
République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique
Université DjillaliLiabès de Sidi Bel Abbèse
Faculté des Science de l'Ingénieure
Département de Génie Mécanique

THESE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME DE DOCTEUR ES-SCIENCES

Spécialité : Mécanique
Option : Mécanique des matériaux Avancés

Présenté par : *Benlebna Mohammed*

COMPORTEMENT MECANIQUE DES PROTHESES DENTAIRES SOUS CHARGEMENT DYNAMIQUE : CAS DES INTERACTIONS IMPLANT- IMPLANT

Soutenu le 04 / 10 / 2017 devant le jury composé de :

Kaddouri Khacem	Pr	Président	U.D.L SBA
Serier Boualem	Pr	Directeur de thèse	U.D.L SBA
Belhouiri Mohamed	Pr	Examineur	U.D.L SBA
Ziadi Abdelkadeur	Pr	Examineur	C.U Ain Temouchent
Aminallah Laid	Pr	Examineur	U de Mascara
Bouafia Farida	MCA	Examineur	C.U Ain Temouchent

Année Universitaire 2016 / 2017

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique
Université DjillaliLiabès de Sidi Bel Abbèse
Faculté des Science de l'Ingénieure
Département de Génie Mécanique

THESE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME DE DOCTEUR ES-SCIENCES

Spécialité : Mécanique
Option : Mécanique des matériaux Avancés

Présenté par : *Benlebna Mohammed*

COMPORTEMENT MECANIQUE DES PROTHESES DENTAIRES SOUS CHARGEMENT DYNAMIQUE : CAS DES INTERACTIONS IMPLANT- IMPLANT

Soutenu le 04 / 10 / 2017 devant le jury composé de :

Kaddouri Khacem	Pr	Président	U.D.L SBA
Serier Boualem	Pr	Directeur de thèse	U.D.L SBA
Belhouiri Mohamed	Pr	Examineur	U.D.L SBA
Ziadi Abdelkadeur	Pr	Examineur	C.U Ain Temouchent
Aminallah Laid	Pr	Examineur	U de Mascara
Bouafia Farida	MCA	Examineur	C.U Ain Temouchent

Année Universitaire 2016 / 2017

Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la force pour accomplir ce mémoire.

Cette thèse a été réalisée au sein du laboratoire de mécanique physique des matériaux (LMPM) au niveau du département de mécanique de l'université Djilali Laibesde Sidi Bel-Abbes sous direction de monsieur *B.SERIER*

Au terme de ce travail, je tiens à adresser ma profonde reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont soutenue, aidée et encouragée tout au long de ce travail.

Je remercie tout particulièrement le directeur de cette thèse, Monsieur *SERIERBOUELAM*, professeur à l'université de Sidi Bel Abbas pour l'aide qu'il m'a apporté tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions. J'ai apprécié sa disponibilité, son enthousiasme, et sa gentillesse.

Je le remercie pour son encadrement, son aide efficace, les précieux conseils et les réflexions avisées qu'il m'a apporté.

A tous mes proches et amis qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire.

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

Enfin, nos vifs remerciements aux membres de jury et à leur président avec qui nous allons soutenir ce mémoire et juger de sa qualité.

RESUME

L'ostéointégration est un phénomène fondamental de l'implantologie dentaire. Elle assure une stabilité, une fiabilité et une durabilité des implants dentaires et un succès clinique prévisible à long terme. La forme géométrique de l'implant est un paramètre déterminant de l'ostéointégration et de l'intensité des efforts exercés sur l'os. Ceci constitue l'objectif de cette étude. En effet, nous montrons, numériquement par la méthode des éléments finis, que les paramètres géométriques de l'implant conditionnent le niveau et la répartition des contraintes, induites dans l'os par des efforts masticatoires, simulés ici par un chargement dynamique. Plusieurs paramètres [taille et conicité de la partie supérieure, forme des filets, taille et rayon de courbure de la partie inférieure] ont été analysés dans le but de proposer une forme d'implant minimisant les contraintes dans le tissu vivant.

Abstract

Osseointegration is fundamental phenomenon of dental implantology. It provides stability, reliability and durability of dental implants and predictable long-term clinical success. The geometric form of the implant is a determining parameter of the osseointegration and the intensity of the forces exerted on the bone. This is the objective of this study. Indeed, we show, numerically by the finite element method, the geometric parameters of the implant condition the level and distribution of the stresses induced in the bone by masticatory efforts, simulated here by a dynamic loading. Several parameters [size and conicity of the upper part thread form, size and radius of curvature of the lower part] were analyzed in the aim of proposing a form of implant minimizing stress in the living tissue.

Sommaire

Introduction générale

Chapitre I : Endommagement des dents

1.1. Introduction	1
1.2. Fatigue	2
1.2.1 Définition	2
1.2.2. Phases de fatigue	2
1.2.3. Paramètres de chargement	3
1.2.4 Essais de fatigue	4
1.2.4.1. Essai de fatigue en flexion rotative	5
1.2.4.2. Courbe de Wöhler de durée de vie en fatigue (flexion rotative)	6
1.2.5. Régimes de fatigue.....	6
1.2.6. Essai de propagation de fissure de fatigue.....	7
1.3. Essai de fatigue d'un implant dentaire.....	9
1.3.1. Principe.....	9
1.3.2. Couple de résistance.....	10
1.3.3. Couple d'insertion.....	11
1.5. Prothèses adjointes totales	11
1.5.1. Impératifs des prothèses adjointes totales	11
1.5.1.1. Impératifs mécaniques.....	11
a) Les facteurs physiques.....	13
b) Facteurs anatomo-physiologiques	13
1.6.1.2. Impératifs biologiques	14
1.6.1.3. Impératifs esthétiques, fonctionnelles et phonétiques.....	14
1.6.2. Elaboration d'une prothèse adjointe totale	16
1.6.2.1. Prothèse adjointe totale à base de résine.....	16
1.6.2.2. Prothèse adjointe totale à châssis métallique	17
1.7. Matériaux utilisés pour la fabrication des Prothèses totales.....	18
1.7.1. Matériaux des dents	18
1.7.2. Matériaux de base	19

1.7.2.1. Impératifs des matériaux de base	19
1.7.2.2. Différents matériaux utilisés	20
1.8. Mécanique de l'endommagement	21
1.8.1. Généralités.....	21
1.8.1.1 Méthodes directes: observations	22
1.8.1.2 Méthodes indirectes : mesure d'un paramètre physique	22
1.8.2. Situation du problème	23
1.8.3. Solutions envisagées	24

Chapitre II : Biomécanique du système masticatoire et Implantation Dentaire

2.1. Introduction	26
2.2. Principes et concepts généraux	26
2.2.1. Biomécanique	26
2.2.2. Biomécanique de l'os.....	27
2.2.2.1 Caractéristiques mécaniques des matériaux	27
2.2.2.2. Définitions	27
2.2.2.3. Déformation relative	28
2.2.4. Biomécanique articulaire.....	28
2.2.4.1. Articulation Temporo-Mandibulaire Prothèse.....	28
2.2.4. Biomécanique osteo-articulaire.....	29
2.2.5. Articulation temporo-mandibulaire, objet de l'étude	30
2.2.5.1 Objet de l'étude	30
2.2.5.2. Approche "mécanisme"	30
2.2.5.3. Anatomie comparée (sommaire) de l'articulation	30
2.2.5.4. Complexe articulaire	31
2.3. Repérage et mouvements	31
2.3.1 Plans et repère anatomiques	32
2.3.2 Mouvements de la mandibule.....	32
2.3.3. Déplacements mandibulaires et géométrie articulaire.....	33
2.3.4. Développement de l'articulation humaine	34
2.4. Le tissu osseux	35

2.4.1. Les différents types d'os	35
2.4.2. La matrice extracellulaire (MEC).....	36
2.4.2.1. Structure de l'os cortical ou compact	37
2.4.2.2. Structure de l'os spongieux ou trabéculaire	37
2.4.3. Comportement mécanique du tissu osseux	37
2.5. Prothèses dentaires et Implantologie	38
2.5.1. Histologie	38
2.5.2. Les prothèses	39
2.5.2.1. Définition	39
2.5.2.2. Historique	39
2.5.2.3. Difficultés techniques	40
2.5.2.4. Différents types de prothèses	40
2.5.3. Généralités sur les prothèses dentaires	41
2.5.3.1. Définition et historique	41
2.5.3.2. Élaboration et Conséquences des prothèses dentaires	42
2.5.3.3. Différents types de prothèses dentaires	43
2.5.3.3.1. Prothèse conjointe	43
2.5.3.3.2. Prothèse adjointe	44
2.5.3.3.3. Prothèse adjointe partielle	47
2.5.3.3.4. Prothèse adjointe totale	47
2.5.3.4. Prothèse sur implant	48
2.5.3.4.1. Prothèse fixe sur implant	48
2.5.3.4.2. Prothèses adjointes sur implants	50
2.5.3.5. Propriétés et choix des prothèses dentaires	50
2.5.3.5.1. Propriétés mécaniques	51
2.5.3.5.2. Propriétés biologiques	51
2.5.3.5.3. Propriétés physico-chimiques	52
2.5.3.5.4. Propriétés esthétiques	52
2.5.4. Les implant dentaire	52
2.5.4.1 Introduction.....	52
2.5.4.2. Définition	53
2.5.4.3. Anatomie des sites implantaires	54
2.5.4.3.1. Maxillaire.....	54

2.5.4.3.2. Mandibule	54
2.5.4.4. Différents implants	55
2.5.4.5. Forme des implants	57
2.5.5. Chirurgie implantaire	58
2.5.5.1. Protocole général	58
2.5.5.1.1. Aménagements pré implantaires	58
2.5.5.2. Chirurgie implantaire : technique en deux temps opératoires.....	59
2.5.5.3. Technique chirurgicale de mise en place	60
2.5.5.4. Mise en place de l'implant.....	61
2.5.5.5. Mise en fonction	61
2.5.5.6. Technique en un temps opératoire.....	62
2.5.5.7. Mise en charge immédiate (MCI).....	63
2.5.5.8. Les avantages qu'offre un traitement par implants dentaires	64
2.5.5.9. Les inconvénients	65
2.5.5.10. La position des implants	65
2.5.5.11. Le choix du système d'attachement	66

Chapitre III : Les biomatériaux et leurs applications en implantologie

3. Biomatériaux.....	69
3.1. Introduction.....	69
3.2. Biomatériaux	70
3.3. Différents biomatériaux	71
3.3.1. Biomatériaux métalliques.....	72
3.3.2. Composés inter-métalliques.....	73
3.3.3. Biomatériaux céramiques.....	73
3.3.4. Biomatériaux polymériques de synthèse	74
3.3.4.1. Les inconvénients suivants sont propres aux polymères biorésorbables.....	74
3.3.5. Biomatériaux d'origine biologique.....	75
3.4. Différentes classes de matériaux biocompatibles	75
3.4.1. Matériaux biotolérés.....	76
3.4.2. Matériaux bioinertes.....	76
3.4.3. Matériaux bioactifs.....	76

3.4.4. Biomatériaux résorbables.....	76
3.5. Les champs d'application des biomatériaux	77
3.6. Biocompatibilité	78
3.6.1. Biointégration	79
3.7. Evaluation biologique des matériaux dentaires	80
3.8. Les matériaux et le milieu vivant.....	80
3.8.1. Biocompatibilité de l'alliage nickel-titane	80
3.8.2. Biocompatibilité du nickel	80
3.8.3. Biocompatibilité du titane	81
3.8.4. Biocompatibilité de l'alliage nickel-titane	81
3.9. Interface avec les tissus osseux.....	82
3.9.1. Remplacements d'os et d'articulations	82
3.9.2. Implants dentaires.....	83
3.10. Paramètres de la biocompatibilité	83
3.10.1. Lies au (x) matériau (x)	84
3.10.2. LIES AU DISPOSITIF	84
3.10.3. LIESALHOIE.....	84
3.10.4. AUTRES	84
3.11. Intégration tissulaire, expression idéale de la biocompatibilité.....	85
3.12. Biomatériaux et ingénierie tissulaire osseuse	86
3.13. Biomatériaux utilisés pour les prothèses	87
3.13. 1. Alliages métalliques	88
3.13.2. Polymères	89
3.13.3. Céramiques	89
3.14. Les biomatériaux dentaires	81
3.14.1. Généralités	81
3.14.2. Les implants dentaires	92
3.14.2.1. Description du dispositif implantaire	92
3.14.2.2. Caractéristiques de l'implant	93
3.14.2.3. Préparation des implants dentaires	93
3.14.2.4. Biomatériaux utilisés.....	93

Chapitre IV : Comportement mécanique d'une prothèse dentaire soumise à des effets dynamiques

4. Modélisation Numérique du comportement biomécanique des implants dentaires	95
4.1. Planification préopératoire	95
4.1.1. Choix de l'implant	95
4.1.2. Position de l'implant	97
4.1.2.1 Position mésio-distal	97
4.1.3. Distance implant-implant ou implant-dent	98
4.1.4 Position corono-apicale	99
4.2. Analyse numérique du comportement biomécanique	100
4.2.1. Présentation du logiciel éléments finis	100
4.2.2. Présentation du logiciel ABAQUS	100
4.2.3. Modèle géométrique	102
4.2.4. Matériaux utilisés	104
4.2.5. Méthode et matériel	105
4.2.5.1. Maillage	105
4.2.5.2. Conditions de chargement	106
4.3. Résultats et analyses	107
4.3.1 Comportement osseux Implant-implant	107
4.3.1.1 Cas d'un implant	107
4.3.1.2. Effet d'interaction	108
a) Cas de deux implants	108
b) Cas de trois implants	110
4.3.1.3 Conclusion	113
4.3.2 Effet de la forme géométrique	113
4.3.2.1 Introduction	114
4.3.2.2 Propriétés des matériaux, conditions aux limites et modélisation	116
4.3.2.3 Analyse et résultats	119
4.3.2.3.1. Effet de la forme de l'apex de l'implant	119
4.3.2.3.2 Effet de la forme du col de l'implant	122
a) Effet de la conicité	122
b) Effet de la longueur du col de l'implant	125

4.3.2.3.3 Discussion	129
4.3.2.3.4 Conclusion	130
4.3.3 Effet de la forme des filets et de celle du corps de l'implant	131
4.3.3.1 Effet de la forme de filetage	131
4.3.3.2 Effet du pas d'ostéointégration	136
4.3.3.3 Effet de la conicité du corps de l'implant	139
4.3.4 Analyse comparative forme initiale-forme optimale globale	141
4.3.4.1 Cas deux implants	143
4.3.4.2 Cas trois implants	146
4.3.4.3 Analyse comparative	149

Conclusion générale

Introduction générale

Introduction générale

Des biomatériaux sont utilisés pour la fabrication de cet implant, ils sont destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques, ils doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue [1].

L'endommagement est l'apparition dans un matériau de dommages causés par l'usure ou une attaque physique ou chimique. Il est défini comme l'ensemble des phénomènes liés aux cavités : amorçage, croissance, coalescence. Il se produit alors une instabilité mécanique traduite notamment par la chute des contraintes dans la zone endommagée. La fissure correspond alors aux zones qui ne transmettent plus d'efforts normaux. Il conduit à une dégradation de ses capacités physiques pouvant conduire à la rupture. En mécanique de l'endommagement, on ne modélise pas réellement les étapes d'amorçage et de propagation de fissures. L'apparition d'une cavité indique qu'il y a localement une hétérogénéité de déformation, qui peut être très importante, et accompagnée d'une hétérogénéité des contraintes. Cette approche présente donc l'avantage de ne pas significativement modifier la topologie du maillage en introduisant une fissure mais reste approximative dans la mesure [2]. Les publications concernant les changements radiographiques du niveau de la crête osseuse autour des implants placés dans les segments postérieures sont rares [4]. La région postérieure de la bouche peut représenter des difficultés particulières pour une réhabilitation implantaire. La résorption de la crête alvéolaire, la proximité du nerf alvéolaire inférieur ou du plancher du sinus, une faible densité osseuse, ainsi que d'importantes forces occlusales, créent un environnement clinique qui pourrait mettre en danger le succès biologique et biomécanique, à long terme, d'une restauration implantaire.

Des études à long terme des implants ont démontré que la diminution moyenne annuelle de la crête osseuse autour des implants placés dans la région postérieure était inférieure à 0.1 mm [5,6]. Néanmoins, on a également pu observer que sous certaines conditions, les implants dentaires subissaient une perte annuelle de la crête osseuse >0.2 mm [6, 7, 8]. Cette perte a été associée à différents facteurs, tels que le sexe [9], les traumatismes chirurgicaux [9], l'accumulation de plaque dentaire [10], la dimension biologique [11], la densité osseuse [12,13], le design de l'implant [14] et certains facteurs biomécaniques [15, 16].

L'implantologie dentaire est une technique par laquelle on met en place une racine artificielle (implant) dans l'os des mâchoires. Cet implant sera par la suite coiffé par une prothèse remplaçant la dent absente. Pendant plusieurs dizaines d'années, toutes formes d'implants, de matériaux et de procédés opératoires différents furent essayés. Mais ces techniques, relevant plus de techniques empiriques que de protocoles scientifiques rigoureux, se soldaient presque toujours par des résultats peu satisfaisants avec, dans la majorité des cas, une perte de l'implant. C'est à partir des années 60 que l'implantologie acquit ses lettres de noblesse, grâce aux travaux d'une équipe Suédoise coordonnée par le Professeur Bränemark [17] et d'une équipe Suisse dirigée par le Professeur Schroeder qui mirent au point la technique des implants ostéo-intégrés dont toutes les firmes mondiales s'inspirent actuellement. Leurs travaux furent publiés dans les années 70 et sont à l'origine du renouveau de l'implantologie. Depuis lors, plusieurs centaines de milliers d'implants ont été posés avec succès dans le monde [17]. Dans cette étude, nous avons choisi un implant dentaire composé de quatre composants :

Implant (vis), pilier, armature et la couronne (surface occlusale) [3].

En imagerie médicale l'apparition dans les années 70 de la tomographie à densité axiale a bouleversé le monde de la radiologie. Très vite, en implantologie, les premiers bilans tomographiques préopératoires se font. Le Dentascan logiciel spécifique à l'étude des maxillaires permet d'obtenir des coupes reconstruites (recalculées par ordinateur) des différents plans de l'espace. Mais cette exploration moderne des maxillaires, ne permettait toujours pas de mettre en place virtuellement un implant [19, 24, 25].

