misses dans l'os cortical s'est situé dans la partie linguale et dans la partie buccale de l'os spongieux (voir figure 4.3). Les niveaux des contraintes de von Mises et des forces estimées à la rupture pour les cinq qualités d'os sont détaillés dans le tableau 4.2.

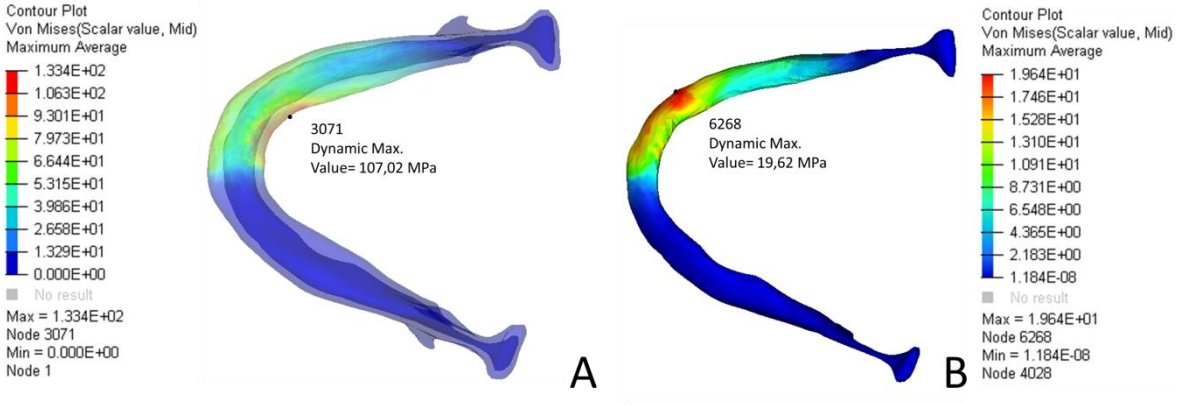


Figure 4.3 Distribution des contraintes de von Mises dans le modèle nommée 'original'.

	Ɛmax os cortical	σmax os cortical	Force estimée
Modèle de référence	7500 µƐ	106,3 MPa	560,0 N
Type I	7500 µƐ	109,8 MPa	519,1 N
Type II	7500 µƐ	102,7 MPa	274,1 N
Type III	7500 µƐ	98,7 MPa	145,8 N
Type IV	7500 µƐ	94,7 MPa	122,5 N

Tableau 4.2 Forces estimées de rupture par simulation numérique.

Essai de compression de la mandibule réelle

Dans l'essai expérimental, une force de 555,5 N a été nécessaire pour la rupture de la mandibule. La zone de rupture est montrée dans la figure 4.4.

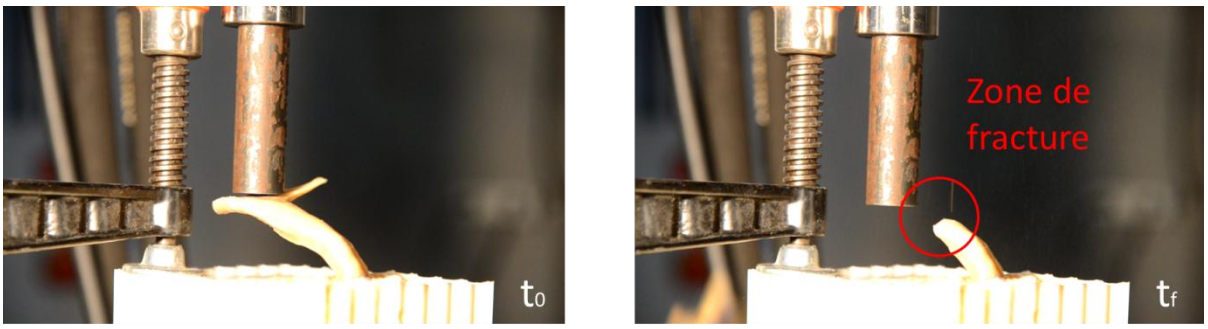


Figure 4.4 Rupture de la mandibule en essai de compression.

Discussion

La simulation numérique par la méthode d'éléments finis a permis d'évaluer la tenue mécanique d'une mandibule en test de compression. Les résultats obtenus par Sonia V. Guevara Perez montrent que la force à la rupture d'une mandibule spécifique dans un essai de compression latérale est de 555,5 N. Dans les mêmes conditions de test, cinq qualités d'os ont été évaluées dans le modèle par éléments finis.

Dans le modèle de référence, nous avons sélectionné une épaisseur de l'os cortical la plus proche possible du celle de la mandibule cadavérique. La résolution des images obtenues du CT-scan n'ont pas permis de faire une distinction inférieure à 500µm entre l'os cortical et l'os spongieux. Avec le modèle de référence, nous avons constaté une différence de la force à la rupture inférieure à 1% (entre la force calculée par la simulation numérique et l'essai expérimental). Les modèles de la mandibule définis dans cette étude avec les quatre qualités d'os (type I à IV) montrent une différence plus importante : 6,6% avec le type I, 51% avec le type II, 74% avec le Type III et 78% avec le Type IV.

A partir de ces résultats, nous pouvons affirmer que la géométrie spécifique de la mandibule (modèle personnalisé) ainsi que les caractéristiques mécaniques influent significativement dans les modèles de prédiction par la simulation numérique. Il a été possible de prédire la force à la rupture de la mandibule avec un pourcentage d'erreur inférieur à 1%. Cependant, les résultats observés dans cette étude doivent être considérés intrinsèquement à la géométrie de la mandibule et aux variabilités du modèle numérique, tels que le type de maillage, le type de logiciel ainsi que les conditions aux limites.

Afin de déterminer les bonnes conditions mécaniques pour différents morphotypes de mandibules, il sera nécessaire de faire des essais supplémentaires avec un nombre plus important d'échantillons de mandibules.

Conclusions

Avec les limitations propres à cette étude nous avons tiré les conclusions suivantes :

1) Avec la simulation numérique par éléments finis, il a été possible de prédire la force à la rupture d'une mandibule avec une différence inférieure de 1% en comparaison à un essai de compression réel.

2) La géométrie de la mandibule (modèle personnalisé) et les propriétés mécaniques de l'os ont une influence significative sur les modèles numériques de prédiction.

3) Avec la loi de comportement mécanique complètement élastique pour l'os cortical et l'os spongieux, nous avons pu effectuer une approche plus réaliste.

ii. Evaluation du système plaque de stabilisation/implant dentaire

Contexte

Malgré les complications que rencontre l'implantologie traditionnelle face aux cas de faible densité et d'hauteur de l'os, la mise en charge immédiate des prothèses dentaires est désormais rendue quasi-systématique grâce à des produits de haute technologie. En effet, le système plaques /implants dentaires améliore la résistance au cisaillement ; effort le plus pénalisant pour l'implant, et réduit les forces appliquées sur l'implant dentaire et les tissus osseux.[130]

L'utilisation de la plaque de stabilisation permet la pose d'implants sur des sites où le manque d'os interdit toute implantation classique. Dans de tels cas, l'utilisation d'une plaque associée à l'implant permettrait de répondre aux besoins de la majorité des patients, quelle que soit la hauteur d'os et sans avoir recours à des procédures chirurgicales lourdes.[130]

Afin de tester cette hypothèse, nous utiliserons le système HRS (implant + plaque de stabilisation) de la société SIT. Le but étant de vérifier si le couple implant/plaque permet le développement et la mise en œuvre de stratégies de traitement des implants dans des conditions déclarées irréalisables par l'implantologie traditionnelle. On trouve notamment ces indications dans les cas d'édentation extrêmement avancés, avec peu d'os ou de très mauvaise qualité (D3/D4). La présente étude a comme objectif d'évaluer les performances de la plaque de stabilisation dans quatre qualités d'os, par l'Analyse d'Eléments Finis et d'observer l'influence des deux paramètres géométriques de l'implant dentaire (la longueur et le diamètre).

Méthode

Dans un premier temps, deux modèles multicouches par éléments finis d'une section de mandibule ont été équipés séparément d'un implant dentaire avec une plaque de stabilisation (modèle de référence) et du même modèle d'implant dentaire mais sans plaque. Dans un deuxième temps, les modèles multicouches de la mandibule ont été évalués avec quatre qualités d'os. Un chargement dans la direction verticale a été appliqué sur les implants dentaires. Finalement, dans les conditions les plus défavorables de l'os (qualité d'os de type III et de type IV) deux implants de tailles différentes (diamètre et longueur) ont été évalués et comparés au modèle de référence.

Modèles multicouches et modèle de référence

Dans la présente étude, un modèle représentatif d'une section de mandibule a été développé avec le logiciel Hypermesh (AltairV17, Troy, USA). Ensuite, cinq couches de 0,4 mm ont été intégrées pour représenter l'épaisseur de l'os cortical. L'implant dentaire (IDP-IMP-3.75-8), la plaque de stabilisation (IDP-PLA-6), les piliers (IDP-PMUM-H2) et les vis d'ostéosynthèse (VB-605) ont été fournis par le fabricant (Saddle Implants, Genève, Suisse). Deux configurations avec l'implant dentaire ont été implémentées dans la section de la mandibule : (1) Implant dentaire avec plaque de stabilisation (modèle de référence) et (2)

implant dentaire sans plaque, afin de rester sur les mêmes conditions d'évaluation des implants dentaires, une rondelle (IDP-RIE) a été ajoutée dans le modèle de l'implant dentaire sans plaque. Dans la figure 4.5, les deux configurations sont présentées.

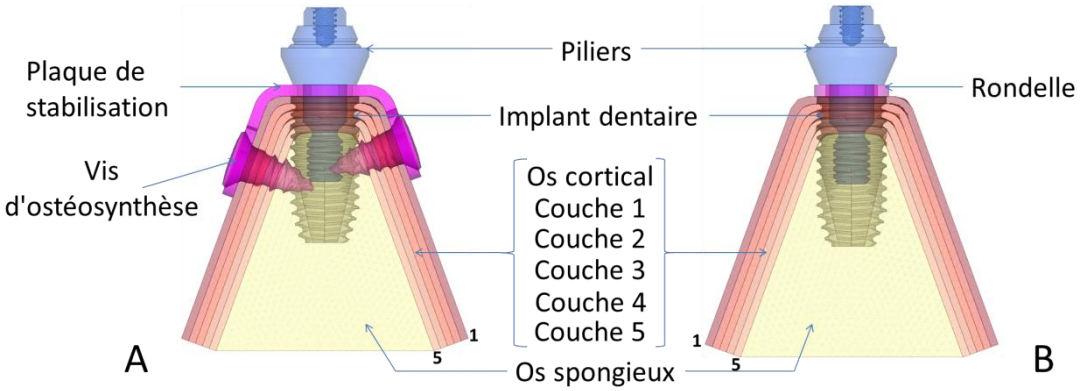


Figure 4.5 Composants du système. A. Implant dentaire avec plaque de stabilisation. B. Implant dentaire sans plaque de stabilisation.

Des éléments triangulaires ont été utilisés pour le maillage surfacique et des éléments tétraédriques pour le maillage volumique. La taille minimale du maillage surfacique a été de 0.05mm et de 0.01mm pour le maillage volumique. Pour les interfaces, entre le maillage de la surface de l'implant dentaire, des vis d'ostéosynthèses et des tissus osseux ont été réalisés avec un maillage continu, des conditions d'interactions rigides ont été modelées pour les interactions entre l'implant dentaire, la plaque et les piliers.

Les modèles de la section de la mandibule ont été évalués avec quatre qualités d'os basés sur la classification de Lekholm et Zarb.[18] Avec les différentes couches du modèle, une transition des propriétés mécaniques de l'os plus dur (os cortical) vers un os moins dur (os spongieux) ont été prises en compte, (voir figure 4.6).

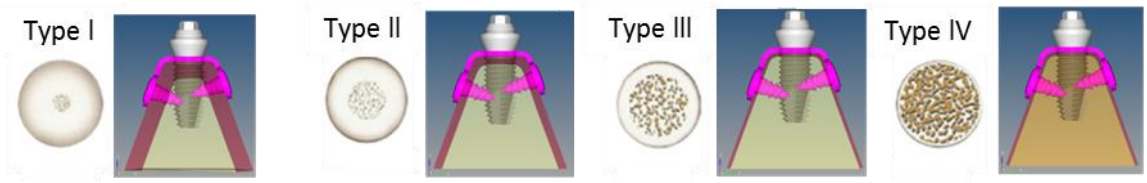


Figure 4.6 Qualités de l'os basés sur la classification de Lekholm et Zarb.[18]

Les propriétés mécaniques de l'os, des implants dentaires et des composants prothétiques sont considérés comme isotropes, elles sont décrites dans le tableau 4.3. Les implants dentaires et les piliers sont envisagés avec les propriétés mécaniques du titane grade 4, tandis que les plaques de stabilisation et les vis d'ostéosynthèses sont envisagées avec les propriétés du titane grade 1.

	Type d'os	ρ (densité g/mm3)	E (Module de Young MPa)	ν (Coefficient de Poisson)
Os type I				
Couche 1	Cortical	0.00200	14650	0.3
Couche 2	Cortical	0.00190	14413	0.3
Couche 3	Cortical	0.00180	14176	0.3
Couche 4	Cortical	0.00170	13938	0.3
Couche 5	Cortical	0.00160	13701	0.3
Os spongieux	Spongieux	0.00124	7175	0.3
Os type II				
Couche 1	Cortical	0.00200	14650	0.3
Couche 2	Cortical	0.00190	13917	0.3
Couche 3	Spongieux	0.00124	7175	0.3
Couche 4	Spongieux	0.00118	6816	0.3
Couche 5	Spongieux	0.00112	6457	0.3
Os spongieux	Spongieux	0.00105	6098	0.3
Os type III				
Couche 1	Cortical	0.00135	13700	0.3
Couche 2	Spongieux	0.00079	1370	0.3
Couche 3	Spongieux	0.00075	1301	0.3
Couche 4	Spongieux	0.00071	1233	0.3
Couche 5	Spongieux	0.00067	1164	0.3
Os spongieux	Spongieux	0.00063	1096	0.3
Os type IV				
Couche 1	Cortical	0.00064	12625	0.3
Couche 2	Spongieux	0.00051	485	0.3
Couche 3	Spongieux	0.00049	461	0.3
Couche 4	Spongieux	0.00046	436	0.3
Couche 5	Spongieux	0.00044	410	0.3
Os spongieux	Spongieux	0.00041	388	0.3
Implants et composants prothétiques				
Titane grade 1		0.0045	103000	0.33
Titane grade 4		0.0084	104500	0.37

Tableau 4.3 Propriétés mécaniques.

Un niveau d'effort de 235 N vertical pur a été appliqué, cette condition de chargement correspond à la force moyenne maximale attendue pour une personne édentée telle que rapporté dans la littérature.[45] Cette condition de chargement doit être considérée comme critique car elle est appliquée sur un seul implant. Le chargement a été appliqué sur un nœud à 8mm qui est lié au pilier dans les zones où il existe normalement le contact avec la prothèse ou le bridge implantoporté.

Deux critères d'endommagement de l'os ont été utilisés : (1) Par contrainte de von Mises avec un seuil max de 100 MPa. (2) Par déformations, basés sur le modèle Mechanostat qui considère quatre zones de déformations de l'os : Zone physiologique [200 με-3000 με] le remodelage de l'os est maintenu à l'état stable, zone de surcharge [3000 με-4000 με] l'os subit des micro-endommagements et un nouvel os est ajouté dans les microfissures, zone pathologique [4000 με-7500 με] l'os est soumis à un risque plus élevé de fracture et zone de rupture considérée dans cette étude avec un seuil de [7500 με].[17] Dans les simulations, deux critères d'évaluation ont été enregistrés : le pic de contraintes de von Mises défini par σmax (dans les tissus osseux, les implants dentaires, les composants prothétiques) et la déformation maximale définie par Ɛmax (dans les tissus osseux durs : os cortical et os lamellaire). Pour plus d'informations, se reporter au Chapitre II.

Evaluation de trois designs d'implants dentaires avec plaque de stabilisation

Dans le modèle de la section de la mandibule, deux implants ont été équipés séparément avec une plaque de stabilisation. Les implants correspondent à l'implant dentaire (IDP-IMP-3.75-6) et (IDP-IMP-4.5-4). Les conditions de maillage, de chargement et les critères d'évaluation restent les mêmes et sont comparés au modèle de référence sur les conditions d'une qualité d'os de type III et de type IV. Dans la figure 4.7, les composants des trois configurations sont présentés.