Au début des années 1990, de nombreuses équipes d'implantologues se sont penchées sur le problème de la planification des cas implantaires en s'aidant de programmes informatiques et des données du scanner. Au-delà de ces premières approches, d'autres équipes ont cherché à transférer les informations de l'ordinateur à la bouche du patient afin de ne pas rompre cette chaîne de précision, et ce grâce à l'utilisation de guides chirurgicaux spécifiques [20].

Les biomatériaux implantés posent le problème de leur devenir dans l'organisme : biotolérance, biofonctionnalité. Pour mieux contrôler l'intégration et obtenir des biomatériaux qui assurent un service amélioré, en termes de qualité, la complémentarité de la recherche fondamentale et appliquée est indispensable [21].

Le marché mondial des biomatériaux est très important et en pleine croissance. La commission européenne a évalué récemment ce marché mondial à 25 milliards d'euros avec un taux annuel de croissance de 5 à 7 %, un tiers de ce marché mondial reviendrait à l'Europe.

Le taux annuel de croissance du marché américain serait de 20%. La part orthopédique des biomatériaux est évaluée au niveau mondial à 8 milliards d'euros avec un taux annuel de croissance de 7%. Ce marché concerne pour 40% les prothèses de hanche et de genou avec un niveau mondial respectivement 750 000 et 500 000 opérations par an [22]. Si on prend par exemple le cas des prothèses de hanche, on estime à 90% le taux de réussite après dix ans chez les plus de 65 ans alors qu'une opération de révision est nécessaire chez les plus jeunes en moyenne trois ans après la pose. La durée de vie d'une prothèse orthopédique est de l'ordre de vingt ans, il est nécessaire de l'augmenter afin de suivre la croissance permanente de la durée de vie humaine [26].

La modélisation de l'implant dentaire est faite en utilisant un logiciel de (D.A.O /CAO) solid works 2012, les dimensions de l'implant sont prises à partir de la référence. Dans ce travail, nous allons étudier les comportements dynamiques de l'implant en utilisant le logiciel Abaqus [23].

Plusieurs travaux scientifiques ont été consacrés à l'analyse du comportement mécanique des implants dentaires. Parmi ces travaux on peut citer :

Merdji et coll ont analysé la distribution et le niveau des contraintes induites, dans les éléments constituant la prothèse dentaire soumis à un chargement statique [27]. Djebbar et coll ont montré que la distribution des contraintes engendrée dans l'os soumis à un chargement statique varie le long de cet élément [28]. Merdji et coll ont montré que l'introduction d'un matériau élastomère permet la relaxation des contraintes dans l'os [29].

Hong Guana et coll ont appliqué une modélisation et simulation dynamique de processus d'insertion de l'implant avec la méthode des éléments finis [30].

Notre travail porte sur ce contexte et a pour objectif l'analyse mécanique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis du niveau et de la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises induites dans l'os les éléments de la prothèse dentaire et particulièrement dans l'os.

Nous nous intéressons en particulier aux effets d'interaction implant-implant sur l'intensité des contraintes engendrées dans l'os entre les implants.

Ce travail regroupe donc quatre chapitres :

Le premier est consacré à l'endommagement des dents ;

La seconde porte sur la biomécanique du système masticatoire et l'implantation dentaire ;

Le troisième chapitre est consacré aux biomatériaux et leurs applications en implantologie ;

Au quatrième chapitre nous analysons numériquement le niveau et la distribution des contraintes engendrées dans l'abutement, l'implant et tout particulièrement l'os sollicités dynamiquement.

Référence

- [1] Erwann DELVAT, Contribution au Développement de Nouveaux Alliages Biocompatibles à base de Titane, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2006.
- [2] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler and P.I. Branemark, A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 6, pp. 387–416, 1981.
- [3] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanlı, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, p.649–658, 2006.
- [4] Brägger, U., Hugel-Pisoni, C., Burgin, W., Buser, D. & Lang, N.P. (1996) Correlations between radiographic, clinical and mobility parameters after loading of oral implants with fixed partial dentures. A 2-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research* 7:230-239
- [5] Weber, H.P., Buser, D., Fiorellini, J.P. & Williams, R.C. (1992) Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to non-submerged titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 3:181-188.
- [6] Weber, H-P., Crohin, C.C. & Fiorellini, J.P. (2000) A 5-year prospective clinical radiographic study of non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 11:144-153.
- [7] Carlsson, G.E., Lindquist, L.W. & Jemt, T. (2000) Long-term marginal peri-implant bone loss in edentulous patients. *International Journal of Prosthodontics* 13:295-302.
- [8] Ahlquist, J., Borg, K., Gunne, J., Nilson, H., Olsson, M. & Astrand P. (1990) Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5:155-163.
- [9] Brånemark, P.I., Zarb, G.A. & Albrektsson, T. (Eds.) *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., p. 129-145.
- [10] Lindquist, L.W., Rockler, B. & Carlsson, G.E. (1988) Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 59:59-63.
- [11] Lindquist, L.W., Carlsson, G.E. & Jemt, T. (1996) A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 7:329-336.
- [12] Bain, C.A., Weng, D., Meltzer, A., Kohles, S.S. & Stach, R.M. (2002) A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoke. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 23:695-699.
- [13] Hermann, J.S., Cochran, D.L., Nummikoski, P.V. & Buser, D. (1997) Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine model. *Journal of Periodontology* 68: 1117-1130.
- [14] Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Brånemark P-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10:387-416.

- [15] Brunski, J.B. (1999) In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental implant interface. *Advances in Dental Research* 13:99-119.
- [16] Versteegh, P.A.M., Van Beek, G.J., Salgter, A.P. & Ottervanger, J.P. (1995) Clinical evaluation of mandibular overdentures supported by multiple-bar fabrication: a follow up study of two implant systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:595-603.
- [17] P.I. Branemark, U. Lekholm, B. Rockler and R. Adell, A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 6, pp. 387–416, 1981.
- [18] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue [19] : ELLAICHE N. Indications des techniques d'imagerie en implantologie orale. *Proth. Dent.*, 1997 ; 129 : 23-24.
- [20] KRAUT RA. Utilization of 3D/dental software for precise implant site selection: clinical reports. *Implant Dent*, 1992 ; 1 : 134-139.
- [21] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34. [6] : <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL
- [22] Y. Barbotteau, Recherche des modifications de caractéristiques dans des biomatériaux en verres bioactif par des méthodes nucléaire et physico-chimiques. Combinaison de la cartographie PIXE et de l'histopathologie. Essai de modélisation par la théorie de percolation de la résorption de biomatériaux. Thèse, Université Blaise Pascal - Clermont Ferrand II, (2002).
Sylvaine De plaen, La transplantation d'organes, 2006.
- [23] O.C.Zienwicz, R.L.Taylor, «La méthode des éléments finis formulation de base et problèmes linéaires», Édit. AFNOR, (1991).
- [24] BELLAÏCHE N., DOYON D. La Tomodensitométrie en Implantologie orale. *Journal de Radiologie*, 1992 ; 73 (1) : 23-33.
- [25] CAVÉZIAN, R., PASQUET, G., BEL, G., BALLER, G. Imagerie dento-maxillaire. Approche radio-clinique 2ème édition. Paris Masson, 2002 : 304 p.
- [26] E. Girardin, Caractérisation microstructurale et analyse des contraintes mécaniques dans les dépôts par plasma d'hydroxyapatite pour prothèses de hanche. Thèse, Université de Reims (1997).
- [27] T. Achour , A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, B. Serier, N. Djebbar. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier, *Materials and Design* 32 (2011) 282-290.
- [28] N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir Bouiadjra *, S. Benbarek, A. Draï. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials and Design* 31 (2010) 2097–2101.
- [29] A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, B. Serier, B. Ould Chikh, Z.O. Feng Stress analysis in dental prosthesis, *Computational Materials Science* 49 (2010) 126–133

[30] Hong Guana, Rudi C. van Stadena , Newell W. Johnsonb , Yew-Chaye Loo, Dynamicmodelling and simulation of dental implant insertion process, finite element study,article in press, (2011).

CHAPITRE I

Endommagement des dents

1.1. Introduction

Souvent ces modes ne se rencontrent pas de manière séparée, mais ils interviennent simultanément durant la vie de la pièce. Seul le stade final de ruine du système est dominé par un mécanisme, qui a cependant été favorisé par l'action simultanée préalable d'autres mécanismes.

Il existe une très grande diversité de modes d'endommagement des pièces mécaniques.

Les modes d'endommagement des pièces mécaniques résultent tous de l'interaction de quatre groupes de facteurs (Fig 1.1) [1]:

- Les propriétés intrinsèques des matériaux et microstructures mis en œuvre dans la pièce mécanique, par exemple la limite élastique, la dureté et la résistance à la corrosion.
 - La géométrie et les dimensions des pièces ainsi que l'amplitude, l'orientation et le point d'application des efforts appliqués à ces pièces. La connaissance de ces paramètres permet de calculer les contraintes et les déformations qui leurs sont imposées.
 - L'environnement auquel sont soumise la pièce, par exemple la température.
 - Finalement le temps durant lequel la pièce mécanique est exposée aux trois autres groupes de facteurs. Presque toujours, l'endommagement augmente avec le temps, mais il y a des exceptions comme par exemple la passivation naturelle des pièces en aluminium: l'oxydation de la surface forme une couche imperméable à l'oxygène qui empêche la corrosion en profondeur [1].
- Matériaux, Microstructure Géométrie, efforts Déformations Environnement Temps.

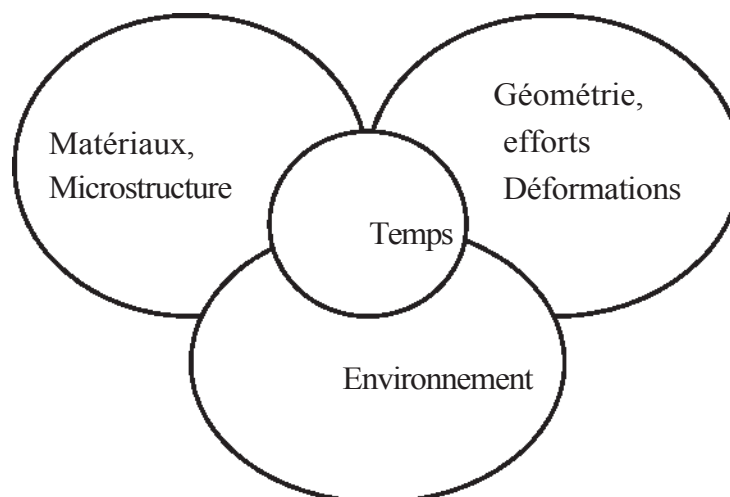


Figure. 1.1. Schéma des différents modes d'endommagement [1]

1.2. Fatigue

1.2.1 Définition

La fatigue est un processus (succession de mécanismes) qui sous l'action de contraintes ou déformations cycliques, répétées ou alternées modifie les propriétés locales d'un matériau et peut entraîner la formation de fissures et éventuellement la rupture de la pièce. La fatigue laisse des marques caractéristiques sur la surface rompue (stries) (Fig 1.2) [1].

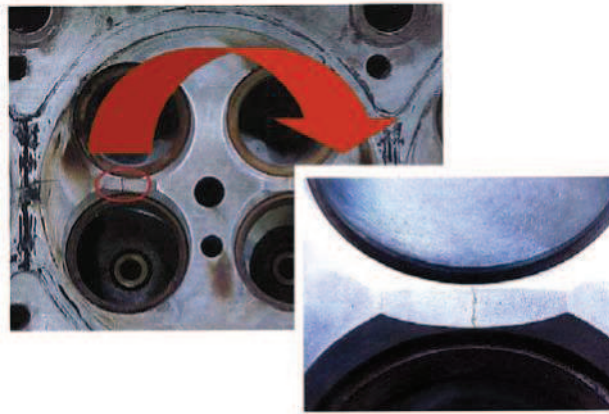


Figure. 1.2. Rupture d'une pièce [1]

L'endommagement intervient même si l'amplitude des efforts reste bien inférieure à la limite élastique du matériau. Au niveau microscopique, la fatigue est toujours associée à un certain degré de plasticité localisée. La fissure de fatigue s'amorce toujours aux endroits où on a une concentration de contrainte.

1.2.2. Phases de fatigue

La fatigue passe par trois phases:

- **Phase I:** l'amorçage de la fissure (Fig. 1.3.a) qui représente 80 à 90% de la durée de vie de la pièce. Toute discontinuité de surface favorise l'amorçage (piqûres de corrosion, entailles, congés de raccordement, usinages, inclusions de surface).
- **Phase II:** Propagation de la fissure (Fig. 1.3.b)
- **Phase III:** Rupture finale (Fig. 1.3.c)

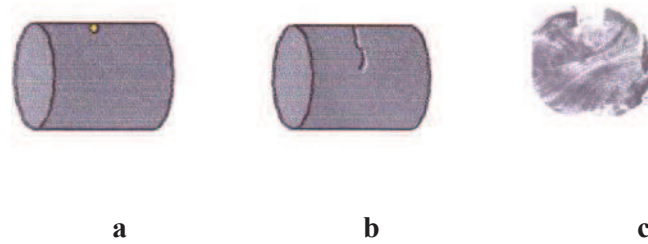


Figure. 1.3. Phases de la fatigue [1]

La durée de vie en fatigue N_r est le nombre total de cycles précédant la rupture. Elle est donnée par la formule suivante :

$$N_r = N_a + N_p \quad (1.1)$$

Avec : N_a : nombre de cycles requis pour amorcer une fissure (0,1 à 1 mm)

N_p : nombre de cycles requis pour propager la fissure jusqu'à rupture [1].

1.2.3. Paramètres de chargement

On considère les charges cycliques les plus simples [2].

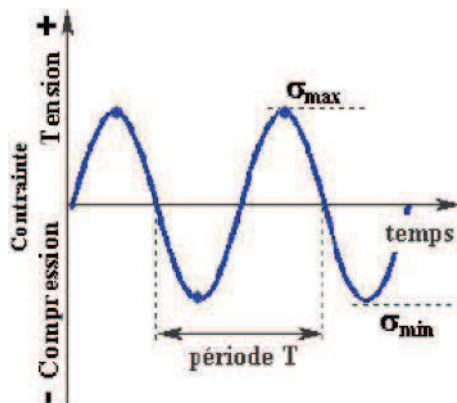


Figure. 1.4. Sollicitation cyclique sinusoïdale [2]

Pour le cas des charges sinusoïdales on définit le domaine de contrainte comme la différence entre les contraintes maximale et minimale. L'amplitude de contrainte est alors la moitié du domaine de contrainte, alors que la contrainte moyenne est la demi-somme de la contrainte maximale et de la contrainte minimale. Enfin, le taux de variation de contrainte est le rapport entre contrainte minimale et contrainte maximale (Fig. 1.4).

Contraintes alternées

Contraintes ondulées

Contraintes répétées

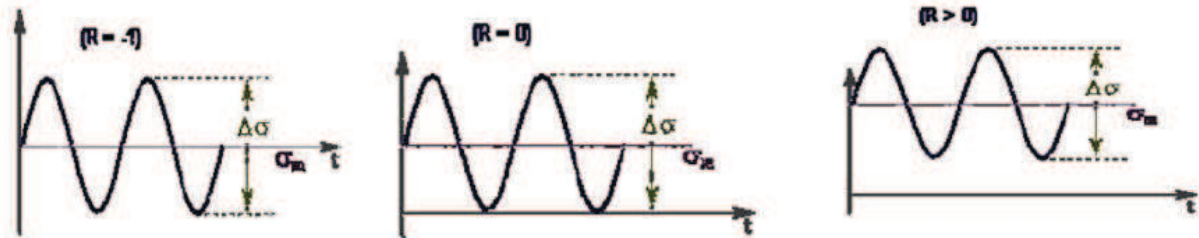


Figure. 1.5. Paramètres de chargement [1]

- **Domaine de contraintes:** $\Delta\sigma = \sigma_{\max} - \sigma_{\min}$ (1.2)
- **Amplitude de contrainte:** $\Delta\sigma = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2}$ (1.3)
- **Contrainte moyenne:** $\Delta\sigma = \frac{\Delta\sigma = \sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2}$ (1.4)
- **Taux de variation de contrainte :** $\Delta\sigma = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}}$ (1.5)

Le taux de variation de contrainte R donne une indication du niveau de la Contrainte moyenne.

- Si R est égal à -1, la contrainte moyenne est nulle et l'on parle de contraintes alternées, La contrainte appliquée varie dans le temps entre une valeur en compression et une valeur en traction, les deux étant de même amplitude en valeur absolue.
- Si R est égal à 0, la contrainte demeure positive ou nulle dans le temps et l'on parle de contraintes répétées.
- Si R varie entre 0 et 1 indique une contrainte qui reste toujours positive et que l'on nomme contrainte ondulée (Fig. 1.5).

1.2.4 Essais de fatigue

Il existe plusieurs types d'essais de fatigue. Certains essais utilisent de petites éprouvettes et se déroulent en laboratoire pour déterminer les caractéristiques de fatigue de divers matériaux.

On distingue alors:

- Les essais de durée de vie en fatigue qui mesurent essentiellement le nombre de cycles pour amorcer une fissure de fatigue.

- Les essais de propagation de fissure qui mesurent la vitesse de propagation de la fissure (en termes de variation de longueur par cycle) en fonction de la sévérité de la charge appliquée.

D'autres essais se font directement sur des structures complètes (par exemple des fuselages complets d'avion) ou sur des éléments.

Les figures ci-dessous (Figure.1.6 (a), (b), (c)) illustrent deux principes d'essai de fatigue en flexion et un en traction pure. Ces trois essais permettent de mesurer en laboratoire et au moyen de petites éprouvettes les conditions d'amorçage d'une fissure de fatigue [3].