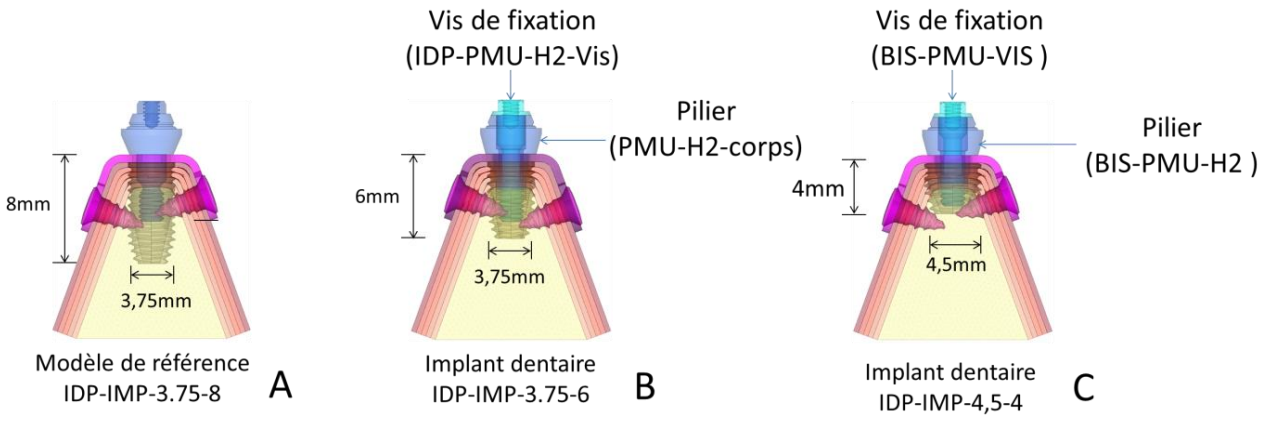


Figure 4.7 Configurations. A. Modèle de référence avec l'implant IDP-IMP-3.75-8. B. Configuration avec l'implant IDP-IMP-3.75-6. C. Configuration avec l'implant IDP-IMP-4.5-4.

Résultats

Modèles multicouches et modèle de référence

Dans les conditions d'un chargement vertical, la localisation des niveaux maximaux des contraintes de von Mises ont été observées dans la zone crestal autour de l'implant dentaire. L'exemple de la figure 4.8 montre la répartition des contraintes et les niveaux maximaux dans une qualité d'os de type IV pour l'implant dentaire (IDP-IMP-3.75-8), avec la plaque de stabilisation et sans plaque.

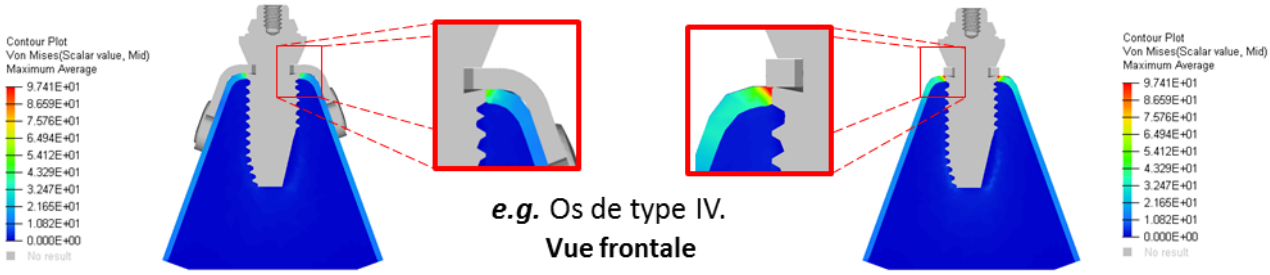


Figure 4.8 Distribution des contraintes de von Mises.

Dans le tableau 4.4 les niveaux maximaux des contraintes de von Mises dans l'os sont décrits. Dans la figure 4.9, les niveaux maximaux des contraintes de von Mises transmises dans les tissus osseux avec les deux configurations (implant dentaire avec plaque et sans plaque) dans les quatre qualités d'os (du type I au type IV) sont mis en évidence. Des zones

de déformations ont été associées, elles sont basées sur le modèle Mechanostat (modèle qui décrit le comportement mécanique de l'os basé sur les niveaux des déformations).

	Os type I	Os type II	Os type III	Os type IV
Implant avec plaque				
Os cortical	12,4 MPa	13,18 MPa	31,99 MPa	57,25 MPa
Os spongieux	6,29 MPa	7,55 MPa	8,63 MPa	8,9 MPa
Implant sans plaque				
Os cortical	12,7 MPa	14,4 MPa	44,1 MPa	97,4 MPa
Os spongieux	6,9 MPa	7,78 MPa	8,9 MPa	9,2 MPa

Tableau 4.4 Contraintes maximales de von Mises dans les tissus osseux.

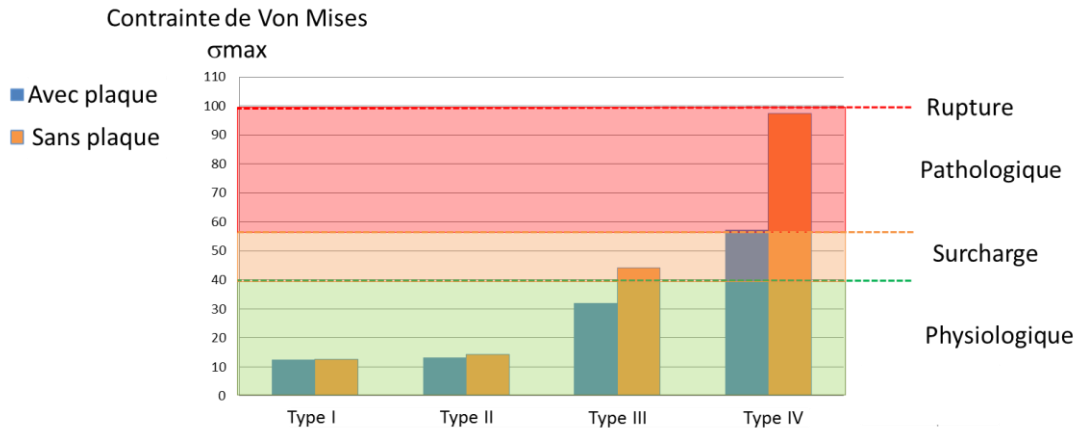


Figure 4.9 Contraintes maximale de von Mises et zones des déformations pour les deux configurations dans les quatre qualités d'os.

Evaluation de trois designs d'implants dentaires avec plaque de stabilisation

Dans les trois configurations des implants dentaires, la localisation des niveaux maximaux des contraintes de von Mises sont localisés dans la zone crestale autour de l'implant. Dans la figure 4.10, nous pouvons voir les distributions des contraintes de von Mises dans la section de la mandibule avec une qualité d'os de type IV.

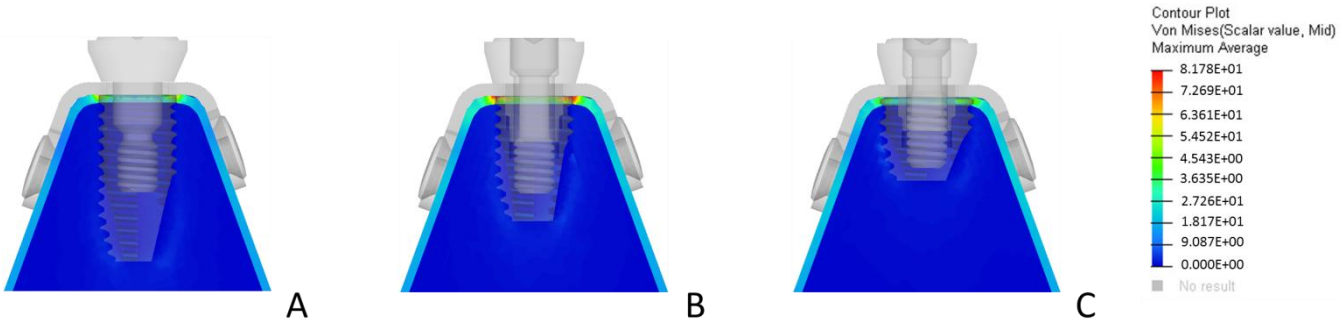


Figure 4.10 Distribution des contraintes de von Mises. A. Implant IDP-IMP-3.75-8. B. Implant dentaire IDP-IMP-3.75-6. C. Implant dentaire Implant IDP-IMP-4.5-4.

Dans le tableau 4.5, les niveaux maximaux des contraintes de von Mises transmis dans les tissus osseux avec les trois configurations des implants dentaires sont détaillés. Dans la figure 4.11, les niveaux maximaux des contraintes et des déformations dans les deux types d'os sont exposés.

	Os type III	Os type IV
Implant IDP-IMP-3.75-8 (modèle de référence)		
Os cortical	31,99 MPa	57,25 MPa
Os spongieux	8,63 MPa	8,9 MPa
Implant IDP-IMP-3.75-6		
Os cortical	45,16 MPa	81,78 MPa
Os spongieux	7,28 MPa	6,5 MPa
Implant IDP-IMP-4.5-4		
Os cortical	34,58 MPa	58,67 MPa
Os spongieux	8,74 MPa	7,41 MPa

Tableau 4.5 Pic de contraintes de von Mises.

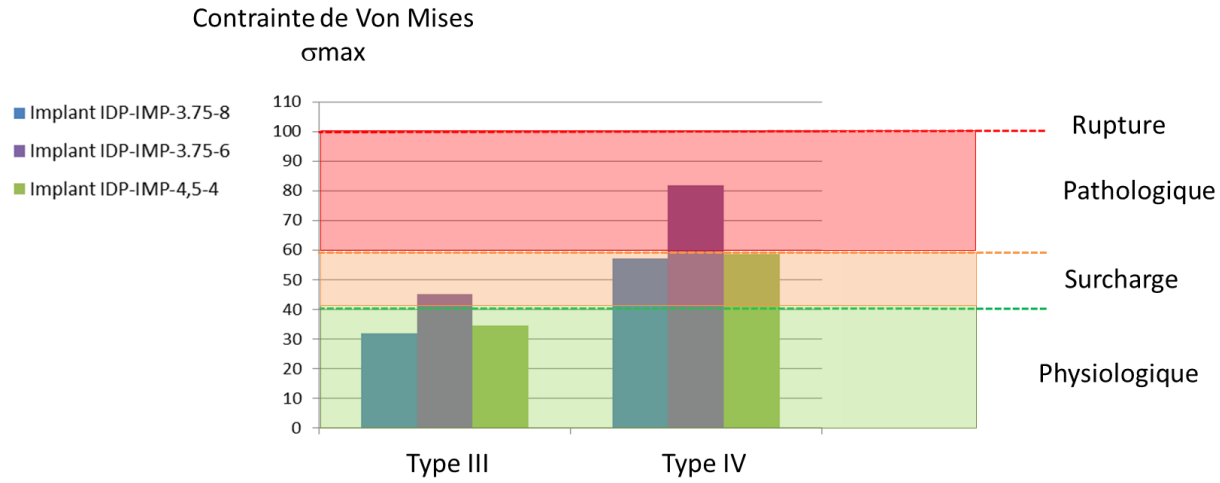


Figure 4.11 Pic de contraintes de von Mises avec les niveaux de déformations.

Discussion

La simulation numérique par l'analyse d'éléments finis a permis d'évaluer la tenue mécanique du système plaque de stabilisation/implant dentaire, dans une section de mandibule. Le modèle multicouches a été utilisé pour évaluer quatre qualités d'os et trois implants de tailles différentes.

A partir des résultats de cette étude, nous avons pu observer que la qualité de l'os a une influence significative dans la tenue mécanique d'un implant dentaire, comme cela a été décrit dans la littérature.[19] Il a été observé que le système plaque de stabilisation/implant dentaire réduit significativement les niveaux des contraintes transmises dans les tissus osseux, en comparaison avec un système d'implant dentaire sans plaque. Ces observations peuvent être expliquées par une meilleure répartition des forces sur une surface plus grande qui est représentée par celle de la plaque de stabilisation, des vis d'ostéosynthèse et de l'implant dentaire. Avec le système plaque de stabilisation/implant, la stimulation mécanique de l'os par l'implant dentaire reste présente, comme nous l'avons mis en évidence dans les chapitres I et II, la stimulation de l'os est nécessaire pour la stabilisation de la résorption osseuse.[17]

Les performances mécaniques du système plaque/implant qui est plus représentatif avec une qualité d'os de type III et de type IV. Une réduction de 27% du pic des contraintes

de von Mises s'effectue lors de l'utilisation d'une qualité d'os de type III et de 41% pour la qualité d'os de type IV.

Dans les conditions de chargement de cette étude, considérées comme critiques, les déformations dans les tissus osseux avec le système plaque/implant pour une qualité d'os de type I, type II et type III restent dans une zone de déformations physiologiques où l'os va maintenir sa croissance et sa résorption à un état stable. Dans une qualité d'os de type IV, les déformations sont observées dans une zone de surcharge où l'os va subir des microfissures or la croissance d'un nouvel os sera présente afin de compenser les sollicitations mécaniques. En revanche, il a été observé que le pic de contraintes dans les tissus osseux est augmenté avec le système implant dentaire sans plaque, et peut atteint de niveaux de déformations et de contraintes proches de la rupture (comme cela a été observé dans la simulation avec la qualité d'os de type IV). Dans la littérature, il est noté que l'utilisation des implants dentaires dans une qualité d'os de type IV présente les niveaux les plus bas de réussite.[131]

Avec le système implant dentaire/plaque, il a été observé que la longueur de l'implant dentaire a une influence directe sur le pic des contraintes de von Mises et sur les déformations transmises dans les tissus osseux. Dans la littérature, le même comportement a été mis en évidence avec le système implant dentaire sans plaque de stabilisation.[124] Dans cette étude, la longueur de 8mm de la zone transosseuse de l'implant dentaire améliore la tenue mécanique en réduisant les niveaux de contraintes de 30% dans l'os, en comparaison avec l'implant dentaire de 6mm de longueur. Cependant, il aussi a été observé qu'en réduisant la longueur de la zone transosseuse de l'implant dentaire et en augmentant le diamètre de l'implant, les effets sur les tissus osseux peuvent être réduits. Dans cette étude, nous avons constaté une différence de 2,4% des niveaux maximaux des contraintes de von Mises entre l'implant IDP-IMP-3.75-8 et IDP-IMP-4.5-4.

Les systèmes des implants dentaires avec plaques de stabilisation et sans plaques ont été évalués dans des conditions considérées comme critiques ; cependant les résultats peuvent être influencés par la géométrie de la section de la mandibule, des implants dentaires, des composants prothétiques et des conditions des simulations. C'est pourquoi les observations tirées de cette étude doivent être considérées comme qualitatives.

Conclusions

En considérant les limitations de cette étude, nous avons pu tirer les conclusions suivantes :

1) Le couple implant/plaque de stabilisation diminue significativement les contraintes transmises dans l'os, ainsi que les risques d'endommagements (les efforts sont répartis sur une surface plus large).

2) Les avantages du couple implant/plaque sont particulièrement évidents dans une qualité d'os de type III et de type IV : ils permettent d'éloigner le risque de rupture là où, sans plaque, le risque est très important.

3) Dans la situation où un implant est associé à une plaque, une longueur d'implant plus longue (8mm au lieu de 6mm) améliore la tenue mécanique.

4) Diminuer la longueur de l'implant de 8 à 4 mm n'est pas pénalisant à condition d'augmenter son diamètre (de 3,75 à 4,5mm).

iii. Comparaison de la configuration All-on-four classique et All-in one day

Contexte

Pour les patients avec une édentation totale, les traitements par implants dentaires sont devenus une option systématique pour la récupération de la fonction de la mastication. Dans certains cas, lorsque l'os de la mâchoire est atrophique, les configurations All-on-four sont présentées comme une solution avec des taux de réussite supérieurs à 99%.[132]

Le traitement de la configuration All-on-four a été développé par le Dr. Paulo Malo, à la fin des années 90, ce premier traitement par quatre implants pour les patients avec une édentation totale consistait à positionner deux implants au niveau des incisives et deux implants longs inclinés dans la partie postérieure de la mâchoire, au niveau des prémolaires-molaires. Sur ces implants, un bridge fut installé avec des extensions courtes qui supportaient la prothèse. Grâce à ce type de configuration clinique, la charge immédiate a été possible.[132], [133]

La fréquence de recours et le taux de réussite de ce protocole ont donné lieu à de très nombreux designs. Les modifications observées à travers ces différents designs sont : l'angle d'inclinaison des implants dentaires postérieurs, la distance entre les quatre implants, les extensions postérieures des bridges, les types de connectivité entre les implants et les composants prothétiques.[132]

La société Saddle Implants a développé une variante de la configuration All-on-four ; cette configuration nommée 'All-in one day' intègre des plaques de stabilisation sur les implants postérieurs.[130] Le Système HRS (implant + plaque de stabilisation) permet le développement et la mise en œuvre de stratégies de traitement des implants en réussissant à prendre en charge même les cas jugés irréalisables par l'implantologie traditionnelle. Il trouve notamment ses indications dans les cas d'édentation extrêmement avancés, avec peu d'os ou de très mauvaise qualité (D3/D4), des contraintes de temps très strictes, nécessitant un recours quasi systématique à la mise en charge immédiate de la prothèse.[130]

Cette étude propose une comparaison de la tenue mécanique par l'analyse d'éléments finis des configurations All in one day (Plaques de stabilisation) et All-on-four classique, dans les conditions d'une stabilisation secondaire dans la mandibule.

Méthode

Dans un premier temps, un modèle par éléments finis d'une mandibule humaine a été développé, deux qualités d'os ont été assignées séparément: de type III et de type IV. Dans un deuxième temps, deux configurations cliniques par implants dentaires nommées All-on-four classique et All-in one day ont été implémentées. Finalement, deux conditions de chargement de mastication ont été appliquées pour évaluer les configurations cliniques dans des mandibules avec une qualité d'os de type III et de type IV.

Modèles par éléments finis

Les images de CT-scan (Siemens sensation 64 CT, Erlangen, Germany) d'une mandibule humaine furent importées dans le logiciel Mimics (MimicsV12.3, Leuven, Belgique) pour la segmentation et la reconstruction 3D. Ensuite, le logiciel Hypermeh (AltairV17, Troy, USA) fut utilisé pour développer les modèles par éléments finis. Les modèles 3D des implants, des vis prothétiques, des piliers et des vis de fixation ont été fournis par le fabricant (Saddle Implants, Genève, Suisse). Le bridge implantoporté avec une géométrie circulaire de 2mm fut désigné spécifiquement pour cette étude.

Deux modèles par éléments finis de la mandibule ont été définis en fonction de la qualité de l'os (basées sur la classification de Lekholm et Zarb) : de type III et de type IV, une épaisseur de 0,4 mm d'os cortical a été assignée. Afin de positionner les configurations cliniques par implants dentaires dans des conditions de stabilisation secondaire, nous avons intégré une couche de 0,2mm d'épaisseur avec les propriétés d'os lamellaire autour de chaque implant dentaire. Les implants dentaires ont été positionnés dans les emplacements 46-42-32-36 selon la classification internationale des dents.[8] La figure 4.12 montre les configurations cliniques All-in one day et All-on-four classique. Les composants des deux configurations sont détaillés dans le tableau 4.6.

	Position Anatomique dans la mandibule			
Configuration	**46**	**42**	**32**	**36**
All-in one day				
Implants dentaires	IDP-IMP-3.75-13	IDP-IMP-3.75-11.5	IDP-IMP-3.75-11.5	IDP-IMP-3.75-13
Piliers	IDP-PMUM-H2	IDP-PMUM-H2	IDP-PMUM-H2	IDP-PMUM-H2
Vis prothétiques	IDP-VPMU	IDP-VPMU	IDP-VPMU	IDP-VPMU
Vis de fixation	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2
Plaques de stabilisation	IDP-PLA-6	-	-	IDP-PLA-6
Vis d'ostéosynthèse	VB-605	-	-	VB-605
All-on four classique				
Implants dentaires	IDP-IMP-3.75-13, inclinaison 30°	IDP-IMP-3.75-11.5	IDP-IMP-3.75-11.5	IDP-IMP-3.75-13, inclinaison 30°
Piliers	IDP-PMU-30°	IDP-PMUM-H2	IDP-PMUM-H2	IDP-PMU-30°
Vis prothétiques	IDP-VPMU	IDP-VPMU	IDP-VPMU	IDP-VPMU
Vis de fixation	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2	IDP-PMU-Vis-H2

Tableau 4.6 Composants des configurations cliniques.

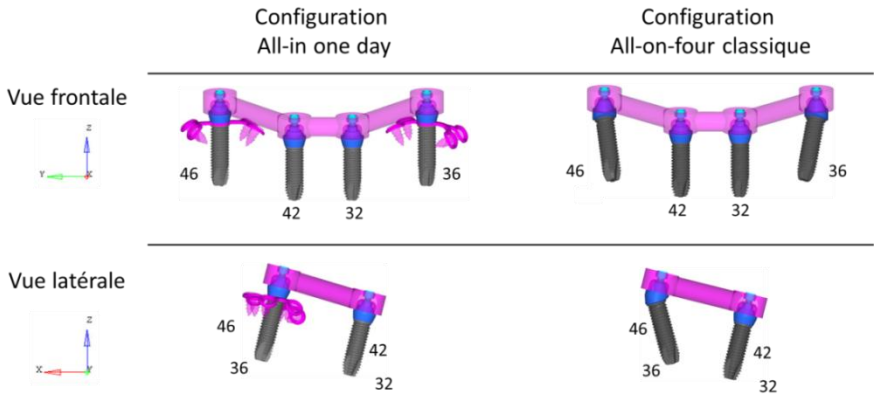


Figure 4.12 Configurations cliniques All-in one day et All-on-four classique.

Les modèles 3D de la mandibule, des implants dentaires et des composants prothétiques ont été maillés avec des éléments triangulaires pour le maillage surfacique et des éléments tétraédriques pour le maillage volumique. Le tableau 4.7 présente la taille minimale du maillage et le nombre des éléments.

	All in one day	**All-on-four classique**
Taille minimale du maillage surfacique	0.021 mm	0.028 mm
Taille minimale du maillage volumique	0.003 mm	0.004 mm
Nombre d'éléments surfaciques	715954	470474
Nombre d'éléments volumiques	4659487	2300030

Tableau 4.7 Tailles minimales du maillage et le nombre d'éléments.

Les interfaces du maillage des implants dentaires, de l'os cortical, de l'os spongieux et de l'os lamellaire ont été réalisées avec un maillage continu. Les interactions rigides sont composées des interfaces des implants dentaires, des composants prothétiques et du bridge.

Les propriétés mécaniques pour l'os cortical, l'os spongieux et l'os lamellaire ont été considérées comme isotropes et linéairement élastiques pour les deux qualités d'os de type III et de type IV. Les matériaux pour les implants dentaires, les vis et les piliers en titane grade 4, les plaques de stabilisation en titane grade 1 et le bridge implantoporté en titane grade 5 ont été considérés comme matériaux isotropes, avec une loi de comportement élastoplastique Johnson-Cook. Le tableau 4.8 reprend les propriétés mécaniques des différents composants.

	ρ (densité g/mm3)	E (Module de Young MPa)	ν (Coefficient de Poisson)	σy (Limite élastique MPa)
Os type III				
Os Lamellaire	0.000995	13162	0.3	98,7
Os Cortical	0.000995	13162	0.3	98,7
Os Trabeculaire	0.000640	927	0.3	6,9
Os type IV				
Os Lamellaire	0,000636	12625	0.3	94,7
Os Cortical	0,000636	12625	0.3	94,7
Os Trabeculaire	0.000512	485	0.3	3,6
Implants et composants prothétiques				
Titane Grade 1	0.0045	103000	0.33	246
Titane Grade 4	0.0084	104500	0.37	650
Titane Grade 5	0.0045	114000	0.33	940

Tableau 4.8 Propriétés mécaniques des composants du système.

Pour cette étude, nous avons appliqué deux conditions de chargement. Elles sont définies dans deux cas : A) Condition normale, chargement maximal de 235N répartis sur la hémi-mandibule gauche, B) Chargement critique maximal de 235N sur la dent 36. Les forces appliquées dans les deux conditions sont montrées dans la figure 4.13.[45]

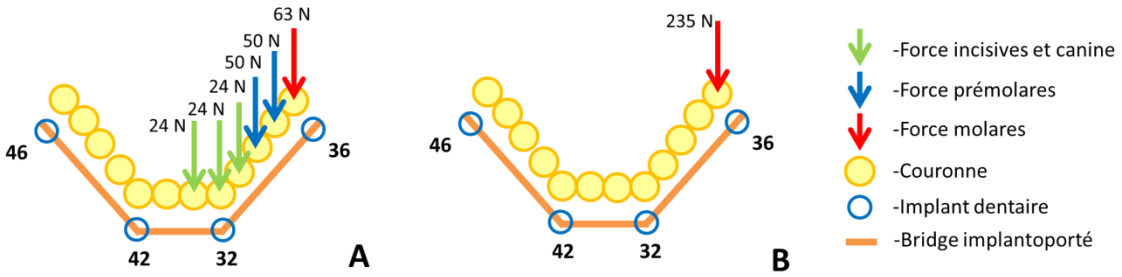


Tableau 4.13Conditions de chargement.

Deux critères d'endommagement des tissus osseux ont été considérés : (1) Par contrainte de von Mises avec un seuil de 98,7 MPa pour l'os de type III et 94,7 MPa pour l'os de type IV. (2) Par déformations, le modèle Mechanostat considère quatre zones de déformations de l'os : Zone physiologique [200 με-3000 με], le remodelage de l'os est maintenu à l'état stable, zone de surcharge [3000 με-4000 με], l'os subit des micro-endommagements et un nouvel os est ajouté dans les microfissures, zone pathologique [4000 με-7500 με] où l'os est soumis à un risque plus élevé de fracture, et zone de rupture considérée dans cette étude avec un seuil de [7500 με].[17] Dans les simulations, nous avons enregistré deux critères d'évaluation : le pic de contraintes de von Mises défini par σmax (dans les tissus osseux, les implants dentaires, les composants prothétiques) et la déformation maximale définie par Ɛmax (dans les tissus osseux durs : os cortical et os lamellaire). Pour plus d'information, se reporter au Chapitre II.

Résultats

Dans les deux conditions de chargement, la localisation des niveaux maximaux des contraintes de von Mises et des déformations dans les tissus osseux ont été observées dans la partie postérieure-buccale de la mandibule (voir figure 4.14). Dans le tableau 4.9, les pics de contrainte de von Mises et les déformations dans le système sont détaillés.

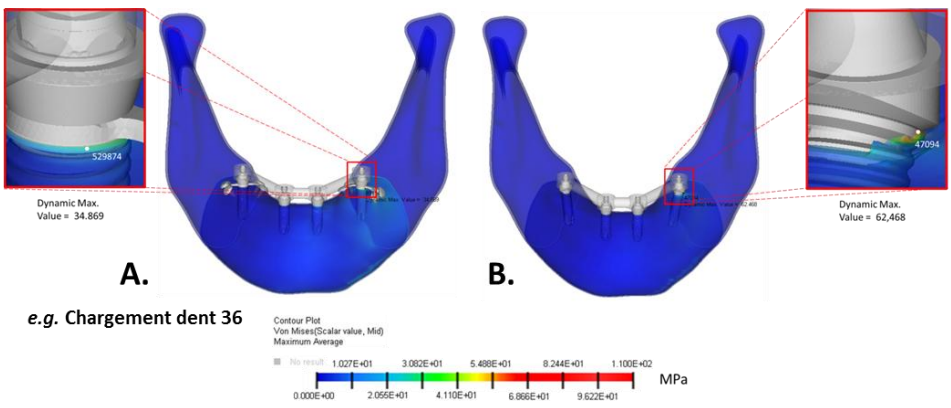


Figure 4.14 Distribution des contraintes de von Mises dans la mandibule sur des conditions d'un chargement critique. A. Configuration All-in one day et B. Configuration All-four-classique.

	Configuration All-in one day (plaques de stabilisation)		Configuration All-on-four (Classique)	
Chargement	**Os type III**	**Os type IV**	**Os type III**	**Os type IV**
Hémi-mandibule				
Tissu osseux σmax	29,6 MPa	27,7 MPa	38,7 MPa	50,6 MPa
Tissu osseux Ɛmax	2248 με	2194	2940	4007
Implants dentaires σmax	69,7 MPa	69,9 MPa	108,8 MPa	114,8 MPa
Vis prothétiques σmax	50,0 MPa	55,9 MPa	65,1 MPa	67,1 MPa
Vis de fixation σmax	27,1 MPa	27,0 MPa	58,8 MPa	59,7 MPa
Bridge implantoporté σmax	122,8 MPa	123,4 MPa	102,4 MPa	101,0 MPa
Plaques de stabilisation σmax	132,1 MPa	131,3 MPa	-	-
Vis de plaque σmax	59,2 MPa	58,8 MPa	-	-
Piliers	55,9 MPa	55,9 MPa	95,8 MPa	99,3 MPa
Critique dent 36				
Tissu osseux σmax	32,7 MPa	35,8 MPa	70 ,7 MPa	91,3 MPa
Tissu osseux Ɛmax	2484	2835	5371	7231
Implants dentaires σmax	98,3 MPa	81,2 MPa	128,2 MPa	128,4
Vis prothétiques σmax	70,3 MPa	69,3 MPa	88,9 MPa	86,9 MPa
Vis de fixation σmax	36,0 MPa	34,4 MPa	73,5 MPa	72,2 MPa
Bridge implantoporté σmax	88,2 MPa	92,5	88,0 MPa	86,5 MPa
Plaques de stabilisation σmax	178,8 MPa	247,3 MPa	-	-
Vis de plaque σmax	80,3 MPa	99,7 MPa	-	-
Piliers	71,1 MPa	71,5 MPa	101,3 MPa	98,8 MPa

Tableau 4.9 Contraintes de von Mises et déformations dans les composants du système.

Discussion

La simulation numérique par l'Analyse d'Eléments Finis a permis d'évaluer la tenue mécanique de deux configurations cliniques dans deux qualités d'os de la mandibule, lors de conditions de chargement de mastication considérées dans cette étude comme normales et critiques.

Nous avons pu observer que la configuration All-in one day avec les plaques de stabilisation réduit le pic des contraintes de von Mises et les déformations dans les tissus osseux, en comparaison avec la configuration All-on-four classique dans les qualités d'os de type III et IV. Ce comportement peut être expliqué par une meilleure répartition des forces sur une surface plus grande, qui est représentée par la surface de la plaque, des vis de la plaque et de l'implant dentaire. Le pic des contraintes de von Mises dans les implants dentaires a été réduit jusqu'à 37%.

Les déformations induites dans les tissus osseux avec la configuration clinique All-in one day (plaques de stabilisation) restent dans une zone physiologie, dans les deux types d'os (de type III et de type IV) sur les deux conditions de chargement. Dans ces niveaux de déformations, le processus de résorption osseuse et de génération d'un nouvel os restent stables, basés sur le modèle Mechanostat.[17]

En revanche, dans des conditions de charge critique, la configuration All-on-four classique induit des déformations dans l'os dans une zone de surcharge pour la qualité d'os de type III et dans une zone de déformation pathologique proche des niveaux de rupture pour la qualité d'os de type IV. D'après le modèle Mechanostat dans la zone de surcharge, il existera des micro-fractures de l'os et un nouvel os sera positionné dans ces microfissures afin de compenser les sollicitations mécaniques. Dans la zone pathologique, l'os va essayer de compenser les sollicitations mais le risque de fracture est augmenté. Dans les conditions de chargement normal (chargement hémi-mandibulaire), les déformations de l'os sont maintenues dans une zone physiologique pour la qualité d'os de type III et dans une zone de surcharge pour la qualité d'os de type IV.

Dans cette étude les seuils de rupture de l'os ainsi que les seuils de rupture des implants dentaires, des composants prothétiques et du bridge implantoporté n'ont pas été atteints. Il est possible que sur d'autres types de chargements, le comportement mécanique des configurations cliniques soit différent.

Il a été observé que la configuration All-in one day, avec les plaques de stabilisation, réduit les risques d'endommagement de l'os ; cependant dans cette étude les plaques de stabilisation ont été considérées sans précontraintes dues à l'écrasement de la plaque pour s'adapter à la forme de la mandibule. Pour de futurs travaux sur la tenue mécanique de la plaque de stabilisation, il est conseillé de prendre en compte les déformations initiales mais également les précontraintes.

Les résultats de cette étude doivent être considérés intrinsèquement à la géométrie de la mandibule, aux conditions de chargement et aux choix de modélisation. Les effets de fatigue et dégradation des matériaux n'ont pas été considérés. Des validations cliniques sont nécessaires.

Conclusions

A partir des résultats de cette investigation, nous pouvons considérer que :

1) La plaque de stabilisation permet de réduire significativement les niveaux maximaux des contraintes et des déformations transmises dans les tissus osseux.

2) Pour une qualité d'os de type III et IV, la plaque de stabilisation maintient les déformations des tissus osseux dans une zone de déformation physiologique sans aucune altération de l'os. En revanche, la configuration all-on-four classique dépasse les déformations de surcharge dans une qualité d'os de type III et la zone pathologique proche des niveaux de rupture dans une qualité d'os de type IV.

3) Les forces transmises dans les implants dentaires ont été réduites jusqu'à 37% grâce aux plaques de stabilisation.

iv. Bridge implantoporté et configurations cliniques : tenue mécanique par approche numérique

Cette étude intitulé 'Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach' a été acceptée dans le *Journal of Prosthetic Dentistry* en septembre 2018. Il s'agit de la compilation des connaissances acquises des sous-chapitres précédents.

Abstract

Statement of problem. Implant-supported overdentures (IODs) are a treatment option for patients with complete edentulism. However, this treatment increases the possibilities of peri-implant complications, characterized by inflammation or partial loss of surrounding hard and soft tissues.

Purpose. The purpose of this finite element analysis (FEA) study was to evaluate the mechanical performance of different bar-IOD designs under different clinical configurations by comparing the stress and strain distribution on bone during secondary stabilization.

Material and methods. A finite element model of the mandible representing a patient with complete edentulism was developed. Different designs of bar-IODs were modeled and compared. The parameters studied were the material properties (Co-Cr, Zr-dioxide, Ti grade 5, and Ti grade 4), the diameter and bar-IOD cross-sectional shape, the tilt of the posterior implants (30 degrees), the presence of a distal extension cantilever in the bar-IODs (12-mm), and the number of implants (4 or 6). Two different mastication loading conditions were analyzed. One-way and 2-way analysis of variance (ANOVA) and the Tukey honestly significant differences post hoc test (α=.05) were used to determine the significant von Mises stress and strain values in the bone.