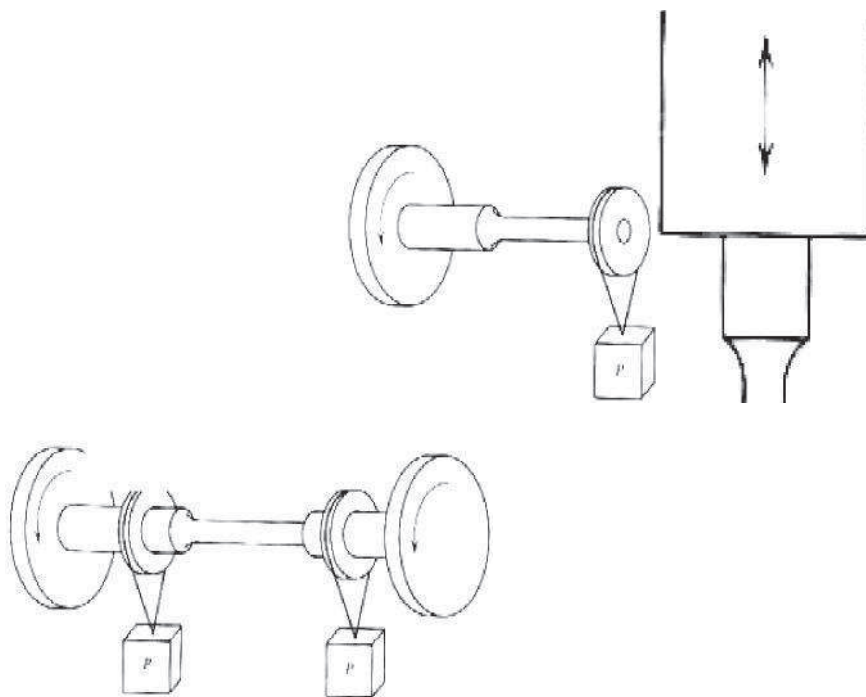


Figure. 1.6. Essais de fatigue (a) et (b) Essais de fatigue en flexion.

(c) essai de fatigue en traction [3]

1.2.4.1. Essai de fatigue en flexion rotative

Les essais normalisés de durée de vie en fatigue se font en chargeant des éprouvettes de géométrie, de taille et d'état de surface précisément définis au moyen de la flexion rotative. Ce mode de charge soumet chaque point de la circonférence de la section centrale de l'éprouvette à une contrainte alternée.

$$\Delta\sigma = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (1.3)$$

Durant l'essai on impose une amplitude de contrainte et on compte le nombre de cycles jusqu'à l'amorçage d'une fissure. Plusieurs essais sont effectués pour une même

charge, car on observe une forte dispersion dans les résultats (pour une charge donnée la durée de vie varie beaucoup) [1].

1.2.4.2. Courbe de Wöhler de durée de vie en fatigue (flexion rotative)

Dans l'essai de durée de vie en fatigue, on mesure le nombre de cycles qui pour une amplitude de contrainte donnée conduit à la rupture de l'éprouvette. On fait un grand nombre d'essais à des valeurs d'amplitude de contrainte décroissantes. Pour chaque valeur d'amplitude de contrainte, on répète plusieurs fois l'essai car le nombre de cycles à la rupture fluctue de façon importante (fig. 1.7) [5]

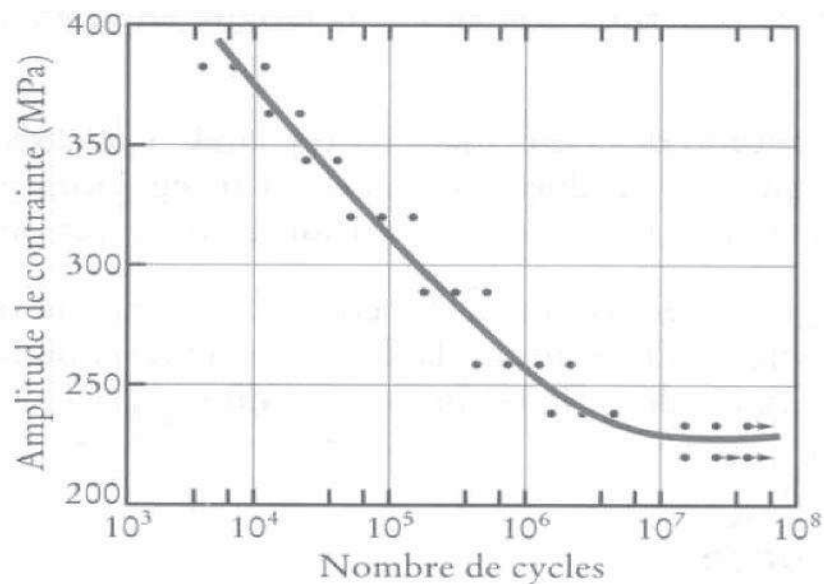


Figure. 1.7. Courbe de Wöhler [5]

Les essais de durée de vie mesurent donc à la fois le nombre de cycles pour amorcer la fissure de fatigue et le nombre de cycles pour la propager jusqu'à une valeur critique qui conduit à la rupture. On représente les résultats sous forme d'une courbe, dite courbe de Wöhler ou courbe S-N qui donne la contrainte qui conduit à la rupture pour un nombre de cycles donné [1].

1.2.5. Régimes de fatigue

Sur la courbe de Wöhler, on distingue trois domaines :

- **Domaine oligocyclique** : qui correspond aux contraintes les plus grandes (R_e) où le nombre de cycles à la rupture s'étend jusqu'à 10^4 ou 10^5 (pour les aciers doux).

- **Domaine d'endurance** : Domaine où la rupture est atteinte après un nombre limité de cycles compris approximativement entre 10^5 à 10^7 . La rupture n'est pas accompagnée d'une déformation plastique d'ensemble mesurable. La réponse de l'éprouvette atteint dans ce cas un régime adapté élastique, il peut y avoir de la déformation plastique due aux premiers cycles, mais au bout d'un certain nombre de cycles, elle reste constante.
- **Domaine d'endurance illimitée** : Dite également zone de sécurité. La courbe de Wöhler présente généralement (mais pas toujours) une limite asymptotique parallèle à l'axe des N. En dessous de cette valeur limite σ_D , il n'y a jamais rupture par fatigue quel que soit le nombre de cycles appliqué.
- **Limite de fatigue** : Pour certains matériaux, il est difficile d'évaluer la limite de fatigue σ_D on introduit la notion de limite de fatigue conventionnelle $\sigma_D(N)$ (ou limite d'endurance). Il s'agit de la plus grande amplitude de la contrainte pour laquelle on constate 50% de rupture après N cycles de la sollicitation. Selon le cas N varie entre 10^6 à 10^9 cycles (supérieur à la durée de vie envisagée pour la pièce) [1.6]. Voir Figure. 1.8.

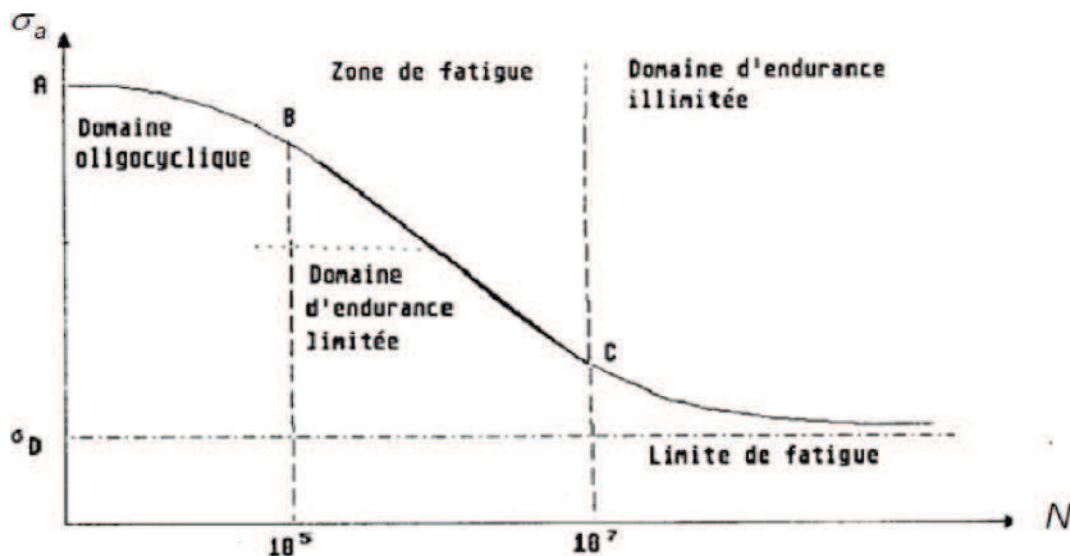


Figure. 1.8. Régimes de fatigue [6]

1.2.6. Essai de propagation de fissure de fatigue

Les ingénieurs responsables de la conception de structures ou des éléments soumis à des charges cycliques doivent non seulement envisager la possibilité de formation de fissures, mais également évaluer leur vitesse de propagation, afin de s'assurer que ces fissures

n'atteindront pas la longueur critique qui entrainera inévitablement la rupture finale de la pièce.

Pour les essais de propagation de fissure en fatigue, on utilise le type d'éprouvette illustrée dans la (Figure. 1.9). (Éprouvette de traction compacte). On mesure la longueur de la fissure a en fonction du nombre de cycles N pour une charge appliquée donnée (Fig. 1.10) [4].

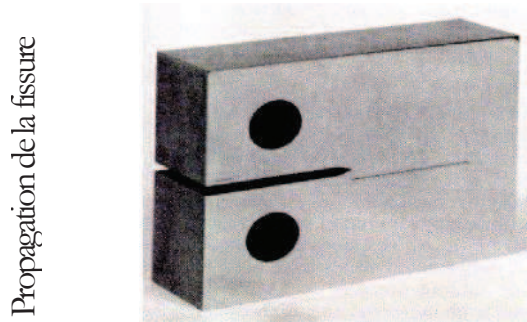


Figure. 1.9. Eprouvette de traction compacte nombre de cycles $\times 10^5$ [4]

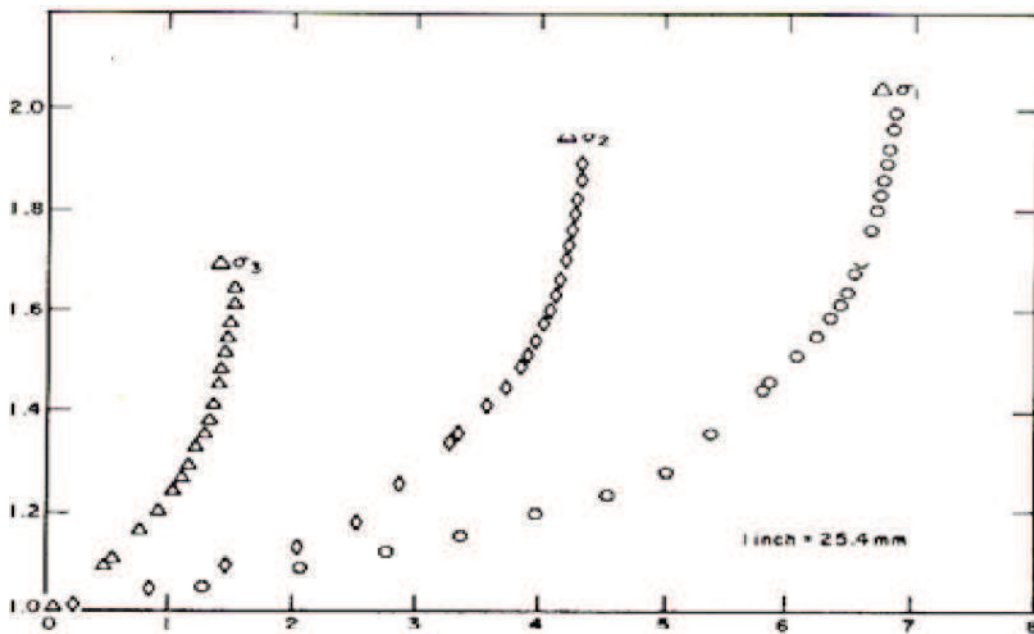


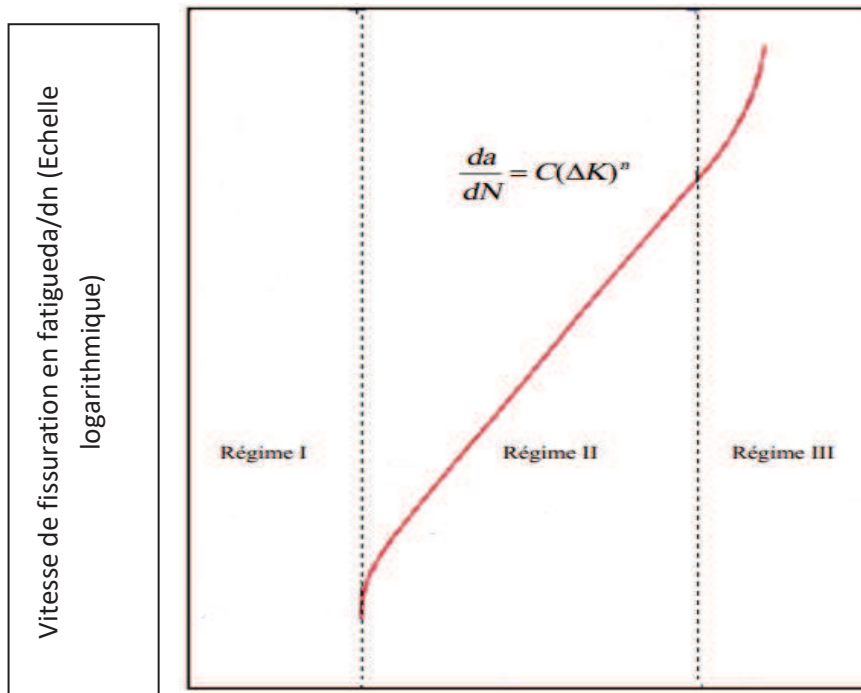
Figure. 1.10. Essai de propagation de la fissure [4]

Lorsqu'on représente en échelle logarithmique, la variation de la vitesse de fissuration (da/dN) en fonction du facteur d'intensité de contrainte $\Delta K = K_{max} - K_{min}$

(fig. 1.11), on constate que la courbe présente une partie linéaire qui obéit à l'équation appelée Loi de Paris [4.7].

$$\frac{da}{dN} = C(\Delta K)^n \quad (\text{Loi de Paris}) \quad (1.6)$$

Où C et n sont des paramètres qui caractérisent le matériau et les conditions d'essai [4].



Variation du facteur d'intensité de contrainte Δk
(Echelle logarithmique)

Figure. 1.11 : Propagation des fissures de la fatigue [7]

- **Régime I** : Absence de propagation des fissures de fatigue.
- **Régime II** : Relation linéaire entre $\log \Delta k$ et $\log da/dn$
- **Régime III** : Croissance de fissure instable.

1.3. Essai de fatigue d'un implant dentaire

1.3.1. Principe

L'essai de fatigue est employé pour évaluer la force de l'implant et du pilier. En 1992, Nobel Bio care a développé un protocole normalisé interne pour la fatigue examinant un

implant dentaire endossé qui est très semblable à la norme standard internationale qui est employée aujourd'hui. Pour examiner la force de fatigue, l'implant et le pilier sont montés dans un montage incliné avec 30° . Une force cyclique est appliquée à une fréquence de 14 hertz (Fig. 1.12) [5].



Figure. 1.12. Essai de fatigue sous un angle latéral de 30° [5]

La combinaison de l'implant/pilier est examinée à une gamme de forces pour déterminer la force maximale à laquelle elle survivra pour cinq millions de cycles [5].

Combinaison : Implant/pilier		Charge maximale (N)
Matériau du pilier	Diamètre de l'implant (Θ)	
Pilier en titane	3.5	222
	4.3	355
Pilier en zirconium	3.5	178
	4.3	225

Tableau 1. 1. Charges maximales aux lesquelles l'implant/pilier peuvent résister pour au moins cinq millions de cycles.

1.3.2. Couple de résistance

Pendant le développement des implants de Nobel Active, il a été prouvé que le couple de résistance est également un paramètre important de conception, les valeurs des couples maximums auxquels l'implant peut résister pendant le montage sont montrées dans le tableau 1.2.

Diamètre de l'implant (mm)	Couple max. (Ncm)
3.5	282
4.3	452

Tableau I. 2.Couple de résistance de l'implant

1.4.3. Couple d'insertion

Le couple nécessaire pour insérer différents implants ne peut pas être défini directement, il a été prouvé que le couple requis pour insérer l'implant de Nobel Active serait supérieur à 45 Ncm [5].

1.5. Prothèses adjointes totales

La prothèse complète (totale) constitue la discipline la plus difficile à enseigner, à assimiler, et à pratiquer. Plus que toutes les autres, elle fait intervenir d'une façon permanente, des données anatomiques, histologiques, physiologiques, psychologiques et mécaniques de plus en plus nombreuses. Ceux-ci nous obligent à une étude plus approfondie des éléments nécessaires à l'élaboration d'une prothèse [6].

1.5.1. Impératifs des prothèses adjointes totales

La prothèse adjointe totale doit réunir favorablement tous les éléments déterminant la rétention, la stabilité et la sustentation. Elle doit obéir aux conditions biologiques et mécaniques, afin de prévoir et d'assurer la triple mission qui lui incombe, mission fonctionnelle, mission esthétique et mission phonétique. Donc elle obéit aux impératifs mécaniques, biologiques, esthétiques, fonctionnelles et phonétiques [6].

1.5.1.1. Impératifs mécaniques

Ils sont constitués par la recherche de l'équilibre de la prothèse sous toutes ses formes : au repos, au cours de toutes les mimiques (rire, désespoir, colère) et au cours de toutes les fonctions (mastication et phonation). Cet équilibre dépend de facteurs physiques et de facteurs anatomo-physiologiques. « Ces facteurs sont tellement interdépendants, écrit LANDA, qu'il est difficile de les considérer séparément. Quand ils sont en harmonie, ils tendent à se compléter, mais, quand l'un d'eux est déficient, il a pour effet de réduire l'efficacité des autres » [14].

a) Les facteurs physiques

Ils assurent la rétention de la prothèse ; ce sont, dans l'ordre ou ils seront étudiés, l'adhésion, la cohésion, la pression atmosphérique.

> **L'adhésion** résulte de la tension superficielle ou attraction existant entre les molécules de deux substances de natures différentes.

Si l'on considère la formule de la force d'adhésion :

$$F = \frac{XR^2\cos\theta}{D} + \frac{2TR^2V}{4D^2} \quad (1.7)$$

Dans laquelle :

X : la tension superficielle ;

R : surfaces des bases en contact ;

D : distance séparant les bases ;

θ : angle de contact entre la surface de la salive et celle de la base prothétique ;

V : viscosité de la salive ;

T : durée du contact entre la base et les tissus en contact avec elle.

L'augmentation de la force d'adhésion varie de 6% à 14%.

> **La cohésion** est la force d'attraction qui unit les particules d'un corps. En prothèse complète, elle est fonction des propriétés cohésives et de la densité de la salive. Cette dernière est optimale lorsqu'elle est voisine de 1.003.

L'adhésion et la cohésion ont une action simultanée et indissociable.

Cette interdépendance est mise en évidence par la formule de STANIZ.

$$F = 2C \times \frac{A}{a} \quad (1.8)$$

C : la tension superficielle de la salive.