Results. The 4 materials tested in the Bar-IOD did not have a significant mechanical effect on bone (P<.05). A smaller diameter and structure of the bar-IOD led to significantly higher bone stress (P<.001). A distal extension cantilever led to an increased stress concentration (model M1 versus model M3: P<.001), which reached 50% in the event of tilting of the posterior implants (model M2 versus model M4: P<.001). Tilting of the posterior implants alone, without extension, had a nonsignificant effect (model M3 versus model M4: P=.999). Model M5 supported with 6 implants reduces the stress transferred to the bone compared with model M3 supported with 4 implants (P<.05).

Conclusions. Distal extensions in bar-IODs, the tilt of the posterior implants, and the low amount of material in the cross-section area in the bar-IOD were the most influential parameters on the mechanical resistance of dental implants in mandibular bone.

Clinical implications

Implant-supported overdenture (IOD) designs make a significant difference in the mechanical stability of dental implants. The bar-IOD design can be used to decrease the risk of damage to bone.

Introduction

Dental implants are used in the treatment of partial or total tooth loss, with a success rate of over 90%.[5], [134]For patients with complete edentulism, conventional dentures, implant-supported fixed complete dentures (implant FCDs), and implant-supported/retained overdentures (IODs) are alternatives for restoring function and esthetics.[135] A higher level of comfort has been reported in patients with IOD and FCD systems,[136]–[138]with similar clinical succes rates.[139]–[141]

IOD systems include ball, bar, or magnetic attachments with different materials.[142]–[144]Sometimes, with tilted implants,[139] of different sizes,[45], [59], [142] implants and/or prosthetic elements of different designs are combined.[131], [145] Different solutions are available for dental implant treatments, but the choice for each patient is complex and the decision-making process is based on the dentists' experience and clinical evidence.[146], [147]

When compared with conventional complete dentures, implant-supported restorations may lead to clinical complications characterized by inflammation or partial loss of surrounding tissue. Also, peri-implant complications are most common in the second year after implant placement.[132] Stability problems are caused by bacterial infections and by mechanical factors mainly associated with parafunctional habits such as bruxism.[148]–[150]The design parameters known to influence the mechanical resistance of implant solutions and therefore minimize the risks of complications include the number of implants; treatments with a number of implants on IODs (1 to 6) in patients with complete edentulism have been reported.[136], [140], [151], [152] Adequate retention in the mandible from 2- to 4-implant overdentures has been reported, with no significant difference in the clinical radiographic condition during a 10-year evaluation period.[152] In patients with an edentulous maxilla, the risk is higher when fewer than 4 implants are placed.[140]

Posterior implant tilting and a distal extension cantilever in bar-IOD have been used in some situations. A tilt angle of between 25 and 45 degrees has been described according to the anatomic site.[132], [139] A high risk of fracture has been observed with a distal extension cantilever in a bar-IOD.[143], [153] These complications might be minimized by a different bar-IOD design.[154], [155]

As the clinical situations are varied and sometimes complex, numerical simulation can help clinicians better evaluate and understand the consequences of the choice of treatment.[104], [135], [156] The purpose of this finite element analysis (FEA) study was to compare various bar-IODs designs for completely edentulous patients, taking as comparison criteria the mechanical resistance of the dental implants during secondary stabilization in the mandibular bone. The null hypothesis was that the material properties, the diameter and bar-IOD cross-sectional shape, the tilt of the posterior implants, the presence of distal extension cantilever in bar-IODs, and the number of implants (4 or 6) would not generate any significant differences on stress and strain distribution in bone.

Material and methods

A finite element model of a mandible with complete edentulism fitted with an implant-supported overdenture (IOD) with 4 parallel implants was defined as a reference configuration (Fig. 1). This reference model was subjected to a sensitivity analysis to quantify the influence of 3 parameters of the bar-IOD: material properties (Co-Cr, Ti grade 5, Ti grade 4, and Zr-dioxide), diameter (0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 4 mm, and 6 mm), and cross-sectional shape (square, circular, L-shape, and rectangular) on mechanical resistance during secondary stability of the dental implants. The performance of the reference model was compared with 4 variants to estimate the influence of tilting the posterior implants, of adding a posterior distal extension cantilever, and of supporting the bar-IOD with 6 rather than 4 implants.

Computed tomography (CT) scan images (Sensation 64 CT; Siemens) of a human mandible dissected from a cadaver of the Thanatopraxy Department of the Faculty of Medicine Aix-Marseille University were imported into the Mimics software (Mimics v12.3; Materialise) for 3-dimensional (3D) segmentation and reconstruction. The protocol complied with the ethical standards of the institution.

Commercially available implants (IDP-IMP-M3.75-13; Saddle Implants) and prosthetic screws (IDP-VPMU; Saddle Implants) were selected for this reference model and were considered generic. The 3D geometry came from the computer-assisted design (CAD) provided by the manufacturer. The circular geometry of the bar-IOD with a 4-mm diameter was specifically designed for this study (Fig. 4.15). The fixation system between the dental implants and the bar-IOD was produced by adding a standard size prosthetic screw as seen in Figure 4.15.

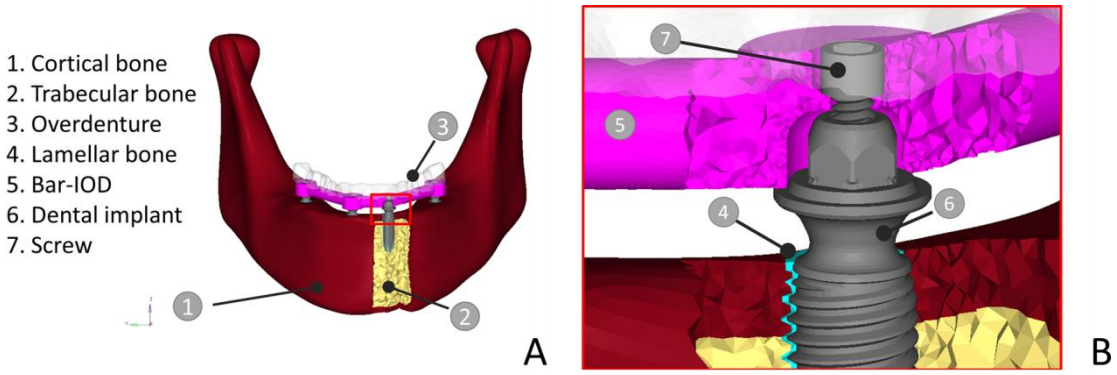


Figure 4.15. Reference numerical model, configuration with four dental implants in secondary stability conditions. Close up of area of interest.

To simulate the osseointegration of the dental implants to secondary stabilization, 0.2-mm-thick lamellar bone,[15], [104] was modeled as a layer around each implant (Fig. 4.15). The thickness of the cortical bone was set at 2 mm to accommodate Type 2 mandibular bone according to the Leckholm and Zarb classification.[19] A mesh was produced from these geometries in software (HypermeshV12; Altair) using triangular shell elements and tetrahedral elements for volume meshing to create the finite element models. The refinement of the meshing of dental implants was assumed with a minimum size of 60 µm, as in a

previous study,[157] and was adapted in the contact zones with bone and prosthetic components (Fig. 4.15). The resulting mesh characteristics are summarized in Table 4.10.

	Surface meshing		Volume meshing	
System components	Number of elements	Minimum size	Number of elements	Minimum size
4 Dental implants	120838	0.060 mm	514254	0.023 mm
4 Connecting screws	12980	0.032 mm	542222	0.022 mm
1 Bar-IOD	89840	0.059 mm	960919	0.032 mm
Bone	232188	0.060 mm	1830148	0.012 mm

IOD, implant-supported overdenture

Table 4.10 Meshing characteristic

The dental implants were considered to be fully integrated (Fig. 4.15). The interfaces between the meshing of the cortical bone, the cancellous bone, the lamellar bone, and the dental implants were modeled using a continuous mesh. Kinematic conditions were added to describe the rigid interactions between the dental implants, the screws, the overdenture, and the bar-IOD. The overdenture was modeled as a rigid body, and the influence of overdenture materials and attachment systems was not considered. Embedding conditions for the condyles were modeled as fixed.

The bone was assumed to follow a linear elastic behavior. Young modulus, density, and Poisson ratio for the bone were obtained from data in the literature and are summarized in Table 4.11. The mechanical properties of the dental implants (grade 4 titanium), the bar-IOD, and the prosthetic screws (grade 5 titanium) are also summarized in Table 4.11.

Materials	ρ (density g/mm^3)	E (Young Modulus MPa)	ν (Poisson ratio)	Reference
Lamellar bone	0.0015	13700	0.33	33
Cortical bone	0.0015	13700	0.33	46
Trabecular bone	0.001015	1370	0.3	46
Grade 5 titanium	0.0045	114000	0.33	36
Grade 4 titanium	0.0084	104500	0.37	36

Table 4.11 Mechanical properties

Two bone damage criteria were used: by strain, based on Mechanostat,[12], [17] which takes into account the physiological strain (appropriate conditions for good dental implant resistance in secondary stabilization conditions): [200 με-3000 με], overload strain (bone suffering minor damage): [3000 με-4000 με], pathological strain (highly probable rupture): [4000 με-8000 με], and maximum strain before rupture defined in this study: [8000 με]; and by stress, the elastic limit of the bone (cortical bone and lamellar bone) was used as a pathological damage threshold. The value defined in this study was 110 MPa.[75], [87]

The relevant quantitative data of the stress and strain in bone were analysed by a 1-way analysis of variance (ANOVA) for the sensitivity analysis and by a 2-way ANOVA for the evaluation of clinical configurations, followed by the Tukey honestly significant differences post hoc test (α=.05 for all tests). Analyses were done using statistical software (RStudio Desktop; RStudio).

A sensitivity analysis was performed to quantify the influence of the characteristics of the dental implants on mechanical resistance under secondary stabilization conditions. Three sets of parameters of the bar-IOD were tested: material properties, diameter, and cross-sectional shape.

The bar-IOD was tested with 4 different materials: Ti grade 4, Ti grade 5 (reference model), Co-Cr, and Zr-dioxide, the mechanical properties of which are summarized in Table 4.12.

Materials	ρ (density g/mm3)	E (Young Modulus MPa)	ν (Poisson ratio)	Yield stress (σy MPa)	Ultimate Tensile Strength (σ_{max}MPa)	Stiffness
Cobalt chromium	0.0084	220000	0.3	980	1300	+
Zirconium-dioxide	0.0061	205000	0.3	-	1000*	
Grade 5 titanium	0.0045	114000	0.33	940	1054	
Grade 4 titanium	0.0043	104500	0.37	650	798	-

*Flexural strength

Table 4.12 Mechanical properties of bar-IODs

Five bar diameters were tested to determine the influential geometric factors of the bar-IOD: 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 4 mm (reference model), and 6 mm. Four cross-sectional shapes were tested: circular profile (reference model), square profile, L-shaped profile, and rectangular profile (Fig. 4.16).

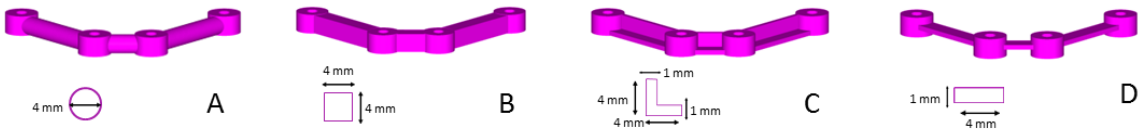


Figure 4.16 Bar-IOD cross-sectional profiles. A, Circular profile. B, Square profile. C, L-shaped profile. D, Rectangular profile.

The loading condition was assumed as a normal mastication condition. The load was applied to the left half mandible (Fig. 4.17A), bearing 2 incisors, 1 canine, 2 premolars, and a first molar. A 235-N oblique load was applied with a 30-degree inclination in the linguo-buccal direction,[158] which was the expected load for an edentulous person.[45] Load was distributed differently on each tooth as suggested by Blamphin et al.[36] The loads were 24 N for each incisor and the canine, 50 N for each premolar, and 63 N for the first molar.

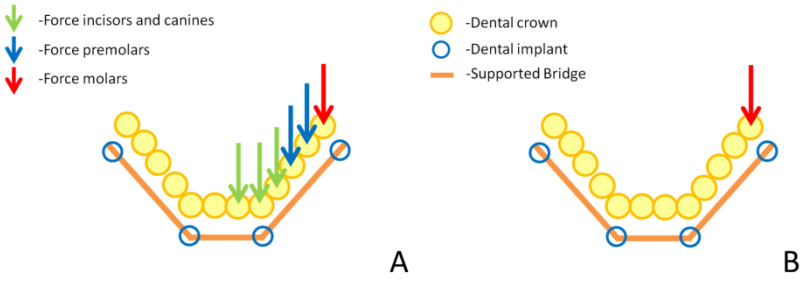


Figure 4.17 Loading conditions A. half-mandible (normal), B. First molar (critical).

Evaluation of the mechanical performances of the various configurations was performed considering von Mises stress for ductile materials and principal stress for nonductile materials (Zr-dioxide),[159] while strain was recorded for the bone only. The 100 values of stress and strain around the maximum peak were recorded for each component.

The clinical conditions tested are described in Table 4.13 and are seen in Figure 4.18 The parameters studied were the tilt of the posterior implants (30 degrees),[132], [160] investigated by comparing model M3 (reference) and model M1 with models M4 and M2 respectively; the presence of a distal extension cantilever in the bar-IOD (12 mm),[161] investigated by comparing model M3 (reference) and model M4 with models M1 and M2, and the total number of implants (4 or 6) supporting the bar-IOD,[140] investigated by comparing models M3 (reference) and M5.

Clinical configurations	Number of implants	Anatomic location	Inclination of posterior implants	Dimensions of extensions
Model M1	4	LFPM-LSI-RSI-RFPM	0 degrees	12 mm
Model M2	4	LFPM-LSI-RSI-RFPM	30 degrees	12 mm
Reference model M3	4	LFM-LSI-RSI-RFM	0 degrees	0 mm
Model M4	4	LFM-LSI-RSI-RFM	30 degrees	0 mm
Model M5	6	LFM- LFPM -LSI-RSI- RFPM-RFM	0 degrees	0 mm

LFM-Left first molar; LFPM- Left first premolar; LSI- Left second incisor; RFM-Right first molar; RFPM- Right first premolar; RSI- Right second incisor.

Table 4.13 Clinical configurations

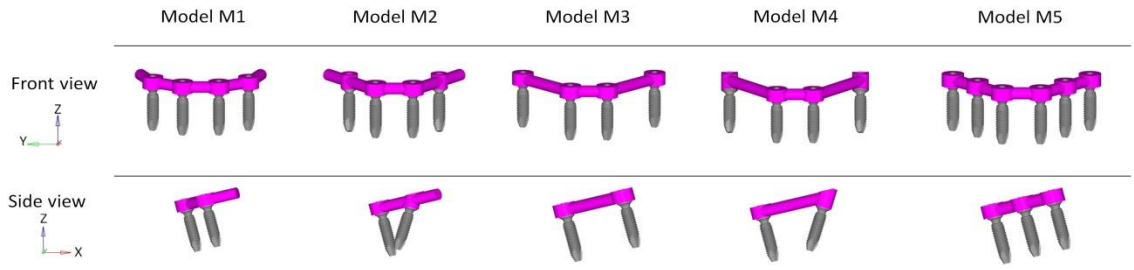


Figure 4.18 Clinical configurations tested.

For this study, 2 mastication loading conditions were applied; the first was considered to be a normal situation, in which 235 N was applied to the left half mandible (Fig. 4.17A). The second condition was defined as critical. In this second situation, the load was applied to the first molar only with a value of 235 N (Fig. 4.17B). The outcome measures were the same.

Results

The von Mises stress and strain transmitted to the bone from the Co-Cr bar-IOD and Zr-dioxide bar-IOD (P=.998) and between Ti grade5 bar-IOD and Ti grade4 bar-IOD (P=.732) were statistically similar. The difference was significantly different (P<.05) for all the other comparisons of evaluated materials in the bar-IOD. The von Mises stress distribution in bone is seen in Figure 4.19. Table 4.14 provides the details for the stress and strain values.