A : l'étendue des surfaces en contact.

a : l'épaisseur du film salivaire.

F : la force nécessaire pour vaincre l'adhésion et la cohésion, afin de séparer la prothèse de la surface d'appui.

Cette formule nous permet de mieux comprendre l'incidence des facteurs suivants :

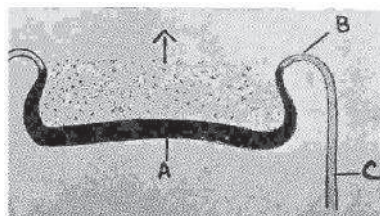
- Plus la surface d'appui recouverte est importante plus « A » est grande, plus la rétention croît ;

- Plus le flot salivaire est réduit, plus il y a d'intimité de contact entre les tissus et la prothèse, plus « a » décroît, plus la rétention augmente.

> **La pression atmosphérique.** Le vide absolu ne peut exister entre la prothèse et la surface d'appui. Cependant, la pression atmosphérique intervient dans la rétention des prothèses possédant un joint périphérique effectif, lorsqu'un déplacement crée un vide relatif entre l'intrados de la prothèse et les tissus de soutien [6,31].

b) Facteurs anatomo-physiologiques

Ils jouent un rôle important. Ce sont successivement (Fig.1.13).



Facteurs anatomo-physiologiques jouant un rôle dans l'équilibre de la prothèse.

A : surface d'appui primaire.

B : zone de réflexion muqueuse.

C : organes périphériques.

Figure.1.13.facteur anatomo-physiologiques [14]

➤ *L'anatomie et la physiologie de la surface d'appui*

Plus la surface d'appui en contact avec la prothèse n'est étendue, plus l'adhésion et la stabilité augmente.

Plus le volume du relief osseux est important, plus la rétention est grande et les déplacements dans le sens horizontal réduits.

Mais l'équilibre de la prothèse au cours de la mastication dépend surtout de la valeur des tissus de revêtement, de leur adhérence, de leur dépressibilité et de leur degré de résilience ; il dépend donc de la manière dont ces propriétés seront appréciées [14].

➤ *Les zones de réflexion de la muqueuse et les éléments sous-jacents*

La profondeur et la dépressibilité des zones de réflexion de la muqueuse conditionnent la valeur du joint périphérique. Elles sont fonction des tissus sous-jacents à la muqueuse. Lorsqu'ils sont constitués par du tissu aréolaire lâche ou glandulaire, leur déplacement est possible et sera recherché par une légère compression, en bouche fermée, au repos, lorsque les tissus sou-muqueux révèlent la présence d'insertions musculaires ou ligamentaires, l'extension des versants de la prothèse à leur niveau ne doit pas être excessive. Elle provoquerait des ulcérations de la muqueuse ou une instabilité permanente. Cependant elle doit être suffisante pour que le jeu des muscles en action applique la muqueuse sur ses bords, assurant ainsi un joint périphérique parfait [31].

➤ *L'anatomie et la physiologie des organes périphériques*

Ils interviennent au cours de toutes les fonctions et de toutes les mimiques. La situation de leurs insertions à la périphérie de la surface d'appui, l'orientation de leurs fibres musculaires ou ligamentaires et leur tonicité déterminent la hauteur, l'épaisseur des bords de la prothèse, leur modelé, ainsi que celui des surfaces polies. Afin que la rétention soit maximum au cours de tous leurs déplacements physiologiques, il est indispensable que les prothèses, supérieure et inférieure, occupent l'espace passif utile ou neutre d'équilibre entre la langue, les surfaces d'appui, les lèvres et les joues [14].

➤ *Les extérocepteurs et les propriocepteurs du complexe neuro-musculaire et neuro-muqueux*

Ils jouent un rôle non négligeable dans la rétention et ne doivent pas être sous-estimés. Ce sont des récepteurs situés au niveau des organes effecteurs. Ils sont destinés à un contrôle réflexe de la tonicité et des élongations des muscles de la cavité buccale. Ce contrôle intervient aussi bien dans l'orientation du bol alimentaire pendant la mastication et la déglutition que dans la rétention des prothèses. Ceci explique la fréquence de patients satisfaits de leurs restaurations mal conçues. Une simple anesthésie de contact suffit à perturber le jeu des extérocepteurs et à faire disparaître la rétention par voie réflexe [14].

1.5.1.2. Impératifs biologiques

Ils sont essentiellement constitués par la connaissance et par le respect des lois assurant l'intégrité des différentes parties de la surface d'appui et assurant par là même la permanence des résultats acquis :

Toute modification de la vascularisation, par ischémie ou hyperhémie, provoque une résorption alvéolaire par ostéolyse. Pour éviter ces perturbation, il y a lieu de proscrire toute compression anormale de la muqueuse, de la fibro-muqueuse ou des trajets vasculaires mal protégés, et d'éliminer toute instabilité de la prothèse à l'origine des irritations.

L'ostéolyse et l'ostéogénèse obéissent aux lois de JORES, qui s'énoncent ainsi [14]:

« Toute pression continue défavorise la formation d'une lamina dure et l'organisation perpendiculaire à ces lamina dura des trabécules osseux. »

« Toute pression discontinue séparée par des intervalles de repos très courts agit comme si elle était continue. »

« Seule une pression discontinue avec des intervalles de repos prolongés favorise l'ostéogénèse et l'organisation osseuse, superficielle et profonde. L'absence de pression étant elle-même défavorisant. »

Actuellement ces lois sont plus ou moins contestées.

Outre Atlantique les lois de Wolf sont plus à l'honneur et plus particulièrement la loi suivante :

« Toute modification d'une fonction provoque une altération de l'architecture interne et de toutes les structures externes. Cette double altération se traduit par une modification de la forme. »

1.5.1.3. Impératifs esthétiques, fonctionnelles et phonétiques

La prothèse doit rétablir l'esthétique, qui constitue le seul guide valable du remplacement des tissus dans leur position physiologique d'origine. Elle peut aussi prétendre compenser toutes les résorptions osseuses et assurer un support effectif aux organes périphériques.

La prothèse doit être stable au cours de toutes les fonctions de respiration, de mastication, de déglutition et de phonation. Ses bords et ses surfaces polies doivent donc nécessairement être en harmonie avec tous les muscles qui intervient au cours de ces fonctions [14].

I.5.2. Elaboration d'une prothèse adjointe totale

1.5.2.1. Prothèse adjointe totale à base de résine

La réalisation technique d'une prothèse adjointe totale en résine répond aux étapes suivantes (Fig.1.14) [7] :

- empreinte primaire de qualité : elle est une reproduction fidèle des tissus non mobilisés constituant la surface d'appui de la prothèse. Cette empreinte est réalisée sur des tissus à l'état de repos, donc après préparation tissulaire si nécessaire. Le matériau pour cette empreinte est le plâtre, particulièrement si le patient a des crêtes flottantes. Les alginates de classe A sont indiqués en présence de fortes contre dépouilles ou lorsqu'il est difficile voire impossible d'obtenir la coopération du patient ;
- élaboration d'un porte-empreinte individuel (PEI) type en résine autopolymérisable ou photopolymérisable, à partir d'un modèle issu du traitement de l'empreinte primaire. Ce PEI doit être construit selon l'axe des crêtes, et est totalement ou partiellement espacé selon les zones à décharger, le matériau et la technique d'empreinte utilisés. Le PEI est réglé en bouche ;
- prise d'empreinte secondaire : le joint périphérique au maxillaire et sublingual à la mandibule sont enregistrés ; l'empreinte est ensuite surfacée. La qualité des empreintes primaires et secondaires est essentielle, et contribuera à l'obtention des valeurs de sustentation (surface d'appui), de rétention (joint périphérique) et de stabilisation (limites et volumes des bords prothétiques ainsi que surfaces polies stabilisatrices) de la future prothèse ;
- élaboration des bases d'occlusion : l'empreinte secondaire est coffrée et coulée en vue de l'élaboration des bases d'occlusion qui vont permettre de préciser le rapport intermaxillaire, élément déterminant pour la réussite de la prothèse ;
- enregistrement de la dimension verticale et de la relation centrée, puis transfert sur articulateur [8] ;

- choix des dents artificielles avec rigueur : qualité de leur schéma occlusal, originalité de leur conception et pérennité de leur matériau [9] ; réalisation de maquettes en cire et essai esthétique puis fonctionnel ;
- mise en moufle des modèles et maquettes et polymérisation selon trois techniques :
 - la technique conventionnelle de résine pressée et polymérisée à chaud ;
 - la résine pressée polymérisée par micro-ondes (polymérisation avec un cycle de cuisson court) ;
 - la résine injectée qui vise à compenser le retrait de la résine, et à diminuer la déformation des bases).
- Finition des surfaces polies [10] ;
- Insertion prothétique en bouche (contrôles techniques des prothèses au retour du laboratoire et contrôles cliniques des prothèses avec le patient) et équilibration occlusale qui doit être précise afin d'assurer à long terme la préservation des surfaces d'appui prothétique, grâce à la répartition harmonieuse des charges occlusales et à l'orientation des forces assurant stabilisation et rétention prothétique [11] ;
- Séances ultérieures de mise au point lors de la phase d'apprentissage du patient, avec conseils et retouches au niveau des zones douloureuses, puis contrôles à 3 mois et une fois par an [12.13].



Figure.1.14. Prothèse adjointe totale à base résine [12.13]

1.5.2.2. Prothèse adjointe totale à châssis métallique

La réalisation technique d'une prothèse adjointe totale à châssis métallique répond aux étapes suivantes (Fig.1.15):

- mêmes étapes jusqu'à l'essai des cires, puis établissement sur le modèle de travail du dessin de l'armature. Il convient de concevoir l'architecture de la

base métallique en fonction de la position des dents prothétiques, afin d'assurer un bon positionnement de la jonction métal-résine. Le montage des dents et la finition de la cire précèdent donc toujours la confection de la base métallique. Une clé de positionnement des dents prothétiques est réalisée sur le maître modèle. L'élaboration de la maquette en cire s'effectue sur un modèle réfractaire, en tenant compte des données enregistrées avec la clé de positionnement ;

- empreinte aux silicones des faces V des dents positionnées sur les cires. Coulée du châssis et repositionnement des dents à l'aide de l'empreinte silicone prise préalablement, puis mêmes étapes que pour une prothèse en résine ;
- le choix de l'alliage (cobalt-chrome, titane, métaux précieux) doit être fondé sur les critères suivants: biocompatibilité, inertie chimique et électrochimique élevée, mise en forme par coulée, avec un niveau de précision comparable à celui des alliages précieux [14, 15].



Figure.1.15. Prothèse adjointe totale à châssis métallique

1.7. Matériaux utilisés pour la fabrication des Prothèses totales

1.7.1. Matériaux des dents

Leur degré de saturation les identifie généralement d'une façon parfaite avec les dents naturelles des patients âgés.

Les dents en résine acrylique sont plus faciles à adapter à tous les cas, en raison de leur teinte et de leur union chimique intime avec les matériaux de base. Elles sont caractérisées par leur friabilité, usure rapide, perméabilité aux produits médicamenteux ou aux détergents. Elles sont indiquées dans tous les cas d'articulé difficile, de dimension verticale basse, de procès alvéolaire très volumineux. Elles sont également indiquées au maxillaire inférieur. Leur usure progressive compense constamment le pro glissement mandibulaire, assurant ainsi la permanence de la charge occlusale au niveau des molaires. Dans tous les autres cas les dents en porcelaine seront préférés aux dents en résine

acrylique. Elles sont chimiquement stables, leur état de surface est lisse et de très faible porosité, leur teinte est constante et elles résistent à l'abrasion [16].

Le choix des dents apparaît comme le résultat d'une progression dans la recherche d'une harmonie entre la forme, la dimension, la teinte de chacune des dents artificielles, et tous les éléments généraux et locaux du cadre qui leur est offert, à savoir : le type morphologique et constitutionnel du patient, son sexe, son âge, son tempérament et sa personnalité [16].

1.7.2. Matériaux de base

Les matériaux de base des prothèses adjointes évoluent lentement, mais d'une façon permanente. Une meilleure connaissance, de leur comportement intra buccal secondaire, des réactions tissulaires et des doléances des patients, nous impose de définir avec clarté les impératifs auxquels ils doivent souscrire [17].

1.7.2.1. Impératifs des matériaux de base

- *Impératifs physiologiques*

Leur intégration dans le complexe stomatognathique interviendra dans toute sa plénitude si les qualités spécifiques suivantes sont réunies [17].

- Absence de toxicité ou d'action cancérogène ;
- Inertie totale favorisant simultanément la suppression du risque d'allergie, la compatibilité intégrale avec le jeu physiologique des tissus en contact avec eux ;
- Rigidité suffisante pour éviter toute distorsion au cours des efforts déployés au moment de la mastication ;
- Absence de porosité prévenant le risque de pullulation de micro-organismes microbiens ou fongiques ;
- Inodore, sans saveur ;
- N'altérant à aucun moment ni le goût des aliments, ni leur odeur, ni la phonation ;
- Possibilité de stérilisation par immersion dans un liquide antiseptique approprié.

- *Impératifs mécaniques*

Ce sont tout particulièrement les propriétés physiques et chimiques suivantes [17].

- Manipulations aisées au laboratoire ;
- Stabilité dimensionnelle ;

- Absence d'élasticité trop marquée ;
- Résistance suffisante à la fracture ;
- Facilité de réparation, d'adjonctions ou de rebasage ;
- Inaltérabilité durable ;
- Résistance aux acides, aux alcools, aux bases ;
- Résistance à l'abrasion et à l'usure ;
- Energie superficielle élevée ;
- Adhésion suffisante aux tissus en contact avec eux.

- ***Impératifs divers***

Le matériau choisi doit en outre réunir les qualités suivantes [17].

- Etre esthétique ;
- Nécessiter des manipulations peu onéreuses ;
- Avoir un prix de revient peu élevé pour toute modification ou réparation;
- Assurer une solidarisation aisée des dents artificielles à la base.

Les bases supérieures se déforment moins que les bases inférieures, et les plus épaisses subissent plus de variation que les minces.

1.7.2.2 Différents matériaux utilisés

- ***Polymères***

Pendant plus d'un siècle, le caoutchouc vulcanisé a été le matériau le plus employé. Les bases vulcanisées avaient une stabilité dimensionnelle parfaite. Elles étaient bien tolérées par les tissus, mais elles étaient peu esthétiques et souvent malodorantes. En 1937, il y avait 70% des bases réalisées en caoutchouc vulcanisé.

Les dérivés cellulosiques firent une brève apparition pendant la guerre de 1870.

Les résines phénoliques telles que la bakélite ne constituèrent pas un succès. Elles se décoloraient en bouche.

Les résines vinyliques ne donnèrent pas plus de satisfaction.

Les résines acryliques apparurent enfin en 1937 et progressivement détrônèrent définitivement le caoutchouc vulcanisé. En 1947, 90% des prothèses étaient réalisées en résine acrylique [18,31].

- ***Les alliages métalliques***

Les distorsions secondaires importantes des matériaux de base, compromettent généralement les qualités mécaniques de précision d'adhésion et de fidélité des techniques d'empreintes les plus élaborées.

Le nombre de patients sensibilisés à une vulcanite ou à une résine acrylique, croît progressivement et proportionnellement à la quantité de produits chimiques et pharmaceutiques ingérés quotidiennement.

Ces deux impératifs, mécaniques et physiologique, ont incité les chercheurs à remplacer les matériaux de base synthétiques, par un alliage neutre.

L'or, les stellites, l'aluminium, participent de nos jours à la réalisation des bases prothétiques en raison de leur énergie de surface élevée.

Si les deux premiers peuvent être utilisés pour les prothèses inférieures, leur poids spécifique n'en permet pas la généralisation pour les restaurations des édentationstotales supérieures.

L'aluminium par contre, possède les propriétés requises de légèreté et de stabilité lui assurant une place privilégiée en prothèse adjointe [31, 32, 33].

1.8. Mécanique de l'endommagement

1.8.1. Généralités

La mécanique de l'endommagement propose de décrire continuellement la dégradation progressive du matériau due aux microfissures présentes dans le matériau. Cette approche, initialement introduite par Kachanov, a été reprise et développée par de nombreux auteurs tels que Chaboche, Lemaitre [Lemaitre 1988], Bui [Bui et al. 1981], Ehrlacher [Ehrlacher 1985], Gurson [Gurson 1977], Tvergaard, Needleman [Needleman et al. 1987], Rousselier [Rousselier 1987], etc....

L'endommagement est l'apparition dans un matériau de dommages causés par l'usure ou une attaque physique ou chimique. Il est défini comme l'ensemble des phénomènes liés aux cavités : amorçage, croissance, coalescence. Il conduit à une dégradation de ses capacités physiques pouvant conduire à la rupture [17.18].

La mécanique de l'endommagement propose de décrire continuellement la dégradation progressive du matériau due aux microfissures présentes dans le matériau. Cette approche, initialement introduite par Kachanov, a été reprise et développée par de nombreux auteurs tels que Chaboche, Lemaitre [Lemaitre 1988], Bui [Bui et al. 1981], Ehrlacher [Ehrlacher 1985], Gurson [Gurson 1977], Tvergaard, Needleman [Needleman et al. 1987], Rousselier [Rousselier 1987], etc...

Il est difficile d'étudier l'endommagement seul car il se développe toujours simultanément avec l'écrouissage et les textures ; l'apparition d'une cavité indique qu'il y a localement une hétérogénéité de déformation, qui peut être très importante, et accompagnée d'une hétérogénéité des contraintes, le trou jouant parfois le rôle d'une entaille provoquant une concentration de contraintes. La description purement géométrique des trous, c'est-à-dire l'évolution de leur nombre, forme, taille, teneur, répartition, constitue l'étude de l'endommagement. Celle-ci apporte des renseignements très utiles pour comprendre les mécanismes de déformation et de rupture des métaux mais ces résultats ne sont que partiels car ils n'intègrent pas les phénomènes de concentration de contraintes et de déformations se produisant autour des trous et entre ceux-ci à l'échelle microscopique. Or ces phénomènes gouvernent également la croissance et la coalescence par cisaillement ou déchirement de la matrice, mécanismes qui conditionnent la rupture macroscopique [16].

L'endommagement étant défini comme la description de l'évolution des facteurs géométriques caractéristiques des cavités au cours de la déformation d'un métal dans le domaine ductile, on peut définir deux types de méthodes permettant de l'appréhender :

1.8.1.1 Méthodes directes: observations

Ces méthodes les plus anciennes et les plus classiques consistent, par des observations essentiellement métallographiques, à regarder directement les trous. Ainsi, la description qualitative et parfois quantitative de l'endommagement est possible et de plus cette description est propre à l'endommagement, ne tenant pas compte de l'écrouissage et des textures [16].