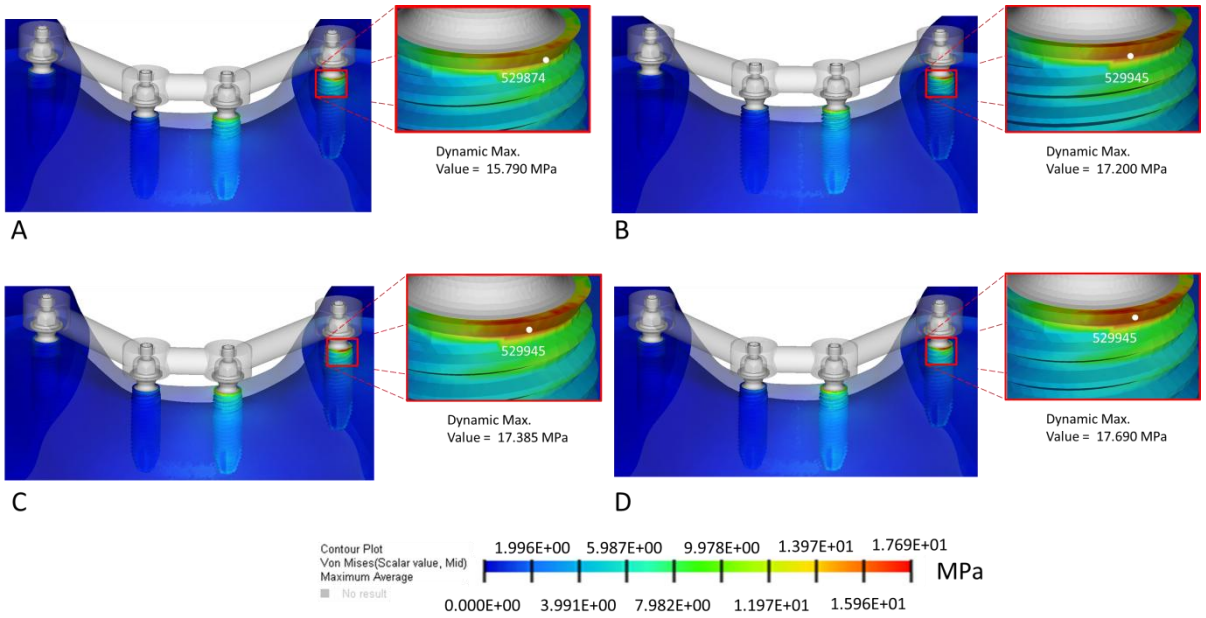


Figure 4.19 Von Mises stress transferred to bone in normal mastication conditions, influence of materials. A, Co-Cr bar-IOD. B, Zr-dioxide bar-IOD. C, Ti grade 5 bar-IOD. D, Ti grade 4 bar-IOD.

Half-mandibular loading	Cobalt chromium	Zirconium-dioxide	Titanium grade 5	Titanium grade 4
Bone stress	9.9 ±4.1 MPa	10.0 ±4.1 MPa	12.1 ±3.5 MPa	11.5 ±4.0 MPa
Bone strain	726.0 ±298.6 με	803.0 ±320.9 με	884.0 ±256.9 με	733.0 ±300.3 με
Dental implant stress	71.0 ±17.9 MPa	76.1 ±14.3 MPa	94.3 ±14.6 MPa	90.3 ±19.5 MPa
Screw stress	29.0 ±8.3 MPa	28.3 ±10.6 MPa	34.3 ±9.5 MPa	36.4 ±8.7 MPa
Bar-IOD stress	47.3 ±25.6 MPa	32.1 ±22.1 MPa	68.9 ±29.1 MPa	60.5 ±30.9 MPa

IOD, implant-supported overdenture; SD, standard deviation.

Table 4.14 Bar-IOD material, mean ±SD levels of stress and strain in normal mastication conditions

The von Mises stress and strain transferred to the bone were computed for 5 different bar-IOD diameters. The difference between the bar-IOD ∅6 mm versus bar-IOD ∅4 mm was not significantly different (*P*=.664). The differences for the other diameters were significantly different: bar-IOD ∅4 mm versus bar-IOD ∅2 mm (*P*<.001); bar-IOD ∅2 mm versus bar-IOD ∅1 mm (*P*<.001); bar-IOD ∅1 mm versus bar-IOD ∅0.5 mm (*P*<.001). The von Mises stress transferred to the bone is shown in Figure 4.20, and mean ±SD levels are described in Table 4.15.

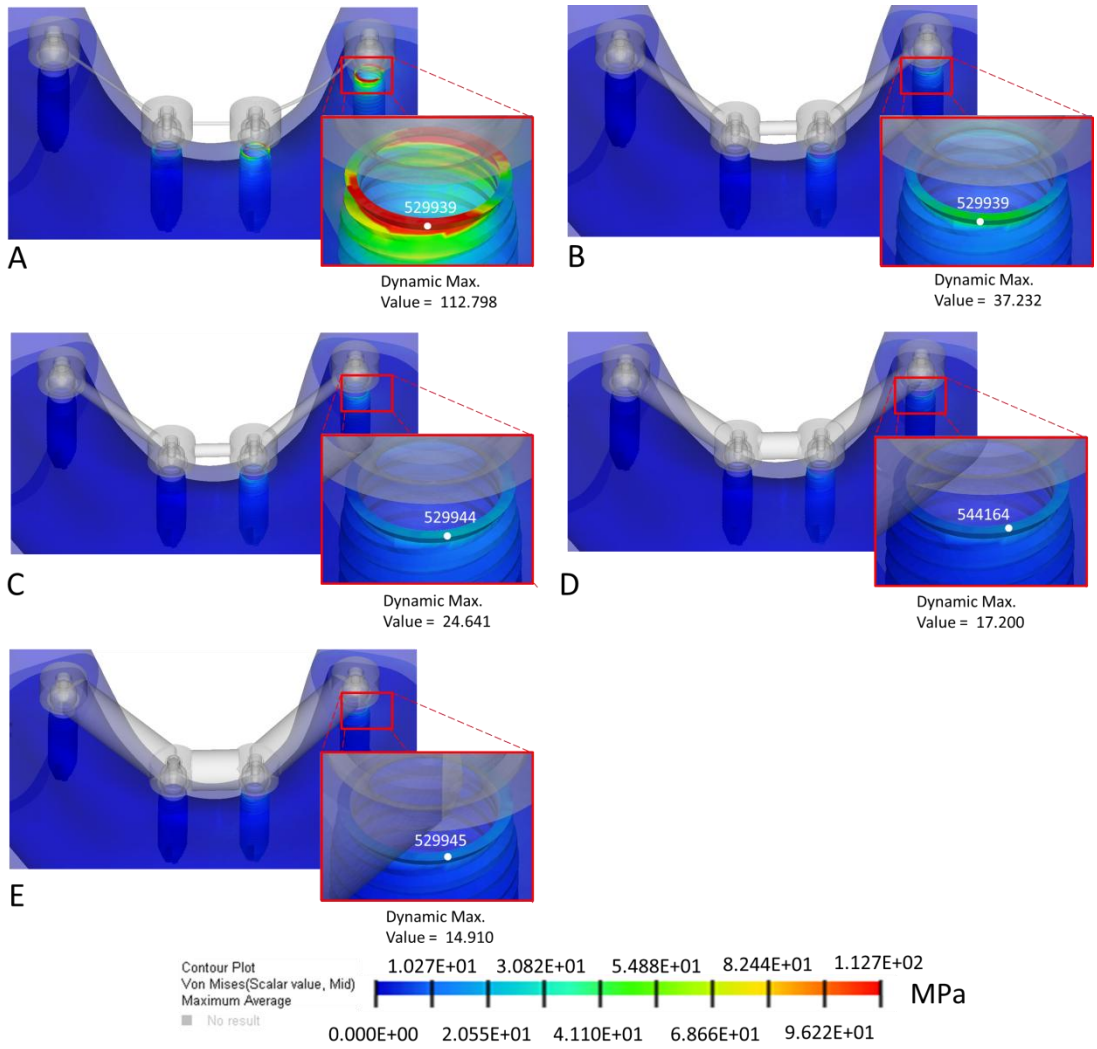


Figure 4.20 Von Mises stress transferred to bone in normal mastication conditions, influence of bar-IOD diameters. A, 0.5 mm. B, 1.0 mm. C, 2.0 mm. D, 4.0 mm. E, 6.0 mm.

Half-mandibular loading	Diameter 0.5 mm	Diameter 1 mm	Diameter 2 mm	Diameter 4 mm	Diameter 6 mm
Bone stress	79.5 ±21.9 MPa	26.4 ±5.9 MPa	19.0 ±3.1 MPa	12.1 ±3.5 MPa	10.1 ±3.5 MPa
Bone strain	5810.0 ±1598.3 με	1930.0 ±431.1 με	1390.0 ±222.7 με	884.0 ±256.9 με	739.0 ±253.8 με
Dental implant stress	533.0 ±94.1 MPa	225.0 ±58.7 MPa	169.0 ±26.3 MPa	94.3 ±14.6 MPa	60.7 ±11.2 MPa
Screw stress	112.0 ±49.5 MPa	63.9 ±23.0 MPa	47.9 ±13.7 MPa	34.3 ±9.5 MPa	30.1 ±8.1 MPa
Bar-IOD stress	1054.0 ±0 MPa	878.0 ±251.3 MPa	184 ±42.1 MPa	68.9 ±29.1 MPa	20.8 ±10.2 MPa

IOD, implant-supported overdenture; SD, standard deviation.

Table 4.15 Bar-IOD diameters, mean ±SD levels of stress and strain in normal mastication conditions.

When the von Mises stress and strain in the bone for the 4 cross-sectional shape were compared, the circular profile versus the L-shaped profile were not statistically different (*P*=.999). The differences between the other profiles were significant: circular profile versus square profile (*P*=.034); square profile versus L-shaped profile (*P*=.025); and all the other profiles versus rectangular profile (*P*<.001). The von Mises stress in the 4 models is shown in Figure 4.21. Table 4.16 provides the details of mean ±standard deviation (SD) levels.

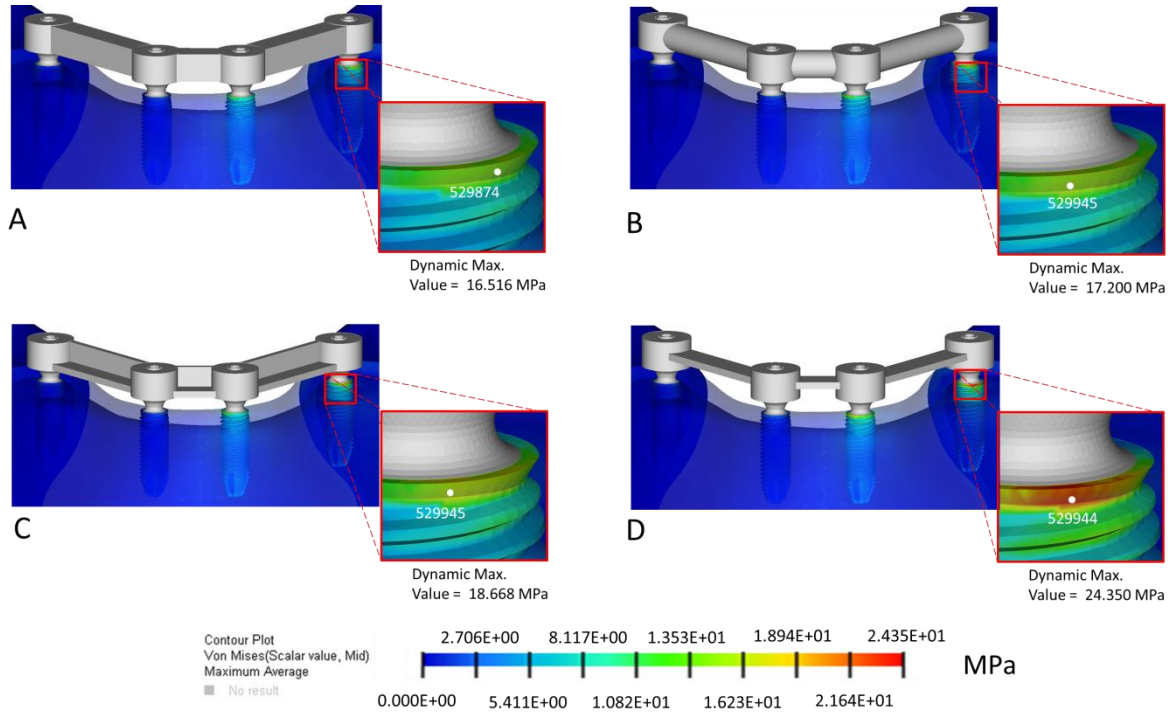


Figure 4.21 Von Mises stress transferred to bone in normal mastication conditions, influence of bar-IOD cross sectional shape. A, Square profile. B, Circular profile. C, L-shaped profile. D, Rectangular profile.

Half-mandibular loading	Square profile	Circular profile	L-shaped profile	Rectangular profile
Bone stress	10.4 ±4.3 MPa	12.1 ±3.5 MPa	12.2 ±4.3 MPa	16.0 ±5.3 MPa
Bone strain	760.0 ±311.2 με	884.0 ± 256.9με	888.0 ±315.0 με	1170.0 ±389.2 με
Dental implant stress	73.7 ±20.1 MPa	94.3 ±14.6 MPa	95.7 ±19.0 MPa	160.0 ±31.7 MPa
Screw stress	35.2 ±8.1 MPa	34.3 ±9.5 MPa	36.3 ±9.6 MPa	44.4 ±13.2 MPa
Bar-IOD stress	37.7 ±17.3 MPa	68.9 ±29.1 MPa	95.4 ±24.7 MPa	117.0 ±51.9 MPa

IOD, implant-supported overdenture; SD, standard deviation.

Figure 4.16 Bar-IOD cross-sectional profiles, mean ±SD levels of stress and strain in normal mastication conditions.

Statistical analysis of clinical configurations showed a significant difference between the 2 loading conditions (P<.001) for the stress and strain values transmitted to the bone. Under the first loading condition, considered to be normal mastication, the tilting of the posterior implants in model M1 versus model M2 was significantly different (P<.001), but not for model M3 versus model M4 (P=.810). The difference with or without a distal extension cantilever in model M1 versus model M3 was not significantly different (P=.231), but was significantly different for model M2 versus model M4 (P<.001). For the total number of implants, the difference between model M3 versus model M5 was significantly different (P<.001).

Under the second loading condition, defined as critical, the only difference that was not statistically significant was the tilting of the posterior implants in model M3 versus model M4 (P=.999). The difference between the total number of implants in the model M3 versus model M5 was significantly different (P=.039); and all the other comparisons were also found

to be statistically significant (P<.001). In both loading conditions, the location of the maximum von Mises stress levels and strains in the bone was observed in the crestal area around the left posterior implant (Fig. 4.22). Table 4.17 shows the detailed results for mean ±SD levels.

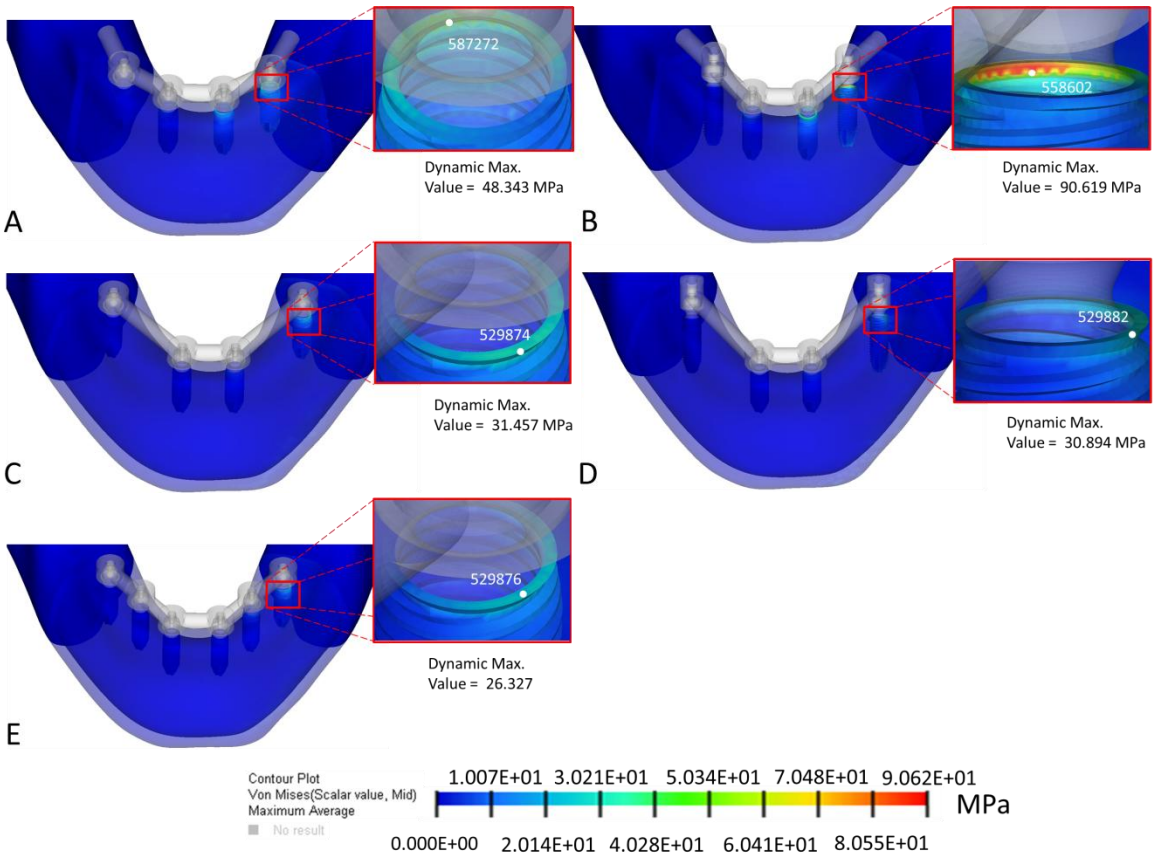


Figure 4.22 Von Mises stress transferred to bone in critical mastication conditions, influence of clinical configuration. A, Model M1. B, Model M2. C, Model M3. D, Model M4. E. Model M5.