1.8.1.2 Méthodes indirectes : mesure d'un paramètre physique

Ces méthodes consistent à mesurer l'évolution d'un paramètre physique influencé par l'endommagement.

- Si le paramètre est essentiellement gouverné par l'endommagement, cas de la densité par exemple, l'endommagement est bien caractérisé.
- Si l'écroutissage et la texture influencent également le paramètre mesuré, comme par exemple dans le cas du module d'Young, l'endommagement est caractérisé de manière indirecte car il est souvent impossible de séparer la contribution respective des différentes composantes.

La fissure correspond alors aux zones qui ne transmettent plus d'efforts normaux. Cette approche présente donc l'avantage de ne pas significativement modifier la topologie du maillage en introduisant une fissure mais reste approximative dans la mesure où la précision sur le chemin de propagation est directement liée à la finesse du maillage. De plus, en grandes déformations, la dégénérescence des éléments correspondant aux zones les plus endommagées peut rapidement entraîner la fin du calcul.

De plus, la capacité du code de calcul utilisé à permettre la propagation d'une fissure à travers un maillage est un paramètre important. En effet, en mécanique de l'endommagement, on ne modélise pas réellement les étapes d'amorçage et de propagation de fissures. Ces étapes se produisent naturellement lorsque l'adoucissement dû à la croissance des cavités l'emporte sur l'écroutissage du matériau. Il se produit alors une instabilité mécanique traduite notamment par la chute des contraintes dans la zone endommagée [16].

1.8.2. Situation du problème

Les bases prothétiques sont, dans la plupart des cas, réalisées en résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Ce matériau, qui a fait l'objet de nombreuses études, présente des inconvénients tels sa porosité, la faible transmission des températures, une épaisseur importante, ..., etc. Il est très important de prendre en compte certaines caractéristiques : le vieillissement souvent imprévisible, la liaison à la base rigide rarement satisfaisante, des contraintes importantes liées à l'hygiène [20]. Cependant la facilité de mise en œuvre et surtout le coût modéré font de ces résines le matériau prothétique de choix.

L'ensemble des prothèses dentaires totales sont actuellement fabriqués en utilisant différentes technologies. La procédure de la polymérisation classique permet d'obtenir une prothèse avec de nombreux pores qui permettent la pénétration des microbactéries et des différentes particules alimentaires. Un nettoyage approprié de la prothèse est pratiquement impossible et les pores pourraient déclencher des fractures [21]. C'est pourquoi une méthode

de contrôle de qualité est nécessaire avant l'insertion définitive de telles prothèses dans la cavité buccale du patient.

En 1984, au Royaume-Uni, à l'issue d'une enquête, BOWMAN et MANLEY [19] rapportent que le coût des réparations des prothèses totales adjacentes fracturées s'est élevé. Une autre analyse révèle que 68 % des prothèses sont fracturées 3 ans après leur réalisation [20]. Ces études citées à titre d'exemple montrent à quel point les fêlures et les fractures des bases prothétiques en résine (PMMA) représentent l'un des soucis majeurs des praticiens et surtout des patients porteurs de prothèse complète.

1.8.3. Solutions envisagées

Les fractures des prothèses réalisées en résine (PMMA) sont une réalité de l'exercice quotidien du chirurgien-dentiste. Plusieurs propositions ont été faites pour pallier ce problème.

Toutefois, dans certaines situations cliniques particulières, la base prothétique est doublée d'une base souple : ces matériaux jouent un rôle d'amortisseur et apportent beaucoup de confort aux patients [20].

Dans d'autres situations, la base prothétique métallique est parfois la seule alternative car elle présente une bonne résistance avec un module d'élasticité élevé qui lui confère une grande rigidité. A l'heure de l'implantologie, le titane semble avoir sa place en prothèse complète. Avec des avantages indéniables, tels sa faible épaisseur et ses bonnes performances mécaniques. En effet, rien n'est comparable entre la réalisation d'une base résine classique et d'une base en titane qui va nécessiter l'acquisition de technologie et d'un savoir-faire spécifique ; de même, la réalisation d'une base souple entraîne des contraintes et des gestes différents [20]. Toutes ces spécificités ont un coût de revient qui varie d'un matériau et d'une technique à l'autre.

Une nouvelle méthode, de l'injection, a été développée pour obtenir une prothèse plus compacte et qui répond mieux aux processus de nettoyage. Le nombre de pores de la prothèse injectée est réduit et donc le risque de fractures est moins [22].

De nombreux auteurs ont tenté de renforcer les prothèses en résine par divers moyens : Ainsi, CAROLL et COULAUD [21, 22] ont montré que les renforts métalliques posent un problème d'adhésion avec les résines. Quant à KELLY [23], il constate une diminution de la résistance à la fatigue pour les composites PMMA fibre de Nylon. LADIZESKY et CLARK [24] ont obtenu de bons résultats avec les bases prothétiques renforcées par la fibre de polyéthylène (Fig.1.16) [25].

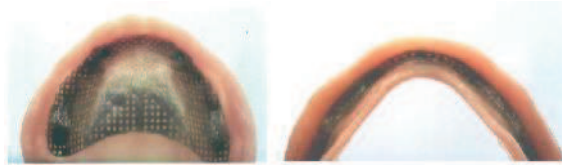


Figure.1.16.Renfort métallique des prothèses complètes [26]

Les résultats d'expérimentation confirment l'amélioration importante des propriétés mécaniques et notamment la résistance à la fatigue des résines prothétiques renforcées par les fibres (verre, polyéthylène, carbone et Kevlar). Malgré d'excellentes propriétés mécaniques, les fibres de carbone ont été rapidement laissées de côté, essentiellement à cause de leur couleur noirâtre difficile à dissimuler. De plus, les résines dentaires présentent une mauvaise adhérence sur ce type de fibres [26].

Les fibres d'aramide ont été également délaissées, car elles se révélaient d'une usinabilité délicate, présentaient une absorption d'eau importante [27], et une résistance en compression médiocre [26].

Ainsi, les deux types de fibres les plus largement employées sont les fibres de verre et celles de polyéthylène [26, 28].

Le renforcement par fibres ne peut être efficace que seulement si les contraintes, appliquées à l'ensemble du polymère fibré, sont transférées de la matrice vers le renfort fibré. Or, ceci, ne peut être obtenu que lorsqu'il y a une bonne imprégnation, et donc une bonne liaison fibres/matrice [29, 30].

Référence

- [1] Barlas Bruno, Etude du comportement et de l'endommagement en fatigue d'alliages d'aluminium de fonderie, *Doctorat Sciences Génie des Matériaux*, ENSMP - Centre des Matériaux P.M. Fourt, ENSMP, p.224, 2004.
- [2] Nobel ActiveTM-, une résistance étudiée et éprouvée, [en ligne], <http://www1.nobelbiocare.com/fr/implants-and-abutments/products/nobelactive/technical-facts.aspx>, Consulté le 1/5/2010.
- [3] Jabbado Mohamed, Fatigue polycyclique des structures métalliques: durée de vie sous chargements variables, *Doctorat LMS*, EP-LMS Laboratoire de Mécanique des Solides, EP/X, p.148, 2006.
- [4] Jean Barralis, Gérard Maeder, *Métallurgie : élaboration, Structures, propriétés, normalisation*, AFNOR, p. 232, 2001.
- [5] NobelActiveTM-, une résistance étudiée et éprouvée, [en ligne], <http://www1.nobelbiocare.com/fr/implants-and-abutments/products/nobelactive/technicalfacts.aspx>, Consulté le 1/5/2010.
- [6] Pompignoli M, Doukhan JY, Didier R. Prothèse complète: clinique et laboratoire. Tome 1, 3è ed. Rueil-Malmaison: CDP; 2004.
- [7] Shanahan TEJ. Physiologic jaw relations and occlusion of complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):203-5.
- [8] Aiche H, Antrassian J. Le rôle des dents artificielles en prothèse complète. *Quest Odontostomatol* 1984;9(33):39-46.
- [9] Citterio-Bigot H, Coeuriot JL, Martin JP, Cozlin A, Miche JP. Confection des bases et des selles en prothèse totale. *EncyclMédChir Odontologie* 1999;23-370-M-10.
- [10] Berteretche MV, Hüe O. Insertion et équilibrage occlusale. *EncyclMédChir Odontologie* 2005;23-325-G-10.
- [11] Schoendorff R, Millet C. Insertion d'une prothèse complète. Conseils au patient et soins ultérieurs. *EncyclMédChir Odontologie*. 1998;23-325-G-15.
- [12] <http://www.infosoins.fr/SoinsProt2.html#Adjointe>
- [13] Meyer JM, Degrange M. Alliages nickelchrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. *EncyclMédChir Stomatologie Odontologie* 1992;23-065-T-10.
- [14] Juri A. Steiner, Stephen J. Ferguson, G. Harry van Lenthe. Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone. *Biomechanics*, Volume 48, Issue 5, 18 March 2015, Pages 807-815
- [15] Dental implant induced bone remodeling and associated algorithm. 1989, 121 : 25-32.
- [16] Frank Montheillet, François Moussy. Physique et mécanique de l'endommagement. 2000;21(3):203-5.

- [17] Burdairon G., Attal J.P., Moulin P., Cohen F. Le titane et ses alliages en prothèse – Cah Prothèses Dent 2004 ;91(6) :541-547.
- [18] Haddad ArabiBulaqi, Mahmoud MousaviMashhadi, FaridehGeramipannah, Hamed Safari, MojganPaknejad. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. of Prosthetic Dentistry, Volume 113, Issue 5, May 2015, Pages 405-411
- [19] BOWMAN A. J. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fiber. Br. Dent. J. ; 1984, 156 : 87 -89.
- [20] Manley T. R., Bowman A. J. Denture bases reinforced with carbon. Br. Dent. J. ; 1979, 146 : 25-32.
- [21] Carroll C. E., Von Fraunhofer J. A. Wire, Reinforcement Of acrylic resin prostheses. J. Prost. Dent. ; 1984, 52, 5 : 639-641.
- [22] Coulaud H., Lussac J., Dupuis V. Prévention des fractures des plaques de résine acrylique des prothèses complètes maxillaires. Rev. Odonto. Stomatol. ; Midi Fr. ; 1985, 43, 2 : 83-87.
- [23] KELLY E. Fatigue fracture in denture base polymers. J. Prost. Dent. ; 1969, 21 : 257.
- [24] Ladizesky N. H, Leist C. F., Chow T. W. R E I N F o r cement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. J. Prost. Dent. 1992, 68 : 25-31
- [25] www.laboratoire-odic.com/Sadam/mon_sadam.php.
- [26] Golberg A.-J., Burstone C.- J.- The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent.Mat. - 8 : 197-202, 1992.
- [27] Ciers J.Y. - Targis/Vectris: les fibres de verre. ATD - 10 (6): 247- 252, 1999.
- [28] M.A. Freilich, J.C. Meiers, J.P. Duncan, A. J. Goldberg – Chicago. Fiber-Reinforced Composites in clinical dentistry : Quintessence books 2000. -106p.
- [29] Golberg A.J., Freilich M.A.- Materials design and clinical experience with fiber composites in dentistry. In : The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry 27, [30] August 1998, Turku, Finland. Symposium book of the European Prosthodontic Association -Turku - Vallittu PK, 1999.
- [31] Vallittu P.K. - Experience of the use of Glass Fibres with multiphase acrylic resin systems. In : The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry 27, 29 August 1998, Turku, Finland. Symposium book of the European Prosthodontic Association -Turku - Vallittu PK, 1999.
- [32] Marie-aimée Courbeyrotte, Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée, Thèse de doctorat, Université d’Auvergne Clermont I, 2001.

[33] Fabien Guillemot, Etude métallurgique d'alliage de titane pour application biomédicale, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.

CHAPITRE II

Biomécanique du système masticatoire et Implantation Dentaire

2.1. Introduction

La biomécanique, au sens étymologique, se définit par l'application de la mécanique à l'étude des systèmes biologiques de l'homme, de l'animal ou du végétal. Elle prend appui sur des connaissances d'anatomie, de physiologie, de physique, de conception mécanique, ... qu'elle exploite dans des domaines variés et parfois très spécialisés : l'ergonomie, le sport, la réadaptation, [1]...

Au cours de leur existence, beaucoup de personnes perdent des dents. Les raisons possibles en sont les accidents, les caries ou les maladies parodontales. En moyenne, la moitié des personnes âgées de 35 à 44 ans sont déjà perdu une ou plusieurs dents; chez un tiers des personnes de 65 à 74 ans, il manque déjà 10 dents ou plus. Alors que, par le passé, les dents manquantes étaient remplacées par des bridges conventionnels ou par des prothèses complètes ou partielles amovibles, la médecine dentaire moderne permet, avec les implants dentaires, de mettre en place d'une prothèse dentaire fixe qui présente plusieurs avantages par rapport aux solutions traditionnelles (voir pages suivantes). Lorsque l'implantologie moderne est devenue une technique bien établie, il y a environ 25 ans, on traitait surtout les personnes complètement édentées. Aujourd'hui, ce sont surtout les patients dits «en partie dentés» – ceux qui présentent un seul espace entre deux dents ou des arcades dentaires raccourcies – qui sont concernés [1].

2.2. Principes et concepts généraux

2.2.1. Biomécanique

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine. La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme. Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle). L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux

bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle [2].

2.2.2. Biomécanique de l'os

2.2.2.1. Caractéristiques mécaniques des matériaux

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os est indispensable pour la compréhension du mécanisme des fractures et pour le choix des techniques thérapeutiques.

Un jour de 1866, au cours d'une réunion de naturalistes, P. Meyrueis présentait une section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [3].

Parmi les auditeurs se trouvait Culmann, ingénieur et mathématicien de renom. Celui-ci fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os. Cette extrémité osseuse avait les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fairbairn dont les lignes de contraintes maximales étaient connues. Ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Culmann proposa aux biologistes une loi confirmée : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de charge avec le minimum de matériel.

L'idée fut acceptée et en 1986 Wolff [20] énonçait sa fameuse loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis [4].

2.2.2.2. Définitions

✓ *Force*

Une force est une action ou une influence telle qu'une traction ou une pression qui, appliquée à un corps libre, tend à l'accélérer ou à le déformer (force = masse \times accélération). Elle se définit par son point d'application, sa direction et son intensité. Un newton est une force qui, appliquée à une masse de 1 kg lui donne une accélération de 1 m par seconde carrée.

✓ *Contrainte*

Une contrainte (stress) peut être définie comme la résistance interne à la déformation, ou la force interne produite dans un matériau par l'application d'une charge extérieure.

Contrainte = charge / surface d'application de la charge. Suivant le système international, les contraintes sont exprimées en newtons par mètre carré ($1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$), parfois en N/mm^2 ($1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ méga pascal}$ ou MPa). Toutefois, de très nombreuses publications expriment encore les contraintes en kilogrammes-force par millimètre carré (kgf/mm^2). $1 \text{ kgf/mm}^2 = 9,81 \text{ MPa}$, c'est-à-dire pratiquement 10 MPa . Une grande partie des mesures concernant l'os ont été effectuées en utilisant les kgf/mm^2 . Nous conserverons donc ces unités. Le lecteur

obtiendra les résultats en MPa en multipliant les chiffres indiqués par 10. Forces et contraintes peuvent être classées en tension (traction), compression, flexion, torsion et cisaillement (Fig. 2.6). La tension tend à allonger le matériau et à le rétrécir. Inversement, la compression le raccourcit et l'élargit. Les deux agissent perpendiculairement à la surface du matériau.

Le cisaillement (shear stress) agit parallèlement à cette surface. La torsion provoque dans le matériau des contraintes perpendiculaires à l'axe neutre de la structure.

2.2.2.3. Déformation relative

La déformation relative que les Anglo-Saxons désignent sous le terme de strain est la déformation d'un matériau résultant de l'application d'une force ou d'une charge.

Il existe deux types de déformations relatives :

- les déformations en tension ou en compression qui s'expriment le plus souvent en pourcentage de la longueur initiale (DL/L) ou en centimètres par centimètre ;
- les déformations en cisaillement qui représentent le pourcentage de déformation angulaire du matériau et qui s'expriment en radians.

2.2.3. Biomécanique articulaire

2.2.3.1. Articulation Temporo-Mandibulaire Prothèse

L'articulation temporo-mandibulaire demeure peu étudiée. Des pathologies ou traumatismes particulièrement douloureux et invalidants imposent cependant d'envisager sa reconstruction (Fig. 2.1).

Deux modes de reconstruction, leurs indications et limites sont rapprochés : la chirurgie et l'implantation de prothèses. Des implants aux conceptions empiriques, essentiellement fondées sur des données d'anatomie, fournissent de premiers résultats : ruptures, mobilités retrouvées, douleurs [5].



Figure.2.1. L'articulation temporo-mandibulaire [5]

2.2.4. Biomécanique osteo-articulaire

Appliquée à l'homme, la biomécanique articulaire [6,7] étudie les actions, générées ou subies et leurs effets : cinématique normale ou perturbée, déformation, rupture, ... Dans le domaine du sport, elle permet d'analyser un geste, d'améliorer une performance ou d'adapter un matériel [8]. En orthopédie, elle permet d'envisager le remplacement (partiel ou complet) d'une articulation par une prothèse interne, d'apporter un soutien fonctionnel par une orthèse ou encore d'analyser des perturbations musculosquelettiques (scoliose, ...).

Le terme "prothèse" désigne une pièce ou un appareil destiné à remplacer, en totalité ou en partie, un organe, un membre ou une articulation en reproduisant parfois la géométrie (prothèse dentaire ou oculaire) et en offrant des fonctionnalités voisines. Selon le type de commande, la prothèse peut être active ou passive. Selon l'élément remplacé, elle peut être interne (articulation) ou externe, de fonction ou de seule fonction esthétique (dentaire). Le terme "orthèse" désigne tout appareil orthopédique qui immobilise (orthèse d'inactivité) ou soutient une partie du corps (orthèse d'activité ou dynamique) [8].

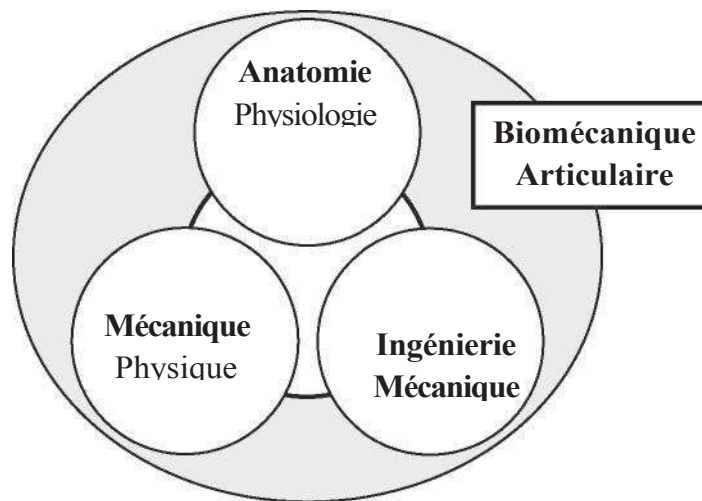


Figure.2.2. : Biomécanique articulaire [8]

L'analyse et la quantification des mouvements humains ou des actions transmises par une articulation s'effectuent à partir de méthodes expérimentales et analytiques complémentaires et s'appuient sur des connaissances d'anatomie ou de mécanique (Figure.2.2). La conception d'un implant emprunte la démarche de conception d'un produit industriel et intègre des données relatives aux matériaux, contacts ou liaisons mécaniques.

2.2.5. Articulation temporo-mandibulaire, objet de l'étude

Les dysfonctionnements de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) sont essentiellement liés à l'appareil ménisco-ligamentaire et musculaire. Il arrive que les surfaces articulaires et, par conséquent, l'articulation soient partiellement détruites. La technique chirurgicale retenue peut alors être l'implantation d'une prothèse [9].

2.2.5.1 Objet de l'étude

Cette étude s'inscrit dans une perspective, à long terme, d'élaboration d'une prothèse de l'articulation humaine. Elle a pour objectif plus rapproché, d'établir et de structurer des éléments de rédaction des cahiers des charges fonctionnel et technique dans une démarche de conception de produit industriel.

Les prothèses actuelles rencontrent des difficultés de qualité et fiabilité. Par suite d'une connaissance très incomplète du comportement de la liaison naturelle et de conceptions empiriques, elles n'autorisent actuellement qu'un retour très partiel vers la normale [9].

2.2.6.2. Approche "mécanisme"

Dans cette approche, l'articulation est assimilée à la liaison de deux éléments rigides d'un mécanisme. Les analyses de la géométrie et de la cinématique, des actions musculaires et de la transmission d'actions aux contacts, visent à caractériser l'articulation pour aborder ensuite l'élaboration d'un modèle de comportement.

Les déplacements autorisés et les actions transmises résultent de la géométrie des surfaces articulaires. L'étude comparative des morphologies de quelques mammifères montre que l'articulation se développe sous l'influence des modes alimentaires [9,54].

2.2.6.3. Anatomie comparée (sommaire) de l'articulation

La phylogenèse et l'anatomie comparée révèlent une ATM souvent spécialisée qui évolue avec la mastication. Ce constat justifie une présentation plus fonctionnelle que descriptive. Une première "dissection" du complexe articulaire et l'introduction du repérage utilisé en biomécanique introduisent le vocabulaire nécessaire pour la description [9,54].

2.2.6.4. Complexe articulaire

L'articulation met en relation des os dont les surfaces terminales, recouvertes de cartilage, sont séparées par un ménisque (Figure.2.3 et Figure.2.4). Des ligaments maintiennent les os

en position relative. La synovie assure la lubrification des surfaces de liaison (contact avec glissement) lors des déplacements [9,54].

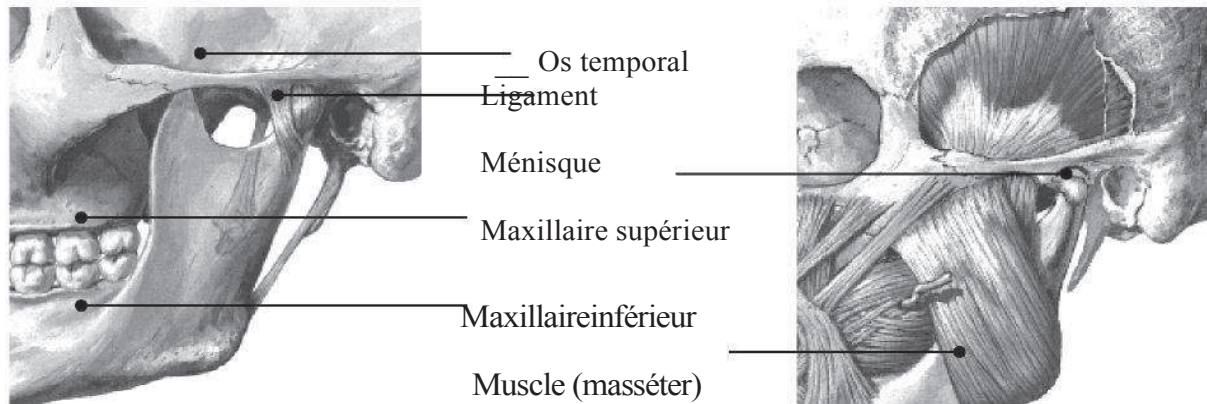


Figure.2.3. Articulation temporo-mandibulaire [54].

L'os (temporal ou mandibulaire) présente une géométrie complexe (Figure.2.12). Les surfaces articulaires comportent plusieurs zones.

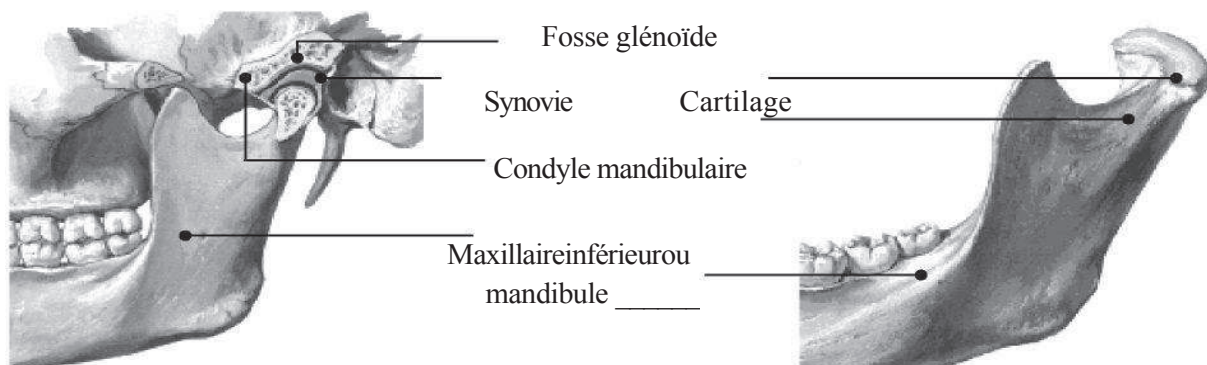


Figure.2.4. Surfaces articulaires [54]

Le terme condyle désigne une extrémité ou une zone convexe de la surface. La fosse glénoïde ou glène, concave, reçoit le condyle.

2.3. Repérage et mouvements

Le corps humain est le plus souvent représenté en position debout. Trois plans, deux à deux perpendiculaires, sont arbitrairement choisis avec un point commun au niveau de la seconde vertèbre sacrée [10,11]. Les intersections de ces plans définissent les axes d'un repère orthonormé direct et, par suite, le vocabulaire de cette étude [12].

2.3.1. Plans et repère anatomiques

Le plan frontal (noté Pf) correspond à une projection en vue de face (Figure.2.5), "contient" la colonne vertébrale, et divise ainsi l'espace en deux parties : la partie arrière ou postérieure et la partie avant ou antérieure. Le plan sagittal (noté Ps) correspond à une vue de profil, gauche ou droit, "contient" également la colonne vertébrale, et divise le corps en deux parties, la droite et la gauche. L'intersection des plans Pf et Ps définit l'axe vertical y . En vue de(S, y) dessus, le plan horizontal (noté Ph), perpendiculaire à l'axe, sépare le corps en deux parties, inférieure et supérieure. Enfin, l'intersection des plans Ps et Ph définit l'axe sagittal (S, z) et celle des plans Ph et Pf définit l'axe transverse (S, x) [12].

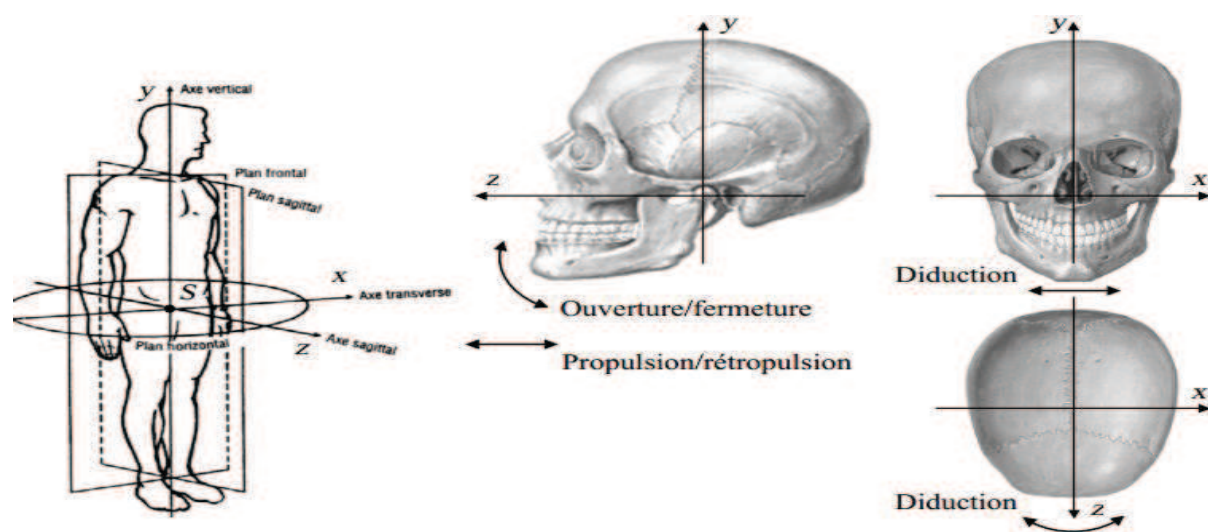


Figure.2.5. Repérage anatomique et définition des mouvements de la mandibule [54]

2.3.2. Mouvements de la mandibule

La mandibule apparaît suspendue dans un "hamac" musculaire et dotée de possibilités de mouvements selon et autour des trois axes anatomiques. Ces six degrés de liberté apparents sont-ils indépendants ? L'articulation peut-elle être assimilée à une "liaison libre" ? Le chapitre 4 répond partiellement à ces interrogations. Ce paragraphe introduit seulement le vocabulaire usuel en anatomie.

Dans le plan sagittal Ps, la projection de la mandibule est appelée propulsion vers l'avant et rétropulsion vers l'arrière. Ces deux mouvements imposent une légère ouverture buccale. L'abaissement ou l'élévation, également dans le plan sagittal, résultent de l'action des muscles masticateurs et sont encore nommés ouverture et fermeture

En première approximation, les mouvements de diduction (aussi appelés mouvements de latéralité) s'effectuent par translation dans un plan horizontal, parallèle au plan Ph, et par rotation autour d'un axe vertical situé à l'avant de l'axe (S, y).

La combinaison de ces principaux mouvements permet la circumduction indispensable pour la trituration et le broiement des aliments [54].

2.3.3. Déplacements mandibulaires et géométrie articulaire

L'anatomie comparée révèle les mouvements autorisés par l'ATM et souligne la relation qui existe entre les fonctions de l'articulation et ses caractères morphologiques. Cinq ordres significatifs et une famille par ordre retenu dans la classification de Linnée¹ sont rapprochés ici (Figure.2.6). Du régime alimentaire strictement carné du canidé à celui très diversifié du pongidé, puis de l'homme, le complexe articulaire se spécialise ou s'adapte. Des faisceaux musculaires sont privilégiés. Les degrés de mobilité et les amplitudes des déplacements sont également influencés par l'appareil digestif [13,14]. L'herbivore ruminant se trouve ainsi "privé" du condyle temporal [54].

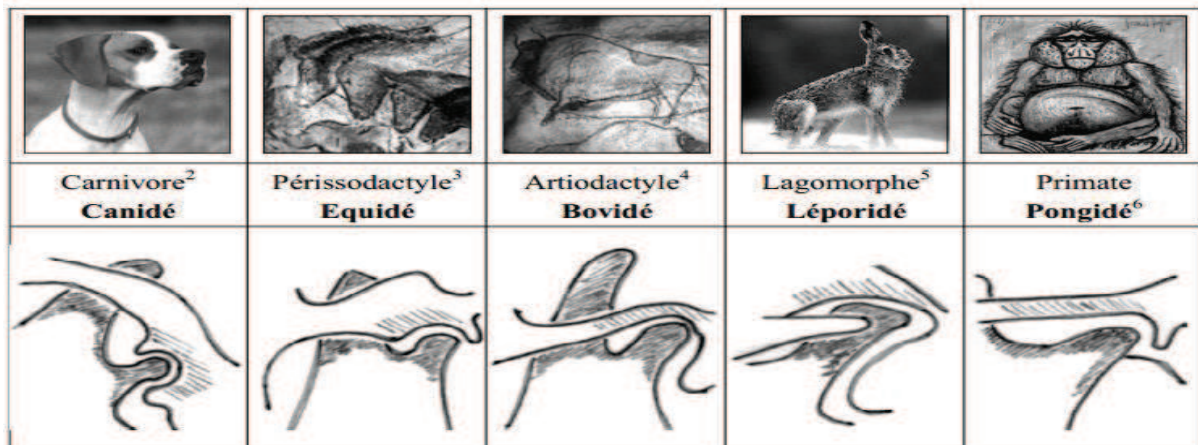


Figure.2.6. Cinq ordres de mammifères vertébrés, surfaces articulaires (vue latérale gauche) [54]

- **Carnivore**

L'alimentation du carnivore se limite à la chair animale déchiquetée grossièrement et, le plus souvent, rapidement déglutie. La glène est très concave et le condyle fortement cartilagineux dans sa partie supérieure. Les surfaces articulaires, non congruentes, sont harmonisées par un ménisque amarré au condyle mandibulaire. Seule la rotation (mouvement d'ouverture et fermeture) de la mandibule autour d'un axe transverse est possible.

- ***Equidé***

La glène du cheval (équidé), peu profonde, est limitée à l'arrière par une véritable butée. Le condyle mandibulaire est légèrement convexe. Au cours de la mastication, les mâchoires s'écartent peu mais les mouvements de diduction sont étendus. Le condyle temporal est peu marqué. Le masséter, caractéristique, constitue un broyeur puissant.

- ***Bovidé***

La glène d'un bovidé est presque inexistante, sans réel condyle temporal et juste marquée à l'arrière par une butée. En congruence avec un condyle mandibulaire très aplati, elle permet des mouvements de diduction particulièrement amples, nécessaires à l'herbivore ruminant. Le ménisque est large et lâche.

- ***Léporidé***

A la différence des rongeurs, les lagomorphes (lièvre, lapin, ...) possèdent une première paire d'incisives fortement développée et une seconde paire qui reste à l'état de moignon, à l'arrière de la première. Ils sont exclusivement herbivores. Le rodage continu (usure) des incisives impose une rétropulsion ample. La glène se présente sous la forme d'une gouttière et autorise ce mouvement que favorise le puissant ligament latéral externe. Le disque se prolonge vers l'arrière par une capsule épaisse (butée).

- ***Pongidé***

La famille des pongidés de l'ordre des primates¹ regroupe deux espèces de chimpanzés, le gorille et l'orang-outan. L'anatomie révèle une ATM non spécialisée, sans prédominance d'un groupe musculaire, autorisant des déplacements et des fonctions masticatoires très élargies. Le régime alimentaire se diversifie : fruits, feuillages, écorces, insectes ...

- ***Hominidé***

La classification réserve à l'homme, seul, la famille des hominidés² dans l'ordre des primates. L'articulation n'est pas spécialisée et aucun groupe musculaire ne semble, à priori, prédominer. La régression de la mastication s'accompagne d'un développement des fonctions phonatoires. L'évolution de l'ATM est partiellement régie par ce développement.

2.3.4. Développement de l'articulation humaine

La formation de l'ATM humaine débute avec la période foetale et se poursuit très au-delà de la naissance selon des contraintes fonctionnelles et morphogénétiques [15].

In utero, le flux buccal et la déglutition du liquide amniotique modèlent le condyle mandibulaire et la glène, peu profonde. Ce modelage résulte également du développement

de la langue, de l'œil, du cerveau (crâne) et du nez (flux nasal). L'ensemble est adapté à la succion et à une alimentation liquide avant la naissance.

La période post-natale est tout d'abord marquée, lors du passage de la vie aquatique à la vie aérienne, par un développement des fonctions respiratoires et nasales puis par une croissance asynchrone de la face et du cerveau. Jusqu'à six ans, sous la poussée cérébrale, la croissance du crâne est rapide alors que celle de la face reste lente et discontinue. La modification du régime alimentaire, l'action de la langue et de la mastication creusent alors la glène et façonnent le condyle mandibulaire [54].

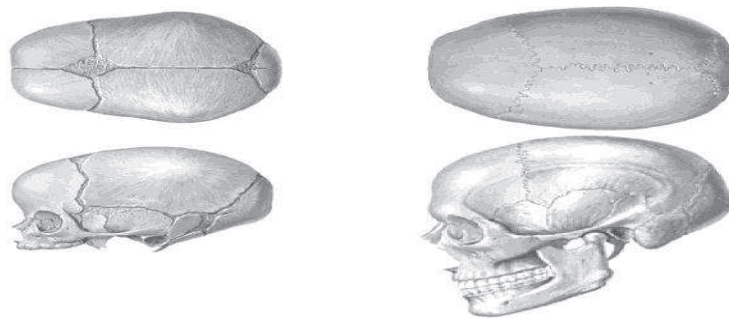


Figure.2.7. Crânes d'enfant et d'adulte [54]

La poussée de croissance est maximale lors de la mise en place de la seconde dentition. Les sutures crânio-faciales allongent alors l'arc mandibulaire vers l'arrière. La croissance des sinus maxillaires développe le maxillaire supérieur vers l'avant. L'articulation temporo-mandibulaire de l'adulte (Fig.2.7) est le résultat complexe de ces contraintes, des relations dentaires (occlusion) et des actions musculaires.

2.4. Le tissu osseux

2.4.1. Les différents types d'os

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ $\frac{1}{4}$ du poids de l'os), de matières organiques et de sels minéraux. La matrice de l'os est formée d'une partie organique (fibres de collagène), d'une phase minérale d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium) et de carbonate de calcium, le tout est parcouru par un réseau de cellules et de vaisseaux sanguins (Fig.2.8).