Half-mandibular loading	Model M1	Model M2	Model M3	Model M4	Model M5
Bone stress	10.9 ±2.38 MPa	26.6 ±7.1 MPa	12.1 ±3.5 MPa	11.4 ±3.4 MPa	9.3 ±2.0 MPa
Bone strain	800.0 ±17.0 με	1940 ±52.0 με	884.0 ±26.0 με	837.0 ±25.0 με	678.0 ±15.0 με
Dental implant stress	118.5 ±21.2 MPa	128.7 ±20.6 MPa	94.3 ±14.6 MPa	103.9 ±13.3 MPa	59.7 ±8.7 MPa
Screw stress	49.1 ±13.5 MPa	51.4 ±18.9 MPa	34.3 ±9.5 MPa	32.9 ±11.4 MPa	22.9 ±8.0 MPa
Bar-IOD stress	128.8 ±53.1 MPa	76.3 ±27.1 MPa	68.9 ±29.1 MPa	57.0 ±21.9 MPa	20.2 ±10.3 MPa
Molar 36 loading					
Bone stress	31.7 ±7.0 MPa	57.9 ±15.6 MPa	21.9 ±7.1 MPa	22.2 ±6.7 MPa	18.2 ±6.2 MPa
Bone strain	2314.0 ±508.0 με	4227.0 ±1142.0 με	1595.0 ±518.0 με	1619.0 ±487.0 με	1326.0 ±451.0 με
Dental implant stress	324.7 ±83.0 MPa	373.0 ±58.3 MPa	142.2 ±24.7 MPa	175.2 ±21.5 MPa	122.5 ±17.1 MPa
Screw stress	90.9 ±49.2 MPa	93.0 ±31.7 MPa	72.4 ±22.2 MPa	65.4 ±14.4 MPa	59.0 ±19.7 MPa
Bar-IOD stress	316.0 ±174.9 MPa	214.1 ±125.6 MPa	57.2 ±29.6 MPa	84.6 ±53.5 MPa	42.8 ±22.2 MPa

IOD, implant-supported overdenture; SD, standard deviation.

Table 4.17 Mean ±SD levels of stress and strain on system components in normal and critical mastication conditions.

Discussion

Numerical simulation by FEA was used to evaluate the mechanical resistance of endosseous dental implants in conditions of secondary stabilization in the mandible. The null hypothesis was rejected because, to varying degrees, the material properties, the diameter, and cross-sectional shape of the bar-IOD, the tilt of the posterior implants, the presence of distal extension cantilever in the bar-IOD, and the number of implants had a mechanical effect on the bone.

Among the 4 materials tested in this study for the bar, the hardness of the material had little effect on the mechanical resistance of the dental implants in the mandibular bone. The risk of fracture in the system components is considered low. The strains recorded in the bone for the 4 tested materials were identified in a physiological zone. According to Mechanostat,[12], [17] this strain level keeps bone growth and resorption in a stable state. Biocompatibility, fatigue, and material risk of degradation were not modeled in this study.

The diameter of the bar had a significant influence on the stabilization of dental implants. With a diameter of less than 1 mm, the strain would exceed the pathological zone, leading to damage in the bone with a high risk of rupture. Also, with a diameter of less than 2 mm, the maximal stress value increases to more than 50% and exceeds the yield stress of the bar, raising the risk of fracture of the system components. Based on these results, a diameter of more than 2 mm should be considered in designing a bar for an IOD.

Except for the rectangular shape that had less material and cross-sectional area, modifying the shape of the bar had little influence on the levels of stress and strain transferred to the bone. These results were expected, as increasing the cross-section of the bar and adding an abutment had a positive effect on the mechanical resistance during fatigue testing.[155] These results suggest that the choice of the cross-sectional shape of the bar is not critical.

A significant difference was observed between both loading conditions. The load condition defined as critical generated a higher stress and strain level in all the components and can be associated with an overload condition.

Concerning the tilt of the posterior implants, a significant difference was observed between model M1 and model M2, where tilted posterior implants were found to increase the risk of bone damage considerably. No significant difference was found when comparing bone damage risk in models M3 and M4. According to these results, tilting posterior implants is not a relevant clinical option in all situations. Despite similar observations reported by Almeida et al,[160] tilting of implants is still considered a treatment option by dentists because of its supposedly better mechanical performance.[132], [139] Note that in the present study, only a 30-degree tilt angle was tested, although angles ranging from 20 to 45 degrees have been proposed.[132] Also note that only 1 bone quality was assesed (Type II). Therefore, situations do exist for which the conclusions in this study may not be valid and for which a posterior tilt might be justified, such as a different angle of tilt or a different bone quality (Type I, III, or IV).

The presence of the distal extension cantilever of the bar increased the levels of stress and strain in the bone by up to 50%, representing a significant risk for the bone. These findings are consistent with previous studies.[143], [153] However, Quirynen et al.[155] reported that the addition of an abutment in the extension of the bar-IOD improved the mechanical resistance of the structure and that possible geometric variations in the extension of the bar, such as length and the abutment, could reduce the mechanical load on the bone, reducing the risks observed in the present study.

Stress and strain levels in bone decreased for the model with 6 implants. However, the difference was small, and both models had stress and strain levels well below the ultimate strength of bone. Therefore, the risk of damage is low with either 4 or 6 implants. This same behavior was reported in a previous study.[159] Under the conditions of this study, these results indicate that the benefits of the 6-implant configuration are not clearly justified. This is also confirmed by previous studies where long-term success rates with 4 or 6 implants were similar.[135], [140]

Physiological conditions are different for each patient. Therefore, the results of this study should be interpreted cautiously considering the geometry of the mandible, the selection of bone quality, the prosthetic elements, and the finite element models. The influence of the attachment systems and overdenture materials were not considered in this study. The 2 outcome measures considered in this study, von Mises stress and strain, were able to predict critical areas in the bone during mastication. These observations may be correlated with peri-implant issues and further clinical validations are required. A bony Mechanostat damage model was used as injury strain-based criteria.[17] However, pathological bony behavior, such as bone loss or peri-implant infections, was not addressed in this study.

Conclusions

Within the limitations of this finite element study, the following conclusion was drawn:

1. A distal extension cantilever in the bar-IOD, the tilt of the posterior implants, and the low amount of material in the cross-sectional area in the bar-IOD were the most influential parameters for the mechanical resistance of dental implants in the mandibular bone.

Synthèse

Dans ce quatrième chapitre, nous décrivons quatre études réalisées par l'Analyse d'Eléments Finis. Ces études ont permis de prévoir le comportement mécanique des tissus osseux de la mandibule et l'interaction avec des implants dentaires.

Dans la première étude, nous nous intéressons à évaluer les conditions de rupture d'un modèle de mandibule cadavérique par des essais expérimentaux et par la simulation numérique. Cinq conditions des tissus osseux ont été évaluées dans le modèle numérique. Nous avons observé une approche réaliste de la force nécessaire pour l'endommagement ainsi que la zone de fracture de la mandibule.

Dans la deuxième étude, nous avons évalué trois designs différents d'implants dentaires avec des plaques de stabilisation. Ces types de plaques sont utilisés pour améliorer les performances de la tenue mécanique des implants dentaires. Quatre qualités d'os basés sur la classification de Lekholm et Zarb ont été évaluées. Les résultats ont permis d'observer que le couple implant/plaque de stabilisation diminue significativement les contraintes transmises dans l'os, ainsi que les risques d'endommagements (les efforts sont répartis sur une surface plus large). Les avantages du couple implant/plaque sont particulièrement évidents dans une qualité d'os de type III et de type IV, ils permettent d'éloigner le risque de rupture là où, sans plaque, le risque est très important.

Dans la troisième étude, deux configurations cliniques nommées all-on-four classique et all-in one day ont été évaluées par la simulation numérique. Les observations tirées de cette étude ont permis de confirmer que la plaque de stabilisation permet de réduire significativement les niveaux maximaux des contraintes et des déformations transmises dans les tissus osseux. Dans ces conditions, les forces transmises dans les implants dentaires ont été réduites jusqu'à 37% grâce aux plaques de stabilisation.

Finalement, dans la quatrième étude une analyse de sensibilité de trois paramètres de la barre pour les prothèses implantoportées et une comparaison de la tenue mécanique de cinq configurations cliniques ont été réalisées. A partir des résultats de cette étude, nous observons que l'extension postérieure, ainsi que les implants postérieurs inclinés et la quantité de matériau utilisé dans le design de la barre, sont des paramètres qui ont une influence significative sur la résistance mécanique des implants dentaires dans les tissus osseux de la mandibule.

CHAPITRE V

Conclusions et perspectives

Dans le cinquième chapitre, nous présenterons les conclusions des études réalisées dans ce manuscrit ainsi que les perspectives pour de futurs travaux. Tout d'abord, nous décrivons comment la simulation numérique est devenue un outil indispensable dans le domaine de l'implantologie dentaire, puis nous décrirons les objectifs et comment ils ont été atteints. En dernier lieu, nous présenterons les perspectives pour des recherches ultérieures.

Conclusions et perspectives

L'implantologie dentaire est dans un processus constant d'évolution, les techniques et les traitements sont de plus en plus performants tout en s'adaptant aux caractéristiques physiologiques de chaque patient qui présente des problèmes d'édentation partielle ou totale. C'est dans ce contexte que ce projet de recherche a été inscrit dans un partenariat entre une entreprise et un organisme de recherche, ayant pour but l'accompagnement de la société avec des méthodologies de pré-évaluation des systèmes implantaires.

Dans ce projet de recherche, la simulation numérique a été considérée comme un outil pour développer des méthodologies virtuelles d'évaluation mécanique et de conception. Dans le domaine de l'implantologie dentaire, comme dans d'autres domaines, les évaluations préliminaires par simulation prennent de plus en plus de place ; c'est le cas de la Norme ISO 14801 qui évalue la tenue mécanique des implants de type endosseux. Les modifications réalisées en 2016, et relatives à cette norme, permettent dans certains cas spécifiques l'utilisation de la simulation numérique par l'Analyse d'Eléments Finis (FEA) pour établir une pré-évaluation mécanique des conditions les plus défavorables des implants dentaires et des composants prothétiques avant de réaliser les essais expérimentaux. De plus, les processus de planification et de pré-évaluation des configurations cliniques par la simulation numérique commencent à être implémentés par des entreprises d'une grande envergure telles que Nobel Biocare, Global D et Biotech Dental.

Dans cette thèse, des méthodologies d'évaluation des systèmes implantaires ont été développées, elles sont basées sur les objectifs définis au début de ce projet de recherche en 2015 et présentés ci-dessous:

- Développer un cadre d'évaluation pour les systèmes d'implants dentaires,

- Développer par la simulation numérique un outil d'évaluation de la performance d'un implant dentaire, en tenant compte des spécificités du patient (morphologie, qualité osseuse) et des différents designs d'implants envisagés,

- Contribuer à l'optimisation du design, des performances et du choix du matériel le plus adapté à chaque patient, par comparaison aux technologies de référence aujourd'hui disponibles.

Pour répondre au premier objectif, nous nous sommes intéressés à l'évaluation de la tenue mécanique des systèmes des implants dentaires. Pour cela, une revue de la littérature a été réalisée. Nous avons pu observer que pour les implants dentaires de type endosseux, il existe la norme ISO 14801 qui spécifie une méthode d'essai dynamique des implants dentaires à pilier unique de type transmuqueux, en combinaison avec leurs composants prothétiques. Cependant, pour d'autres types de systèmes d'implants dentaires, des référentiels d'évaluation n'existent pas. C'est pourquoi une revue plus détaillée sur le cycle de mastication et sur les forces exercées par la mâchoire a été nécessaire, afin d'avoir les conditions référentielles auxquelles les implants dentaires et leur composants prothétiques sont sollicités.

Subséquemment, la simulation numérique par l'Analyse d'Eléments Finis (FEA) a été utilisée pour évaluer les performances des implants dentaires et des composants prothétiques. Des paramètres du logiciel RADIOSS ont été aussi évalués. Les résultats de la première étude du chapitre III ont permis d'observer que la taille du maillage, la fixation du pas de temps (Dt) et les conditions de charge ont une influence à échelles différentes sur les résultats.

Dans une deuxième étude, une plaque de stabilisation pour les implants dentaires a été soumise à un test de compression par FEA. La finalité fut de tester trois lois de comportement mécanique utilisées dans la simulation numérique. Les résultats de cette étude ont montré qu'en fonction des paramètres d'entrée, le comportement structural de la plaque est influencé. Le comportement mécanique de la loi élastique s'appuie également sur la loi de Hooke. Pour les deux lois élasto-plastiques de Johnson-Cook, nous avons pu constater que les zones élastiques et plastiques des matériaux ductiles sont calculées en fonction de la vitesse de chargement, des variables mécaniques de la zone plastique ainsi que de la température. Pour toutes les données inconnues du matériau, le logiciel définira des valeurs par défaut. Ces observations ont été considérées dans les différentes études réalisées.

En restant dans les conditions d'évaluation des implants de type endosseux et de leurs composants prothétiques, une troisième étude a été développée ; elle s'appuya sur une méthode d'évaluation dans les conditions de la norme ISO14801. La méthode propose de pré-évaluer le design des implants dentaires et des composants prothétiques dans les conditions de la norme, afin d'identifier les zones de risque de fracture des systèmes d'implants dentaires. Cependant, les conditions de défaillance par fatigue n'ont pas été considérées.

Pour répondre au deuxième objectif, nous nous sommes appuyés en tout premier lieu sur une revue de la littérature. Cette étape décrite dans les chapitres I et II a permis de fournir une revue des connaissances sur l'anatomie descriptive et fonctionnelle de la mâchoire en décrivant la composition, les classifications, le fonctionnement, la morphologie, le vieillissement et les causes des pertes des dents. Les processus d'adaptation et d'endommagement de l'os, les forces et les temps du cycle de mastication, ainsi que la description et classification des implants dentaires.

Actuellement, l'évaluation mécanique des implants dentaires dans la mâchoire reste limitée car elle est basée sur la méthode la plus connue ; celle de la norme ISO 14801 n'est pas applicable pour prévoir le comportement *in vivo* d'un implant dentaire endosseux ou d'une prothèse dentaire, notamment si plusieurs implants dentaires endosseux sont utilisés pour la prothèse.[162] A partir de ces limitations, nous avons dû faire des recherches sur le comportement biomécanique des structures osseuses de la mâchoire et sur leurs interactions avec les systèmes des implants dentaires.

Tout d'abord, nous avons étudié l'influence des caractéristiques mécaniques de l'os mandibulaire dans un test de compression. Cette étude a été inscrite dans un projet de collaboration avec Sonia Victoria Guevara Perez, étudiante au sein du laboratoire de Biomécanique Appliquée à Marseille. Le modèle par FEA a permis de prédire la zone et la force à la rupture de la mandibule réelle : la force enregistrée lors de l'essai expérimental et la force estimée par simulation numérique ont eu une différence de 1%. Cependant, les résultats

observés dans cette étude doivent être considérés intrinsèquement à la géométrie de la mandibule et aux variabilités du modèle numérique (comme le type de maillage, la mise en données et les conditions aux limites).

Ultérieurement et en tenant compte des spécificités locales du patient, nous avons évalué les performances mécaniques d'une plaque de stabilisation dans le système HRS (implant plus plaque de stabilisation) considérées par le fabricant comme significatives dans quatre qualités différentes d'os en nous appuyant sur la classification de Lekholm et Zarb.[18] Les résultats ont permis d'observer que les performances de la plaque sont plus représentatives dans une qualité d'os de type III et de type IV, avec une réduction des contraintes transmises dans l'os jusqu'à 41%.

Par la suite, une étude a été développée pour évaluer deux configurations cliniques (multi-implants) dans des conditions de stabilisation secondaire nommées All-in-one day et All-on four classique, dans deux modèles de mandibules avec une qualité d'os de type III et de type IV. Les résultats ont montré que le système avec les plaques de stabilisation (All-in one day) réduit les sollicitations sur les tissus osseux et les systèmes des implants dentaires. Les évaluations mécaniques de l'endommagement de l'os furent basées sur deux critères : par contraintes et par déformations. Ce dernier, s'appuie sur le modèle Mechanostat développé par Frost.[17]

Finalement, une dernière étude a été réalisée en considérant les spécificités d'un modèle de mandibule afin d'évaluer la tenue mécanique dans différentes configurations cliniques couramment utilisées dans l'implantologie dentaire. Les paramètres étudiés ont été la forme de la structure, les matériaux et le diamètre du bridge implantoporté ainsi que quatre variantes de la configuration All-on-four mais également une configuration All-on-six. Les différentes configurations ont été évaluées et comparées afin de déterminer les paramètres les plus influents sur les forces transmises dans les tissus osseux. Les conclusions tirées de cette étude sont les suivantes : les extensions dans le bridge implantoporté, l'inclinaison des implants postérieurs, la faible quantité de matériau dans la section transversale du bridge et l'utilisation de six implants de support plutôt que quatre n'ont pas été des choix pertinents dans les conditions d'évaluation de l'étude.