D'un point de vue macroscopique l'os est constitué d'une couche extérieure compacte appelée os corticalet d'un cœur poreux, s'il existe, appelé os spongieux outrabéculaire. Il s'agit alors d'un tissu hétérogène avec une architecture interne complexe, due à une répartition spatiale des pores, lui procurant un comportement mécanique anisotrope, c'est-à-dire qu'il présente un comportement différent en réponse à des contraintes mécaniques, en fonction de la direction d'application de ces contraintes [16.17].

2.4.2. La matrice extracellulaire (MEC)

• La matrice organique

La MEC organique est composée de microfibrilles de collagène I, de protéoglycanes, d'ostéopontine (reliant l'hydroxy-apatite aux cellules osseuses), d'ostéonectine (intervenant dans la minéralisation par son affinité pour le collagène I et le calcium), d'ostéocalcine (marqueur des ostéoblastes matures, intervenant dans la minéralisation), de sialoprotéine osseuse et de thrombospondine (permettant l'attache des cellules osseuses à la MEC via un récepteur membranaire de la famille des intégrines). La MEC osseuse contient des cytokines et facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes et jouant un rôle fondamental dans la régulation du remodelage du tissu osseux et de la minéralisation de la MEC osseuse.

• La phase minérale

Elle est constituée de cristaux d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium cristallisé) et de carbonate de calcium. Ces cristaux sont visibles en microscopie électronique entre les fibres de collagène et/ou à l'intérieur de celles-ci, sous la forme de petites aiguilles hexagonales, denses aux électrons. Les ions Ca^{++} et $\text{P}^{\text{O}4}$ situés en surface des cristaux participent à des échanges rapides avec le liquide interstitiel et donc avec le courant sanguin. L'os, qui contient 98 % du calcium de l'organisme, représente un réservoir de calcium et joue un rôle primordial dans le métabolisme phosphocalcique. La minéralisation de la MEC osseuse rend compte de la dureté de l'os.

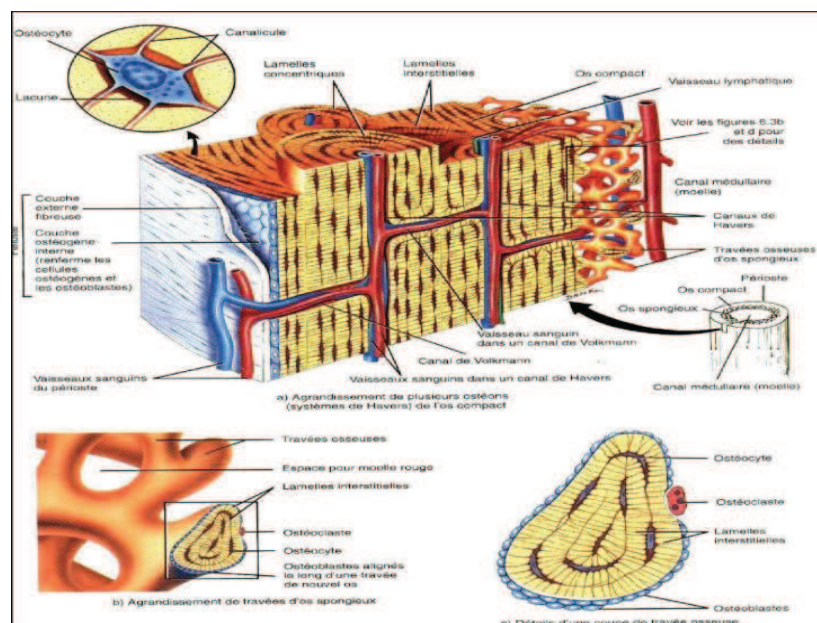


Figure. 2.8 Représentation du tissu osseux : périoste, os compact et spongieux d'après [16,17]

2.4.2.1. Structure de l'os cortical ou compact

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux. Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers. Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique (Fig.2.8).

2.4.2.2. Structure de l'os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, situé sous la corticale de tissu compact. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur, sur lesquelles s'exerce les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurales élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse). Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0,5 et 1mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire (Fig.2.8) [18].

2.4.3. Comportement mécanique du tissu osseux

L'os n'est pas un matériau inerte comme les matériaux classiques d'ingénierie, c'est un tissu vivant en perpétuelle évolution. Il subit un remaniement constant, le squelette se renouvelle de 10% tous les ans, il est continuellement résorbé et reconstruit. Bien que ce phénomène de remaniement soit le propre de tout os sain, la reconstruction est ralentie avec le vieillissement. Les changements de l'architecture et des propriétés induits par le vieillissement du tissu osseux sont bien connus. Des nombreuses études (Evans 1976 [15.16], Burstein et al.1976 [17], Mosekilde 1988 [18], Parfitt [19] ont été menées pour décrire ce phénomène. L'importance de ces études croît rapidement avec l'allongement de la durée de vie de l'homme. Il est reconnu, au moins en absence des maladies dégénératives de l'os, qu'une activité physique régulière permet de retarder la dégradation de l'os.

Une autre forme de ce remaniement est connue sous le nom d'adaptation fonctionnelle et a été formalisée par Wolff [20] postulant qu'il existe une corrélation entre le champ de contraintes s'exerçant dans l'os et son architecture. Dans d'autres termes, l'os est une structure optimale par rapport à son environnement mécanique. Il a une habilité de maintenir une configuration géométrique optimale en adaptant sa forme extérieure et sa microstructure interne en fonction des stimuli mécaniques telle que la (vitesse de) déformation, la (vitesse de) contrainte ou l'énergie de déformation. Un autre exemple est lié à la mise en place d'un implant perturbant l'équilibre local de l'os dans son voisinage. La réussite de l'ostéointégration dépend du remaniement de l'os autour du corps étranger qui est l'implant.

Comme nous le verrons plus loin, ce remaniement dépend fortement des sollicitations auxquelles l'implant et l'os environnant sont soumis. Dans les trois cas cités ici, il apparaît un couplage entre les champs mécaniques exerçant dans le tissu osseux et le processus de remaniement de sa structure conduisant au changement des champs mécaniques. Un tel couplage fort est connu dans les sciences des matériaux. Citons par exemple le cas de la plasticité des métaux où les propriétés du matériau et sa microstructure sont induites par les déformations plastiques qu'il subit (Lipinski et al.1995 [21]). Cependant, de très fortes différences existent entre les deux évolutions. D'une part, l'évolution des propriétés des matériaux non vivants se fait pratiquement uniquement en respectant le principe de la conservation de masse. Ce principe n'est pas observé par les tissus vivants.

2.5. Prothèses dentaires et Implantologie

2.5.1. Histologie

De nombreuses études au niveau cellulaire ont tenté de mieux comprendre l'effet de l'action de mise en charge d'un implant sur la différenciation des cellules qui l'entourent après sa mise en place. Tout semble une question d'intensité, comme le démontrent les études sur la Formation de la cal après fracture osseuse (Carter et Giori 1991 [25]). Des déformations dites physiologiques (500-3 000 microdéformations) appliquées à l'os amènent la formation d'un os bien minéralisé. En revanche, des valeurs supérieures peuvent plutôt différencier le tissu cicatriciel vers du tissu fibreux (Meyer et al.1999 [26]). Au départ, l'interface consiste en un os « tissé » qui n'a pas les mêmes propriétés que l'os lamellaire.

L'application sur le tissu osseux d'une certaine charge peut favoriser la minéralisation mais une surcharge cause un dommage. C'est Frost 1982 [27] qui a introduit le concept d'une

micro déformation minimale de 500 μm pour maintenir un remodelage osseux physiologique. Des déformations de plus de 4000 μm aboutissent par contre à une différenciation de l'os, une résorption et, dans les cas d'implantation, à un échec.

C'est pour limiter et mieux répartir ces déformations que, lors de la mise en place d'implants dans les cas d'endements totaux et, dans une certaine mesure dans les cas d'édentements partiels, on interconnecte le plus rapidement possible les implants de façon rigide et on les dispose en arc de cercle.

2.5.2. Les prothèses

2.5.2.1. Définition

Une prothèse est un dispositif artificiel destiné à remplacer une partie anatomique de l'organisme (portion de membre, membre complet, organe ou articulation) d'une façon aussi fonctionnelle et esthétique que possible. Les prothèses désignent des appareils très différents les uns des autres, allant des prothèses complètes de membre sectionné ou amputé aux prothèses valvulaires cardiaques, en passant par les prothèses dentaires, acoustiques, etc. L'apparition de nouveaux matériaux, résistants, légers, flexibles, bien tolérés par l'organisme permet à la recherche d'envisager la substitution d'un membre ou d'un organe et le contrôle total des mouvements et des fonctions par le cerveau. Les domaines dans lesquels les prothèses sont proposées sont de plus en plus nombreux, grâce aux progrès de la technologie robotique et à la micronisation de cette technologie [28].

2.5.2.2. Historique

L'histoire des prothèses remonte à l'aube de l'humanité. Elles sont liées au développement des civilisations et des cultures et aux découvertes et inventions dans le domaine de la médecine. Les premiers hommes, dès qu'ils adoptèrent la station debout, ont naturellement cherché à conserver cette posture. Il leur a fallu donc trouver des béquilles et des aides pour remplacer leur membre amputé ou estropié. Les plus vieilles prothèses retrouvées datent des Egyptiens. Grecs et Romains ensuite en ont aussi fabriqué. Puis, pas grand chose jusqu'au Moyen-âge avec surtout des prothèses pour les combats. La Renaissance et le renouveau du développement des sciences (médecine, chirurgie) ont largement contribué à un nouvel essor de l'appareillage. Mais c'est surtout la révolution industrielle du XIXe siècle et les deux Grande Guerre qui ont permis le développement du monde prothétique et une meilleure prise en charge des amputés. Les anciens principes et concepts sont toujours de mise, mais grâce à

l'évolution de la technologie et des matériaux, leur application en est démocratisée et bien plus physiologique [29].

2.5.2.3. Difficultés techniques

L'élaboration d'une prothèse pose les problèmes suivants [30]:

- ✓ la manière dont elle va simuler l'action de la partie remplacée (biomécanique, ergonomie) ;
- ✓ la tolérance de l'organisme vis-à-vis de ce corps étranger ;
- ✓ dégradation chimique du matériau dans le corps humain (par corrosion) ;
- ✓ usure mécanique, et notamment du fretting (usure sous un faible débattement, avec accumulation des produits d'usure au niveau de la surface de contact) ;
- ✓ lorsque les produits d'usure s'échappent, ils peuvent provoquer des granulomes : étant des corps étrangers, ils sont absorbés par les macrophages, formant les granulomes ; ces granulomes entraînent une résorption de l'os autour de la prothèse (ostéolyse périprothétique) ce qui fragilise l'ancrage et rend problématique le remplacement ;
- ✓ l'esthétique.

2.5.2.4. Différents types des prothèses

La figure ci-dessous montre quelques-unes des prothèses actuellement disponibles en chirurgie humaine (Fig.2.9).

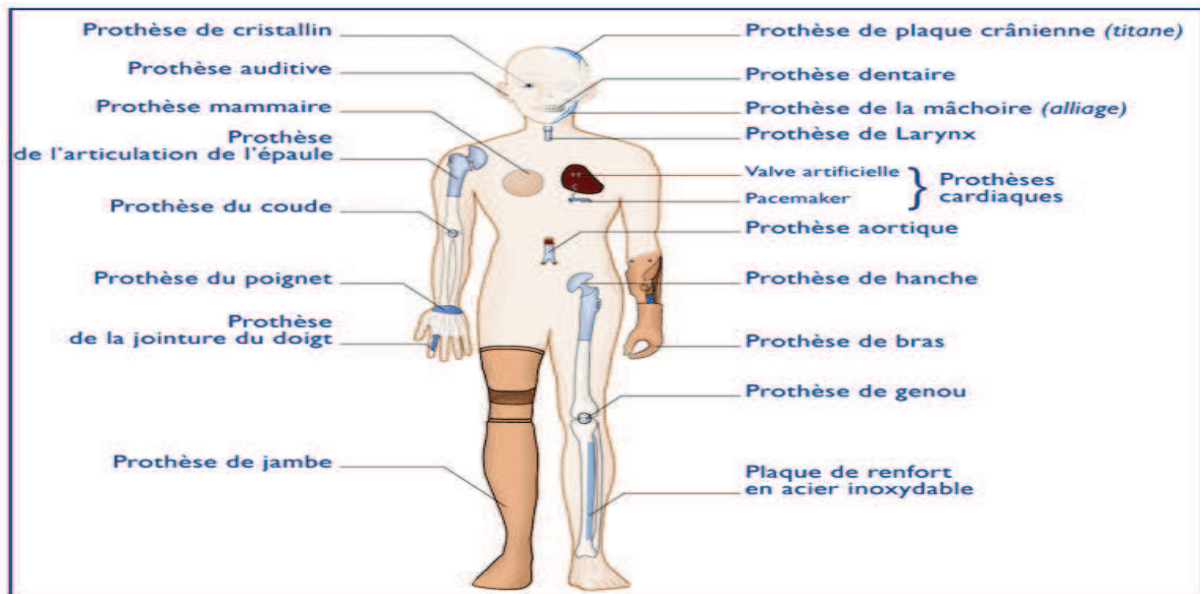


Figure.2.9. Différents types de prothèses [30]

2.5.3. Généralités sur les prothèses dentaires

2.5.3.1. Définition et historique

La prothèse dentaire est la partie de la dentisterie qui s'occupe essentiellement de remplacer les dents manquantes par des substituts artificiels pour permettre une bonne distribution des forces au cours de la mastication et empêcher les sollicitations anormales des dents restantes. La nature de la restauration dépend de l'état des dents et des structures de soutien [31,32].

Donc, le remplacement des dents a pour but de :

- ✓ Restaurer la fonction masticatoire ;
- ✓ Restaurer l'esthétique ;
- ✓ Maintenir la santé des structures buccales ;
- ✓ Eviter la migration ou version des dents restantes,
- ✓ Eviter la surcharge des dents restantes (mobilité et usure),
- ✓ Favoriser le maintien du parodonte,
- ✓ Eviter les pathologies des muscles des mâchoires et de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM).

Bien longtemps avant 1ère chrétienne, les Phéniciens, les Etrusques, les Grecs, les Chinois, avaient tenté de rétablir l'intégrité d'un sourire. Peu de documents permettent cependant d'affirmer d'une façon certaine, la date où la prothèse dentaire fit son apparition. Au début du XVIe siècle, en Suisse, une édentation totale était traitée à l'aide de deux prothèses taillées dans un fémur de boeuf et reliées entre elles par deux ressorts. L'objectif d'une telle restauration était uniquement constitué par le rétablissement de l'esthétique.

Mais tout cela a très peu évolué au cours des siècles et on peut dire que la médecine dentaire moderne a fait réellement ses débuts en 1728 quand le Français FAUCHARD publia un traité décrivant plusieurs types de restaurations dentaires y compris une méthode pour la construction de dents artificielles à partir de l'ivoire. En 1756, Philippe PFAFF fut le premier à mettre au point une technique d'empreinte. PFAFF utilisait de la cire, qu'il ramollissait à la chaleur et dans laquelle devait mordre le patient. Le dentiste remplissait alors de plâtre le négatif obtenu et enlevait la cire.

Cette remarquable découverte ne fut exploitée malheureusement qu'une centaine d'années plus tard.

La seconde moitié du XIXe siècle fut marquée par les premières recherches sur la porcelaine et sur l'amalgame. Toutefois, avec les années d'expériences, on se rendit rapidement compte que la qualité des matériaux utilisés variait énormément et ceci non seulement d'une marque

de fabrique à l'autre, mais également chez le même producteur. Dans l'intention de contrôler la constance de la qualité des produits mis en vente sur le marché, une société dentaire américaine, dite ADA (American Dental Association), établit en 1928 des normes concernant les propriétés que doivent avoir les matériaux utilisés en médecine dentaire [55].

2.5.3.2. Élaboration et Conséquences des prothèses dentaires

La réalisation d'une prothèse dentaire est complexe. Elle nécessite de nombreuses étapes pour atteindre et optimiser le résultat final.

Ce résultat dépend tant de facteurs anatomiques et fonctionnels que d'aspects techniques.

La réussite est en partie conditionnée par l'obtention d'un modèle de travail reflétant avec exactitude les réalités anatomiques et fonctionnelles.

Ce résultat ne peut être obtenu qu'en respectant scrupuleusement toutes les étapes d'élaboration de la prothèse et plus particulièrement des empreintes préliminaires et secondaires [33,55].

L'empreinte préliminaire est obtenue avec un porte-empreinte de série et un matériau précis, peu onéreux, destiné à la réalisation du modèle d'étude et du porte-empreinte individuel.

L'empreinte secondaire, anatomie-fonctionnelle, est plus complexe. Elle est construite avec un porte-empreinte individuel, réalisé sur le modèle issu de l'empreinte préliminaire.

Les matériaux utilisés sont multiples et spécifiquement adaptés à la technique choisie. Le résultat obtenu doit préfigurer l'intrados et les bords de la future prothèse.

L'empreinte préliminaire et l'empreinte secondaire sont indissociables. Les différents matériaux utilisés dans les deux empreintes sont complémentaires.

C'est à partir des empreintes de la cavité buccale du patient, effectuées par le chirurgien-dentiste, que le prothésiste dentaire débute son travail. Le prothésiste, technicien en prothèse, est l'artisan qui conçoit, réalise, répare ou modifie des appareils de prothèses dentaires. Il choisit le matériau qui s'avère le plus adapté : céramique, résine, métaux (or, platine, etc.), pâtes thermoplastiques, en tenant compte de la demande du patient (une prothèse en céramique est plus coûteuse qu'une prothèse métallique) et de l'emplacement de la prothèse dans la bouche. Puis il sculpte, moule ou modèle. Après la fabrication, il effectue les finitions : ponçage, meulage et polissage à l'aide de machines et de matériaux abrasifs, et enfin coloration par application au pinceau de poudres et de porcelaine. Une fois la prothèse achevée et essayée sur le patient, il peut intervenir à nouveau, à la demande du praticien, pour d'éventuelles finitions et ajustements. Le prothésiste doit donc posséder une connaissance parfaite de la morphologie dentaire, un sens de l'harmonie et de l'esthétique faciale [34].