Pour répondre au troisième objectif, des analyses de sensibilité des paramètres locaux des implants dentaires et des configurations cliniques ont été réalisées afin d'améliorer leurs performances mécaniques.

Nous avons identifié des paramètres influents dans la tenue mécanique d'un implant dentaire dans les conditions de la norme ISO 14801. Dans l'étude réalisée, les paramètres identifiés ont été le type de matériau, le type de contact entre les pièces et la longueur de la vis prothétique. En variant le type de contact, nous avons observé une amélioration jusqu'à 41% de la tenue mécanique de l'implant dentaire avant la rupture. Les observations de cette étude ont permis d'améliorer les performances de l'implant dans des conditions réelles de test de la norme ISO 14801.

Par la suite, différentes configurations du système HRS (Plaque de stabilisation + implant dentaire) ont été évaluées dans différents modèles d'échantillons d'os afin d'identifier l'influence de la plaque de stabilisation et des implants dentaires. Avec le système HRS, nous avons pu observer que la réduction de la longueur de l'implant dentaire avait une influence significative sur les sollicitations de l'os et que celles-ci peuvent être réduites si le diamètre de l'implant est augmenté.

Pour conclure, quinze configurations cliniques ont été évaluées dans un modèle de mandibule, afin de déterminer quelles étaient les plus adaptées aux conditions de test présentées dans les deux dernières études du chapitre IV. A partir de ces études, il a été possible de développer un cadre d'évaluation pour différentes configurations cliniques en prenant appui sur un même modèle. Dans la pratique, cette méthodologie pourra être appliquée afin de trouver les conditions idéales d'implantologie pour chaque patient.

Les méthodologies développées dans ce projet de recherche ont atteint les objectifs initiaux, en proposant des moyens d'évaluation mécanique des implants dentaires. Les perspectives pour d'éventuelles recherches ultérieures sont les suivantes :

- Pour la méthodologie présentée dans le chapitre III qui respecte les conditions de la norme ISO 14801, il est recommandé d'intégrer des modèles d'estimation de rupture par fatigue et de faire des validations avec des essais expérimentaux.
- Améliorer les modèles de prédiction d'endommagement de l'os car dans ce manuscrit l'approche réalisée par simulation a eu une erreur inférieure à 1% pour seulement un cas. Cependant, pour les différents morphotypes des maxillaires et des mandibules, des validations *in vitro* et *in vivo* sont conseillées afin de déterminer les bonnes propriétés mécaniques de ceux-ci.
- Pour la méthodologie d'évaluation mécanique par FEA développée pour les configurations cliniques par implants dentaires dans l'os mandibulaire et dans l'os maxillaire, il est recommandé de faire des validations cliniques.
- Il pourrait être judicieux d'extrapoler les méthodologies développées à d'autres domaines de l'implantologie, de la chirurgie maxillo-faciale, de l'orthopédie ou encore de l'orthodontie.
- En définitive, il est recommandé de développer des méthodologies d'évaluation mécanique par simulation numérique en temps réel.

REFERENCES

[1] "OMS | Santé bucco-dentaire," *WHO*. [Online]. Available: https://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/fr/. [Accessed: 09-Oct-2018].

[2] L. Le Guéhennec, A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq, "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration," *Dent. Mater.*, vol. 23, no. 7, pp. 844–854, 2007.

[3] J. E. Davies, E. Ajami, R. Moineddin, and V. C. Mendes, "The roles of different scale ranges of surface implant topography on the stability of the bone/implant interface," *Biomaterials*, vol. 34, no. 14, pp. 3535–3546, 2013.

[4] T.-I. Kim, "A tribute to Dr. Per-Ingvar Br\a anemark," *J. Periodontal Implant Sci.*, vol. 44, no. 6, pp. 265–265, 2014.

[5] V. Moraschini, L. da C. Poubel, V. F. Ferreira, and E. dos SP Barboza, "Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 44, no. 3, pp. 377–388, 2015.

[6] P. Diz, C. Scully, and M. Sanz, "Dental implants in the medically compromised patient," *J. Dent.*, vol. 41, no. 3, pp. 195–206, Mar. 2013.

[7] A. D. Guckes, M. S. Scurria, and D. A. Shugars, "A conceptual framework for understanding outcomes of oral implant therapy," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 75, no. 6, pp. 633–639, Jun. 1996.

[8] "Anatomie dentaire, application à la pratique de la chirurgie dentaire WOELFEL J-B.," *Librairie Lavoisier*. [Online]. Available: https://www.lavoisier.fr/livre/medecine/anatomie-dentaire-application-a-la-pratique-de-la-chirurgie-dentaire/woelfel/descriptif_2012545. [Accessed: 13-Oct-2017].

[9] J.-Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, no. 2, pp. 92–102, Mar. 1998.

[10] G. J. Tortora, *Principes d'anatomie et de physiologie*. 2018.

[11] I. Fernández Tresguerres, M. A. Alobera Gracia, M. D. Canto Pingarrón, and L. Blanco Jérez, "Physiological bases of bone regeneration II : The remodeling process," *Fernández Tresguerres Isabel Alobera Gracia MA Canto Pingarrón M Blanco Jérez Luis Physiol. Bases Bone Regen. II Remodel. Process En Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal Ed Inglesa 11 2 2006 12-*, 2006.

[12] J. P. M. Kan, R. B. Judge, and J. E. A. Palamara, "In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 25, no. 2, pp. e73–e82, Feb. 2014.

[13] "Gray's Anatomie pour les étudiants - 9782294740954 | Elsevier Masson - Livres, ebooks, revues et traités EMC pour toutes spécialités médicales et paramédicales." [Online]. Available: https://www.elsevier-masson.fr/grays-anatomie-pour-les-etudiants-9782294740954.html?gclid=EAIaIQobChMI9tTb2I_t1gIVUSjTCh3JlwkUEAAYASAAEgK3mPD_BwE. [Accessed: 13-Oct-2017].

[14] C. F. Jean-Paul Chevrel, *Tête et Cou*, 1st ed. Springer-Verlag Paris: Springer, 1996.

[15] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y.-C. Loo, N. W. Johnson, and H. Zhang, "Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 39, no. 7, pp. 690–698, 2010.

[16] J. C. Vanegas-Acosta, D. A. Garzón-Alvarado, and others, "A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 101, no. 3, pp. 297–314, 2011.

[17] H. M. Frost, "Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem," *Anat. Rec.*, vol. 226, no. 4, pp. 403–413, Apr. 1990.

[18] "Dental Implant Prosthetics: 2nd edition | Carl E. Misch | ISBN: 9780323078450 | ANZ Elsevier Health Bookshop." [Online]. Available: https://www.elsevierhealth.com.au/dental-implant-prosthetics-9780323078450.html. [Accessed: 24-Jan-2018].

[19] T. Chugh, A. K. Jain, R. K. Jaiswal, P. Mehrotra, and R. Mehrotra, “Bone density and its importance in orthodontics,” *J. Oral Biol. Craniofacial Res.*, vol. 3, no. 2, pp. 92–97, 2013.
[20] Marc BERT, Jean-François MARTINEZ, and Philippe LECLERCQ, *L’occlusion en implantologie*. France, 2015.
[21] “Population par groupe d’âges,” *Ined - Institut national d’études démographiques*. [Online]. Available: https://www.ined.fr/fr/tout-savoir-population/chiffres/france/structure-population/population-ages/. [Accessed: 30-Nov-2017].
[22] C. Vacher, “Anatomie du vieillissement craniofacial,” *EMC-Dent.*, vol. 1, no. 3, pp. 201–213, 2004.
[23] J. D. Santos, *Occlusion: aspects fondamentaux, propositions thérapeutiques*. Quintessence International, 2008.
[24] M. G. L. Gall and J.-F. Lauret, *La fonction occlusale: implications cliniques*. Éditions CdP, 2007.
[25] D. J. Anderson, “Measurement of Stress in Mastication. I,” *J. Dent. Res.*, vol. 35, no. 5, pp. 664–670, Oct. 1956.
[26] C. H. Gibbs *et al.*, “Occlusal forces during chewing—Influences of biting strength and food consistency,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 46, no. 5, pp. 561–567, Nov. 1981.
[27] W. L. Xu *et al.*, “Review of the human masticatory system and masticatory robotics,” *Mech. Mach. Theory*, vol. 43, no. 11, pp. 1353–1375, Nov. 2008.
[28] M.-J. Boileau, M. Sampeur-Tarrit, and C. Bazert, “Physiologie et physiopathologie de la mastication,” *Datatraitess122-40013*.
[29] M. Barry, D. Kennedy, K. Keating, and Z. Schauperl, “Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants,” *Mater. Des.*, vol. 26, no. 3, pp. 209–216, 2005.
[30] A. Grigoriadis, R. S. Johansson, and M. Trulsson, “Adaptability of mastication in people with implant-supported bridges,” *J. Clin. Periodontol.*, vol. 38, no. 4, pp. 395–404, Apr. 2011.
[31] P. H. Buschang, H. Hayasaki, and G. S. Throckmorton, “Quantification of human chewing-cycle kinematics,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 45, no. 6, pp. 461–474, 2000.
[32] A. M. Wintergerst, P. H. Buschang, B. Hutchins, and G. S. Throckmorton, “Effect of an auditory cue on chewing cycle kinematics,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 51, no. 1, pp. 50–57, 2006.
[33] P. H. Buschang, G. S. Throckmorton, D. Austin, and A. M. Wintergerst, “Chewing cycle kinematics of subjects with deepbite malocclusion,” *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 131, no. 5, pp. 627–634, 2007.
[34] C. R. Lepley, G. S. Throckmorton, R. F. Ceen, and P. H. Buschang, “Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance,” *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 139, no. 5, pp. 606–613, 2011.
[35] M. F. Lyons, S. W. Cadden, R. H. Baxendale, and R. Yemm, “Twitch interpolation in the assessment of the maximum force-generating capacity of the jaw-closing muscles in man,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 41, no. 12, pp. 1161–1168, Dec. 1996.
[36] C. N. J. Blamphin, T. R. Brafield, B. Jobbins, J. Fisher, C. J. Watson, and E. J. Redfern, “A simple instrument for the measurement of maximum occlusal force in human dentition,” *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 204, no. 2, pp. 129–131, 1990.
[37] G. S. Throckmorton and J. S. Dean, “The relationship between jaw-muscle mechanical advantage and activity levels during isometric bites in humans,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 39, no. 5, pp. 429–437, May 1994.
[38] V. Jain, V. P. Mathur, K. Abhishek, and M. Kothari, “Effect of occlusal splint therapy on maximum bite force in individuals with moderate to severe attrition of teeth,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 56, no. 4, pp. 287–292, 2012.
[39] R. A. M. de Abreu, M. D. Pereira, F. Furtado, G. P. R. Prado, W. Mestriner, and L. M. Ferreira, “Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 59, no. 10, pp. 1065–1074, Oct. 2014.
[40] A. G. Hannam, “The regulation of the jaw bite force in man,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 21, no. 11, pp. 641–644, Jan. 1976.

[41] T. Kawaguchi, T. Kawata, T. Kuriyagawa, and K. Sasaki, “In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 2, pp. 244–251, 2007.
[42] E. B. de Las Casas, A. F. de Almeida, C. A. Cimini Junior, P. de T. V. Gomes, T. P. M. Cornacchia, and J. M. E. Saffar, “Determination of tangential and normal components of oral forces,” *J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB*, vol. 15, no. 1, pp. 70–76, Feb. 2007.
[43] C. G. Michael, N. S. Javid, F. A. Colaizzi, and C. H. Gibbs, “Biting strength and chewing forces in complete denture wearers,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 63, no. 5, pp. 549–553, May 1990.
[44] W. J. Ralph, “The effects of dental treatment on biting force,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 41, no. 2, pp. 143–145, Feb. 1979.
[45] I. Hasan *et al.*, “Changes in biting forces with implant-supported overdenture in the lower jaw: A comparison between conventional and mini implants in a pilot study,” *Ann. Anat. - Anat. Anz.*, vol. 208, pp. 116–122, Nov. 2016.
[46] J. Jofré, T. Hamada, M. Nishimura, and C. Klattenhoff, “The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 21, no. 2, pp. 243–249, Feb. 2010.
[47] K. Ihara and M. Goto, “Masticatory Function after jaw Resection and Rehabilitation with Dental Implants,” *Asian J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 15, no. 1, pp. 19–30, Mar. 2003.
[48] R. Al Nazer, J. Lanovaz, C. Kawalilak, J. D. Johnston, and S. Kontulainen, “Direct in vivo strain measurements in human bone-a systematic literature review,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 1, pp. 27–40, Jan. 2012.
[49] J. F. Bowley, I. P. Ichim, J. A. Kieser, and M. V. Swain, “FEA evaluation of the resistance form of a premolar crown,” *J. Prosthodont.*, vol. 22, no. 4, pp. 304–312, 2013.
[50] L. Capek, A. Simunek, R. Slezak, and L. Dzan, “Influence of the orientation of the Osstell® transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: A numerical approach,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 7, pp. 764–769, 2009.
[51] G. Frisardi *et al.*, “Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis,” *Head Face Med.*, vol. 8, no. 1, p. 18, 2012.
[52] G. Limbert *et al.*, “Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions—a micro-CT-based three-dimensional finite element study,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 7, pp. 1251–1261, 2010.
[53] L. Baggi, I. Cappelloni, F. Maceri, and G. Vairo, “Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation,” *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 16, no. 8, pp. 971–987, 2008.
[54] O. Kayabaşı, E. Yüzbasıoğlu, and F. Erzincanlı, “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method,” *Adv. Eng. Softw.*, vol. 37, no. 10, pp. 649–658, 2006.
[55] A. Merdji, B. A. Bouiadjra, T. Achour, B. Serier, B. Ould Chikh, and Z. Feng, “Stress analysis in dental prosthesis,” *Comput. Mater. Sci.*, vol. 49, pp. 126–133, Jun. 2010.
[56] N. Okumura, R. Stegaroiu, E. Kitamura, K. Kurokawa, and S. Nomura, “Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 54, no. 3, pp. 133–142, 2010.
[57] F. Lofaj, J. Kučera, D. Németh, and L. Kvetková, “Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants,” *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, vol. 50, pp. 85–96, May 2015.
[58] H.-S. Chang, Y.-C. Chen, Y.-D. Hsieh, and M.-L. Hsu, “Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis,” *J. Dent. Sci.*, vol. 8, no. 3, pp. 261–271, Sep. 2013.
[59] S.-H. Chang, C.-L. Lin, S.-S. Hsue, Y.-S. Lin, and S.-R. Huang, “Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 2, pp. 153–160, Mar. 2012.
[60] C. L. Schwartz-Dabney and P. C. Dechow, “Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible,” *J. Dent. Res.*, vol. 81, no. 9, pp. 613–617, Sep. 2002.

[61] A. M. O'Mahony, J. L. Williams, J. O. Katz, and P. Spencer, "Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 11, no. 5, pp. 415–421, Oct. 2000.
[62] C. E. Misch, Z. Qu, and M. W. Bidez, "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement," *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 57, no. 6, pp. 700–706; discussion 706–708, Jun. 1999.
[63] F. Gačnik, Z. Ren, and N. I. Hren, "Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone," *Med. Eng. Phys.*, vol. 36, no. 12, pp. 1684–1692, Dec. 2014.
[64] A. N. Natali, E. L. Carniel, and P. G. Pavan, "Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 100, no. 2, pp. 158–165, Nov. 2010.
[65] S. Tada, R. Stegaroiu, E. Kitamura, O. Miyakawa, and H. Kusakari, "Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis," *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 18, no. 3, pp. 357–368, Jun. 2003.
[66] E. Reina-Romo, M. J. Gómez-Benito, A. Sampietro-Fuentes, J. Domínguez, and J. M. García-Aznar, "Three-dimensional simulation of mandibular distraction osteogenesis: mechanobiological analysis," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 1, pp. 35–43, Jan. 2011.
[67] S. Roth, J.-S. Raul, and R. Willinger, "Finite element modelling of paediatric head impact: global validation against experimental data," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 99, no. 1, pp. 25–33, Jul. 2010.
[68] T. J. Kriewall, G. K. McPherson, and A. C. Tsai, "Bending properties and ash content of fetal cranial bone," *J. Biomech.*, vol. 14, no. 2, pp. 73–79, 1981.
[69] A. Shrivastava, P. V. Hazarey, O. P. Kharbanda, and A. Gupta, "Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a three-dimensional finite element study," *Angle Orthod.*, vol. 85, no. 2, pp. 196–205, Mar. 2015.
[70] F. Gröning, M. Fagan, and P. O'higgins, "Comparing the distribution of strains with the distribution of bone tissue in a human mandible: a finite element study," *Anat. Rec. Hoboken NJ 2007*, vol. 296, no. 1, pp. 9–18, Jan. 2013.
[71] F. Gröning, M. J. Fagan, and P. O'Higgins, "The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 7, pp. 1304–1312, Apr. 2011.
[72] D.-G. Kim *et al.*, "Sex dependent mechanical properties of the human mandibular condyle," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 71, pp. 184–191, Jul. 2017.
[73] D.-G. Kim *et al.*, "Regional variation of bone tissue properties at the human mandibular condyle," *Bone*, vol. 77, pp. 98–106, Aug. 2015.
[74] G. Odin, C. Savoldelli, P.-O. Bouchard, and Y. Tillier, "Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis," *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, no. 6, pp. 630–637, Jul. 2010.
[75] V. Demenko, I. Linetskiy, K. Nesvit, H. Hubalkova, V. Nesvit, and A. Shevchenko, "Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. 4, pp. 443–449, Mar. 2014.
[76] M. M. Oswal, U. N. Amasi, M. S. Oswal, and A. S. Bhagat, "Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis," *J. Indian Prosthodont. Soc.*, vol. 16, no. 4, pp. 359–365, 2016.
[77] S. Horita, T. Sugiura, K. Yamamoto, K. Murakami, Y. Imai, and T. Kirita, "Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the 'All-on-Four' concept," *J. Prosthodont. Res.*, vol. 61, no. 2, pp. 123–132, Apr. 2017.
[78] R. Shigemitsu *et al.*, "Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture," *Comput. Biol. Med.*, vol. 54, pp. 44–52, Nov. 2014.

[79] R. Wang, Y. Liu, J. H. Wang, and D. A. Baur, “Effect of interfragmentary gap on the mechanical behavior of mandibular angle fracture with three fixation designs: A finite element analysis,” *J. Plast. Reconstr. Aesthetic Surg. JPRAS*, vol. 70, no. 3, pp. 360–369, Mar. 2017.
[80] A. J. Rapoff, R. G. Rinaldi, J. L. Hotzman, and D. J. Daegling, “Elastic modulus variation in mandibular bone: a microindentation study of Macaca fascicularis,” *Am. J. Phys. Anthropol.*, vol. 135, no. 1, pp. 100–109, Jan. 2008.
[81] J. P. Macedo *et al.*, “Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 71, pp. 441–447, Jul. 2017.
[82] N. Ueda, Y. Takayama, and A. Yokoyama, “Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 61, no. 3, pp. 324–332, Jul. 2017.
[83] V. Dos Santos Marsico *et al.*, “Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implantal bone,” *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, vol. 80, pp. 141–148, Nov. 2017.
[84] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, “The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 100, no. 6, pp. 422–431, Dec. 2008.
[85] H. Van Oosterwyck *et al.*, “The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 9, no. 6, pp. 407–418, Dec. 1998.
[86] T. Sugiura, K. Yamamoto, M. Kawakami, S. Horita, K. Murakami, and T. Kirita, “Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible,” *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, vol. 20, no. 1, pp. e66–e73, Jan. 2015.
[87] E. Wagnac, P.-J. Arnoux, A. Garo, and C.-E. Aubin, “Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 50, no. 9, pp. 903–915, Sep. 2012.
[88] “Les transplantations dentaires - PDF.” [Online]. Available: https://docplayer.fr/19071754-Les-transplantations-dentaires.html. [Accessed: 12-Oct-2018].
[89] M. Cerea and G. A. Dolcini, “Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients,” *BioMed Res. Int.*, vol. 2018, May 2018.
[90] R. L. Ettinger and A. Fakhry, “Management of a failed mandibular staple implant: A clinical report,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 6, pp. 359–363, Dec. 2010.
[91] “Produits & Solutions : Site en cours de modifications | Saddle Implant Technologies.” [Online]. Available: http://www.saddle-implant2.clients.sdv.fr/fr/produits-et-solutions. [Accessed: 12-Oct-2018].
[92] G. I. Benic, J. Mir-Mari, and C. H. F. Hämmerle, “Loading protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 29 Suppl, pp. 222–238, 2014.
[93] Lekholm U, Zarb GA., “Patient selection and preparation. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.,” Chicago: Quintessence;, 1985, p. 199e209.
[94] T. Goto, “[Osseointegration and dental implants],” *Clin. Calcium*, vol. 24, no. 2, pp. 265–271, Feb. 2014.
[95] H. Buatois and A. Pollini, *L’implantologie supracrestale*. Quintessence International, 2016.
[96] M. V. Capilla, M. N. R. Olid, M. V. O. Gaya, C. R. Botella, and C. Z. Romera, “Cylindrical Dental Implants With Hydroxyapatite- and Titanium Plasma Spray–coated Surfaces: 5-year Results,” *J. Oral Implantol.*, vol. 33, no. 2, pp. 59–68, Apr. 2007.
[97] A. Jemat, M. J. Ghazali, M. Razali, and Y. Otsuka, “Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants,” *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, 2015.

[98] “ASM Material Data Sheet.” [Online]. Available: http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=mtu040. [Accessed: 25-Jan-2018].
[99] E. Kitamura, R. Stegaroiu, S. Nomura, and O. Miyakawa, “Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 32, no. 4, pp. 279–286, Apr. 2005.
[100] Richard GB, Keith JN, “Shigley’s Mechanical Engineering Design,” 10th ed., New York: McGraw-Hill, 2015, pp. 235–239.
[101] Daniel Lin , QingLi , WeiLi , NaughtonDuckmanton , MichaelSwain, “Mandibular bone remodeling induced by denta limplant.” Australia-2009.
[102] “World Health Organization. Oral Health.,” Apr. 2012.
[103] D. Wismeijer, D. Buser, U. Belser, *ITI treatment Guide*. 2010.
[104] P. Marcián, L. Borák, J. Valášek, J. Kaiser, Z. Florian, and J. Wolff, “Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone–a feasibility study,” *J. Biomech.*, vol. 47, no. 16, pp. 3830–3836, 2014.
[105] D. Lin, Q. Li, I. Ichim, M. Swain, and others, “Evaluation of dental implant induced bone remodelling by using a 2D Finite Element model,” in *5th Australasian Congress on Applied Mechanics (ACAM 2007)*, 2007, vol. 1, pp. 301–306.
[106] M. V. Eustaquio-Raga, J. M. Montiel-Company, and J. M. Almerich-Silla, “Factors associated with edentulousness in an elderly population in Valencia (Spain),” *Gac. Sanit.*, vol. 27, no. 2, pp. 123–127, 2013.
[107] A. D. Pye, D. E. A. Lockhart, M. P. Dawson, C. A. Murray, and A. J. Smith, “A review of dental implants and infection,” *J. Hosp. Infect.*, vol. 72, no. 2, pp. 104–110, 2009.
[108] A. M. Wintergerst, G. S. Throckmorton, and P. H. Buschang, “Effects of bolus size and hardness on within-subject variability of chewing cycle kinematics,” *Arch. Oral Biol.*, vol. 53, no. 4, pp. 369–375, 2008.
[109] K. Ikebe, T. Nokubi, K. Morii, J. Kashiwagi, and M. Furuya, “Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults,” *J. Dent.*, vol. 33, no. 2, pp. 131–137, 2005.
[110] J. B. Brunski, “Biomaterials and biomechanics in dental implant design,” *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 3, no. 2, pp. 85–97, 1988.
[111] T. Torsiglieri, S. Raith, A. Rau, H. Deppe, F. Hölzle, and T. Steiner, “Stability of edentulous, atrophic mandibles after insertion of different dental implants. A biomechanical study,” *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, 2015.
[112] M.A. Pérez, “Life prediction of different commercial dental implants as influence by uncertainties in their fatigue material properties and loading conditions.” España-2012.
[113] M. Migliorati *et al.*, “Miniscrew design and bone characteristics: An experimental study of primary stability,” *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 142, no. 2, pp. 228–234, Aug. 2012.
[114] M. Fini *et al.*, “Osteoporosis and biomaterial osteointegration,” *Biomed. Pharmacother.*, vol. 58, no. 9, pp. 487–493, 2004.
[115] M. Gasik, A. Braem, A. Chaudhari, J. Duyck, and J. Vleugels, “Titanium implants with modified surfaces: Meta-analysis of in vivo osteointegration,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 49, pp. 152–158, 2015.
[116] C. J. Goodacre, J. Y. Kan, and K. Rungcharassaeng, “Clinical complications of osseointegrated implants,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 81, no. 5, pp. 537–552, 1999.
[117] U. Lekholm, “Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 50, no. 1, pp. 116–120, 1983.
[118] K. Shimono, M. Oshima, H. Arakawa, A. Kimura, K. Nawachi, and T. Kuboki, “The effect of growth factors for bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review,” *Jpn. Dent. Sci. Rev.*, vol. 46, no. 1, pp. 43–53, 2010.

[119] F. FDA, “Dental Implants and Endosseous Dental Abutments,” 2016. [Online]. Available: http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm072424.htm. [Accessed: 29-Jan-2016].
[120] S. E. Eckert, “Food and Drug Adminstration requirements for dental implants,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 74, no. 2, pp. 162–168, Aug. 1995.
[121] “NF EN ISO 14801.” 2008.
[122] K. E. Littlewood, “High fidelity simulation as a research tool,” *Best Pract. Res. Clin. Anaesthesiol.*, vol. 25, no. 4, pp. 473–487, 2011.
[123] J. M. Ayllón, C. Navarro, J. Vázquez, and J. Domínguez, “Fatigue life estimation in dental implants,” *Eng. Fract. Mech.*, vol. 123, pp. 34–43, 2014.
[124] T. Li *et al.*, “Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality–A 3D finite element analysis,” *Appl. Math. Model.*, vol. 35, no. 1, pp. 446–456, 2011.
[125] M. Jamshidinia, L. Wang, W. Tong, R. Ajlouni, and R. Kovacevic, “Fatigue properties of a dental implant produced by electron beam melting®(EBM),” *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 226, pp. 255–263, 2015.
[126] S. P. TIMOSHENKO, *History of Strength of Materials. With a brief account of the history of theory of elasticity and theory of structures*. 1953.
[127] Zapp, “Titane Grade 4.” 2015.
[128] Dynamet, “Titane Grade 5.” 2015.
[129] C. N. Elias, D. J. Fernandes, C. R. Resende, and J. Roestel, “Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants,” *Dent. Mater.*, vol. 31, no. 2, pp. e1–e13, 2015.
[130] “L’entreprise.” [Online]. Available: http://www.saddle-implant.com/index.php/fr/l-entreprise. [Accessed: 16-Feb-2018].
[131] M. C. Goiato, D. M. dos Santos, J. F. Jr. Santiago, A. Moreno, and E. P. Pellizzer, “Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 43, no. 9, pp. 1108–1116, Sep. 2014.
[132] D. Soto-Penaloza, R. Zaragozí-Alonso, M. Penarrocha-Diago, and M. Penarrocha-Diago, “The all-on-four treatment concept: Systematic review,” *J. Clin. Exp. Dent.*, vol. 9, no. 3, pp. e474–e488, Mar. 2017.
[133] “All-on-4® treatment concept | Nobel Biocare.” [Online]. Available: https://www.nobelbiocare.com/fr/fr/home/products-and-solutions/treatment-concepts/all-on-4.html. [Accessed: 24-Apr-2018].
[134] R. Dias, M. Moghadam, E. Kuyinu, and L. Jahangiri, “Patient satisfaction survey of mandibular two-implant–retained overdentures in a predoctoral program,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 110, no. 2, pp. 76–81, Aug. 2013.
[135] R. Niedermaier, F. Stelzle, M. Riemann, W. Bolz, P. Schuh, and H. Wachtel, “Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 19, no. 1, pp. 4–19, Feb. 2017.
[136] M. Kanazawa *et al.*, “The patient general satisfaction of mandibular single-implant overdentures and conventional complete dentures,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 97, no. 20, May 2018.
[137] C. Matthys, S. Vervaeke, W. Jacquet, and H. De Bruyn, “Impact of crestal bone resorption on quality of life and professional maintenance with conventional dentures or locator-retained mandibular implant overdentures,” *J. Prosthet. Dent.*, Apr. 2018.
[138] E. D. Roumanas, N. R. Garrett, M. O. Hamada, R. M. Diener, and K. K. Kapur, “A randomized clinical trial comparing the efficacy of mandibular implant-supported overdentures and conventional dentures in diabetic patients. Part V: Food preference comparisons,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 87, no. 1, pp. 62–73, Jan. 2002.

[139] H. Najafi, H. Siadat, S. Akbari, and A. Rokn, “Effects of Immediate and Delayed Loading on the Outcomes of All-on-4 Treatment: A Prospective Study,” *J. Dent. Tehran Iran*, vol. 13, no. 6, pp. 415–422, Nov. 2016.
[140] G. M. Raghoebar, H. J. A. Meijer, W. Slot, J. J. R. Slater, and A. Vissink, “A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants?,” *Eur. J. Oral Implantol.*, vol. 7 Suppl 2, pp. S191–201, 2014.
[141] J. Zanolla, F. M. Amado, W. S. da Silva, B. Ayub, A. L. P. F. de Almeida, and S. Soares, “Success rate in implant-supported overdenture and implant-supported fixed denture in cleft lip and palate patients,” *Ann. Maxillofac. Surg.*, vol. 6, no. 2, pp. 223–227, 2016.
[142] G. Dimililer, S. Kücükkurt, and S. Cetiner, “Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 2, pp. 244–249.e6, Feb. 2018.
[143] R. Nedir, M. Bischof, S. Szmukler-Moncler, U. C. Belser, and J. Samson, “Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 21, no. 6, pp. 919–928, Dec. 2006.
[144] S. J. Sadowsky and A. A. Caputo, “Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 92, no. 4, pp. 328–336, Oct. 2004.
[145] U. Lekholm, K. Wannfors, S. Isaksson, and B. Adielsson, “Oral implants in combination with bone grafts. A 3-year retrospective multicenter study using the Brånemark implant system,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 28, no. 3, pp. 181–187, Jun. 1999.
[146] S. Bishti, J. Lautensack, J. C. Türp, and S. Wolfart, “Does professional experience save teeth? A survey among prosthodontists,” *Clin. Oral Investig.*, pp. 1–8, Jul. 2017.
[147] J. C. Türp, G. Heydecke, G. Krastl, O. Pontius, G. Antes, and N. U. Zitzmann, “Restoring the fractured root-canal-treated maxillary lateral incisor: in search of an evidence-based approach,” *Quintessence Int. Berl. Ger. 1985*, vol. 38, no. 3, pp. 179–191, Mar. 2007.
[148] F. De Angelis, P. Papi, F. Mencio, D. Rosella, S. Di Carlo, and G. Pompa, “Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up,” *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.*, vol. 21, no. 3, pp. 433–437, Feb. 2017.
[149] E. Passanezi, A. C. P. Sant’Ana, and C. A. Damante, “Occlusal trauma and mucositis or peri-implantitis?,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 148, no. 2, pp. 106–112, Feb. 2017.
[150] S. P. Passos, L. Gressler May, R. Faria, M. Özcan, and M. A. Bottino, “Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review,” *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, vol. 101, no. 7, pp. 1321–1328, Oct. 2013.
[151] V. E. de Souza Batista *et al.*, “Clinical viability of single implant-retained mandibular overdentures: a systematic review and meta-analysis,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, Feb. 2018.
[152] H. J. A. Meijer, G. M. Raghoebar, R. H. K. Batenburg, A. Visser, and A. Vissink, “Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 20, no. 7, pp. 722–728.
[153] A. C. den Dunnen, A. P. Slagter, C. de Baat, and W. Kalk, “Adjustments and complications of mandibular overdentures retained by four implants. A comparison between superstructures with and without cantilever extensions,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 11, no. 4, pp. 307–311, Aug. 1998.
[154] K.-W. Chen *et al.*, “An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 40, no. 1, pp. 43–50, Jan. 2013.
[155] T. Quirynen, M. Quirynen, and J. Duyck, “Prevention of distal extension cantilever fracture in mandibular overdentures,” *J. Dent.*, vol. 43, no. 9, pp. 1140–1147, Sep. 2015.
[156] M. A. L. Hernandez-Rodriguez, G. R. Contreras-Hernandez, A. Juarez-Hernandez, B. Beltran-Ramirez, and E. Garcia-Sanchez, “Failure analysis in a dental implant,” *Eng. Fail. Anal.*, vol. 57, pp. 236–242, Nov. 2015.

[157] G. de la Rosa Castolo, S. V. Guevara Perez, P.-J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, and M. Behr, “Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 4, pp. 611–619, Apr. 2018.

[158] V. A. R. Barão, J. A. Delben, J. Lima, T. Cabral, and W. G. Assunção, “Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 7, pp. 1312–1320, Apr. 2013.

[159] C. L. B. Bhering, M. F. Mesquita, D. T. Kemmoku, P. Y. Noritomi, R. L. X. Consani, and V. A. R. Barão, “Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 69, pp. 715–725, Dec. 2016.

[160] E. O. Almeida *et al.*, “Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 17, pp. e332–e342, Jan. 2015.

[161] W. Semper, S. Heberer, and K. Nelson, “Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 25, no. 2, pp. 385–393, Apr. 2010.

[162] “ISO 14801:2016 - Médecine bucco-dentaire -- Implants -- Essai de charge dynamique pour implants dentaires endo-osseux.” [Online]. Available: https://www.iso.org/fr/standard/61997.html. [Accessed: 19-Apr-2018].