Toutes les prothèses dentaires ont une durée limitée. Elles doivent donc être vérifiées régulièrement et renouvelées environ tous les cinq ans. Plusieurs raisons motivent le renouvellement d'une prothèse dentaire et ce sont les plus lourdes de conséquences qui sont malheureusement méconnues du grand public. Nous en énumérons quelques-unes ci-dessous [35].

En premier lieu, mentionnons l'instabilité de la prothèse. Au cours des années, la gencive se résorbe et, lorsque la prothèse n'est pas ajustée régulièrement, elle n'offre que peu de points d'appui en bouche. Ce phénomène engendre une certaine mobilité et la friction de la prothèse sur les tissus buccaux cause graduellement des inflammations et des irritations. Ces dernières sont souvent indolores et le patient s'y adapte. Après un certain temps, il y a formation d'un tissu hyperplasique et, dans certains cas; celui-ci devra subir une ablation chirurgicale avant qu'une nouvelle prothèse puisse être mise en bouche. Un autre facteur entre également en ligne de compte au cours des années. Les dents jaunissent, perdent de leur éclat et l'acrylique s'affaiblit; les dents subissent une usure. L'espace entre les dents augmente en conséquence et le patient doit fournir un effort supérieur à la normale afin d'obtenir une mastication efficace. À la longue, ces changements engendrent des problèmes au niveau de l'articulation et peuvent occasionner des maux de tête, d'oreille ou de cou.

En dernier lieu, mentionnons l'importance de corriger le support des lèvres. A cause de la résorption des gencives, il se forme de petits plis autour des lèvres ainsi que des creux latéraux à la base du nez, et les patients paraissent plus âgés. Un tel inconvénient est facilement corrigé par le denturologiste.

2.5.3.3. Différents types de prothèses dentaires

Il existe trois types principaux de prothèses dentaires, chacune servant à résoudre un problème particulier [36,55] :

- ✓ Prothèse conjointe ;
- ✓ Prothèse adjointe ;
- ✓ Prothèse sur implant.

2.5.3.3.1. Prothèse conjointe

La prothèse conjointe (fixée, scellée, définitive), destinée à rester en bouche aussi longtemps que possible, reconstitue la dent en se rapprochant le plus possible d'une dent naturelle. Il peut s'agir d'une couronne unitaire qui remplace tout ou partie d'une dent délabrée. Cela peut être aussi un bridge (pont) qui remplace une ou plusieurs dents absentes en prenant appui sur des

dents voisines que l'on doit couvrir à cet effet, ou bien une dent à tenon (pivot) se fixant dans la racine.

❖ Couronne

La couronne, est une bêche qui s'adapte au-dessus de la dent, permet de reconstituer une dent délabrée ou encore de corriger un défaut de forme, de teinte ou une malposition dentaire. Elle peut être simple ou associée à un inlay-core.

Selon l'emplacement de la dent ou les exigences esthétiques du patient, la couronne choisie peut être, entièrement en métal (acier, Ni-Cr, Cr-Co, alliage semiprécieux contenant de l'or blanc, alliage précieux à base d'or jaune), en céramique avec une chape métallique (céramo-métallique), en céramo-métallique à tenon, entièrement en céramique (céramo-céramique), ou en céramo-céramique à tenon.

❖ Bridge

Le bridge permet de, remplacer une ou plusieurs dents absentes en s'appuyant sur les dents adjacentes, corriger la fonction de la dent manquante ainsi que l'esthétique. Il est possible de réaliser un bridge de plus grande étendue pour remplacer plusieurs dents, il faut prendre appui sur plusieurs dents (les piliers). Tout comme la couronne, le bridge dentaire peut être métallique, céramo-métallique ou tout en céramique. Il est scellé ou collé. La prothèse est rapidement et facilement intégrée dans la cavité buccale [55].

Le bridge joue un double rôle : il couronne les dents abimées et remplace la dent manquante (Fig.2.10) [37].

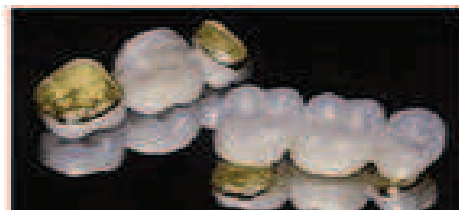


Figure.2.10. Bridge en céramo-métallique [37]

❖ Inlay-core

En cas de dent trop délabrée pour être reconstituée au fauteuil, il faut réaliser un inlay-core. Cet inlay-core, ou reconstitution coulée, généralement en titane, est un faux moignon ancré dans la racine de la dent par un tenon qui servira d'ancrage à la couronne au dessus (Fig.2.11) [37].

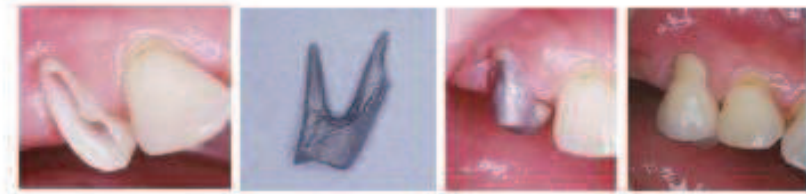


Figure.2.11. Pose de l'inlay-core et de la couronne [37]

La tendance actuelle est de réaliser un inlay-core en or jaune et une couronne en céramique (Fig.2.12) [37].

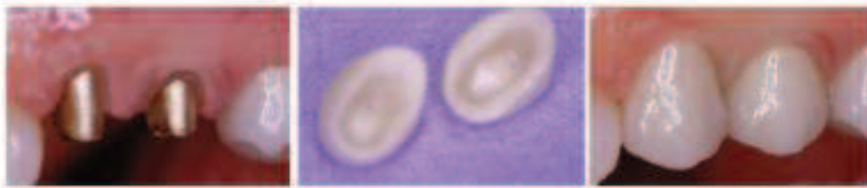


Figure.2.12. inlay-core en or et couronne en céramique [37]

2.5.3.3.2. Prothèse adjointe

La prothèse adjointe (amovible, transitoire), destinée à rester en bouche pendant un temps limité, permet de remplacer les dents manquantes et la gencive. C'est une solution d'attente de cicatrisation, d'aménagement tissulaire permettant de restaurer rapidement l'esthétique et la fonction. Cette solution est retenue dans le cas où la pose d'une prothèse conjointe est impossible.

Ce type de prothèse a l'avantage d'être économique et rapide à réaliser, mais est redouté par les patients pour son amovibilité et son encombrement.

Elle comporte une base servant de support aux dents artificielles. Le plus souvent, cette base est en résine acrylique imitant la gencive alors que les dents artificielles sont en résine acrylique ou en céramique (porcelaine). Les dents en porcelaine sont très esthétiques et bien plus robustes que les dents en acrylique. Leur inconvénient majeur est qu'elles font du bruit quand elles claquent. La base de la prothèse s'appuie, en partie sur les dents restantes, en partie sur la gencive et l'os sous-jacent. L'armature peut-être en métal coulé, qui permet d'obtenir des plaques plus fines, pour réduire la surface d'appui et de bien respecter la gencive autour des dents restantes [55].

Deux possibilités existent :

- une prothèse adjointe partielle (PAP) dans le cas où il reste encore des dents en bouche ;
- une prothèse adjointe totale (PAT) dans le cas où il ne reste plus de dent.

2.5.3.3.3. Prothèse adjointe partielle

C'est une prothèse qui remplace une ou plusieurs dents de la mâchoire. Sa tenue est assurée par des crochets qui, dans certains cas, peuvent être visibles. Elle doit être retirée tous les jours pour le nettoyage. Cette prothèse est facilement réparable et évolutive (des dents extraites par la suite peuvent être rajoutées sur l'appareil). Elle est constituée d'une base en résine (prothèse en résine) ou d'une armature métallique (stellite), elle est garnie de selles acryliques supportant les dents de remplacement.

La résine convient pour les appareils provisoires qui s'imposent au moment des extractions dentaires ; elle permet des réalisations moins onéreuses. En effet, la plaque de résine écrase la gencive et les crochets risquent de carier les dents restantes (Fig.2.13) [37].



Figure.2.13. Prothèse en résine du maxillaire supérieur [37]

Beaucoup plus confortable et moins encombrant, le stellite, prothèse d'armature de métal, remplace aujourd'hui les prothèses en résine. Il est confectionné avec un alliage à base de chrome-cobalt, biocompatible, ayant une bonne résistance à la corrosion. Il est très solide et plus léger que la prothèse en résine acrylique. Il ne gêne que très peu les mouvements de la langue tout en diminuant la période d'adaptation. Maintenu en bouche à l'aide de crochets et d'appuis sur quelques dents naturelles, il s'intègre parfaitement et présente une grande stabilité. Dans certains cas, les crochets visibles et inesthétiques peuvent être remplacés sur ce type de prothèse par des attachements invisibles (boutons pression) (Fig.2.14) [37].



Figure.2.14. Stellite du maxillaire inférieur [55]

Mais la raison pour laquelle on le considère comme une prothèse de qualité supérieure, c'est parce que, munie d'appuis, il n'écrase pas les tissus buccaux et n'endommage pas les dents naturelles restantes. De plus il ne cause pas de caries dentaires lorsque les gens pratiquent une hygiène rigoureuse. Il est d'entretien facile et nécessite très peu d'ajustement lors de la mise en bouche [55].

2.5.3.3.4. Prothèse adjointe totale

C'est une prothèse qui remplace la totalité des dents d'une arcade. Les dents prothétiques sont fixées sur une base en résine, fabriquée sur mesure, qui épouse exactement la forme de la gencive. Ces dents peuvent être en résine renforcée ou en porcelaine.

La tenue des prothèses totales est assurée par un phénomène de succion adhésive, on peut comparer cela à deux plaques de verre collées par un film d'eau. La salive joue le rôle du film d'eau et assure le joint de rétention [55].

Sa retenue se fait alors sur la muqueuse buccale, sur des racines dentaires ou sur des implants dentaires (Fig.2.15) [37].



Prothèse totale supérieur prothèse totale prothèse totale inférieur

Figure.2.15. Prothèse adjointe totale [37.55]

2.5.3.4. Prothèse sur implant

L'implant est une racine artificielle qui permet d'offrir des ancrages stables, résistants et durables sur lesquels s'adapte une prothèse dentaire amovible ou fixée. L'implant, qui a la forme d'une petite vis, s'intègre progressivement à l'os. Il est fabriqué en titane, matériau compatible avec les tissus et l'os humain.

Les implants dentaires ont révolutionné l'approche traditionnelle de la dentisterie et représente une avancée encore impensable il y a seulement quelques années car:

- ✓ Ils permettent de retrouver la qualité, le confort et l'esthétique des dents naturelles ;
- ✓ Ils empêchent la perte osseuse, après que la dent ait été extraite ;
- ✓ Ils permettent une bonne stabilisation et facilitent la mastication ;

- ✓ Ils augmentent la confiance en soi et permettent de se débarrasser de certains complexes.

Il convient de noter que la pose d'implants est contre-indiquée chez les patients immunodéprimés, et risquée chez les diabétiques, les patients à haut risque cardio-vasculaire et les grands fumeurs.

La chirurgie implantaire est actuellement bien codifiée. Les taux de succès sont très élevés et augmentent sans cesse avec les progrès de la recherche.

Il existe deux possibilités des prothèses sur implants:

- Les prothèses fixes sur implants ;
- les prothèses adjointes sur implants.

2.5.3.4.1. Prothèse fixe sur implant

Pour les prothèses fixes sur implants, il s'agit soit de couronnes, soit de bridges. Il convient de régler parfaitement l'occlusion, car l'implant est totalement fixe alors que la dent naturelle est légèrement mobile. Lorsque leur mise en place est possible, les implants permettent de ne pas surcharger les dents naturelles. En effet, dans les bridges traditionnels, la dent-support accomplit non seulement le travail qui lui incombe, mais aussi celui des dents qu'elle remplace, ce qui à long terme peut endommager le pilier (Fig.2.16) [38].

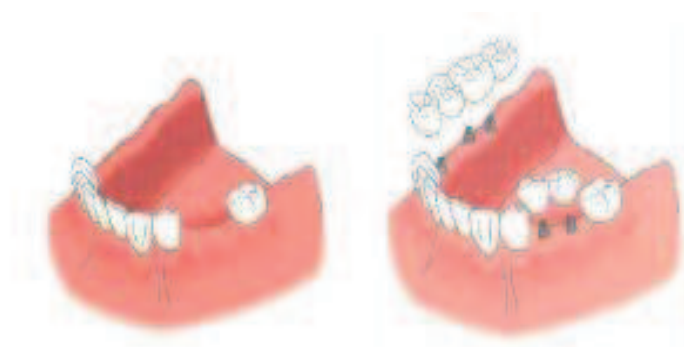


Figure.2.16 Bridge sur implants [38]

2.5.3.4.2. Prothèses adjointes sur implants

Pour les prothèses adjointes, qui posent très souvent un problème de stabilité, il s'agit de prothèses totales supérieures ou inférieures. La prothèse est reliée aux implants par des boutons pression ou par des cavaliers sur une barre de rétention (stabilisation). La pose de deux implants suffit déjà à stabiliser la prothèse dentaire (fig.2.17) [39].

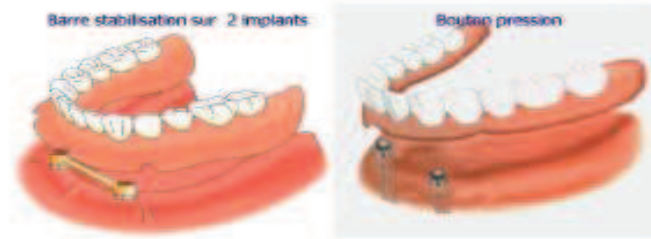


Figure.2.17. Barre et boutons de stabilisation sur deux implants [39]

Le bouton pression est constitué de deux parties :

- ✓ La partie femelle est mise en place dans l'intrados de la prothèse dentaire ;
- ✓ La partie mâle est vissée dans les implants dentaires.

Voici un exemple pour la pose de deux implants et l'adaptation de deux boutons pression sur une prothèse totale inférieure (Fig.2.18) [40].



Partie mâle vissée dans les implants dentaire [40]



Partie femelle solidarisée à l'intérieur de la prothèse dentaire

Figure.2.18. Prothèse totale inférieure retenu par deux boutons pression [40]

Au maxillaire on ne réalise que rarement des boutons pressions, le choix thérapeutique se portant plutôt sur des barres reposant sur trois ou quatre implants dentaires, ce qui permet de supprimer une grande partie de la prothèse au niveau du palais, et d'apporter ainsi un confort hautement appréciable.

Voici un exemple pour la pose de quatre implants et l'adaptation d'une barre de stabilisation sur une prothèse totale supérieure (Fig.2.19).



Barre vissée sur quatre implants cavaliers fixés à l'intérieur de la prothèse

Figure.2.19. Prothèse totale supérieure retenue par une barre vissée sur quatre implants [40]

2.5.3.5. Propriétés et choix des prothèses dentaires

Les prothèses dentaires doivent répondre à des impératifs mécaniques, biologiques, physico-chimiques, fonctionnels, et esthétiques. Les exigences liées à la mise en œuvre des prothèses sont d'ordre qualitatif. En effet, les seules exigences dans ce domaine résident dans la précision dimensionnelle des pièces ou leur compatibilité et non dans la facilité de mise en œuvre qui apparaît en second plan [55].

2.5.3.5.1. Propriétés mécaniques

On attend d'une prothèse dentaire qu'elle ait des propriétés mécaniques (au sens large du terme) aussi proches que possible voir supérieures à celles d'une dent naturelle (voir annexe 4). On évitera notamment d'avoir une limite à la rupture inférieure à celle de l'émail qui est le revêtement naturel d'une dent afin que la mastication normale n'endommage pas la prothèse. On donne quelques exigences concernant [55]:

❖ L'implant :

- ✓ Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;
- ✓ Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;
- ✓ Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;
- ✓ Dureté Knoop $> 68 \text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine);
- ✓ K1C (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un implant céramique $> 10 \text{ Mpa m}^{1/2}$.

❖ Le bridge

- ✓ Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;
- ✓ Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;
- ✓ Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;
- ✓ Dureté Knoop $> 68 \text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine) ;
- ✓ K1C (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un bridge céramique $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

❖ La couronne

- ✓ Limite à la rupture $\geq 384\text{MPa}$ (limite à la rupture de l'émail) ;
- ✓ Module d'élasticité $\geq 84.1\text{GPa}$ (Module d'élasticité de l'émail) ;
- ✓ Dureté Knoop $< 343\text{ kg/mm}^2$ (dureté de l'émail) car si elle est trop élevée, la force est directement transmise à l'os et on risque une usure antagoniste de la dent opposée ;
- ✓ K1C (ténacité) $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

Le K1C correspond à environ une mastication toutes les 10 secondes pendant 20 ans (force de mastication = 800 / 4 molaires) [36].

2.5.3.5.2. Propriétés biologiques

Les prothèses dentaires se trouvent dans un milieu vivant (la bouche) le comportement biologique des matériaux utilisés a une grande importance quant à l'intégration de cette dernière au milieu. Cela signifie qu'il faut éviter les phénomènes de rejet. Différentes exigences seront à considérer selon le type de prothèses. En effet, on voudra obtenir une passivité maximale vis-à-vis des tissus environnants en ce qui concerne le bridge et la couronne alors qu'on voudra au contraire stimuler au maximum l'ostéointégration de l'implant afin de réduire le temps d'assimilation de ce dernier. Bien évidemment, il faudra également respecter la biocompatibilité de tous les matériaux.

2.5.3.5.3. Propriétés physico-chimiques

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

- ✓ Résistance à la corrosion au contact entre les différents composants de la prothèse ;
- ✓ Résistance aux attaques acides ;
- ✓ Stabilité de la couche d'oxyde dans le cas de l'utilisation de métal influencée par le pH, les substances organiques et le niveau d'oxygène dissous. Si cette couche est affectée, cela peut provoquer de la corrosion ;
- ✓ Résistance à la corrosion sous contrainte. En ce qui concerne l'état de surface, un bon contrôle de celui-ci sera nécessaire pour une bonne intégration. L'état de surface concerne principalement l'implant alors que pour la couronne, cette considération sera d'avantage esthétique. Dans ce sens, il n'y a qu'une seule exigence :
- ✓ Etat de surface permettant la pose du moignon en 3 semaines maximum,
- ✓ prothèse lisse au toucher.

2.5.3.5.4. Propriétés esthétiques

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

- ✓ Définition précise des teintes selon le teintier Vitapan 3D Master,
- ✓ Tenue de la coloration aux UV.

Le choix d'une prothèse dépend de nombreux facteurs de type anatomique, médical, péculaire ou de la préférence du patient. Le premier choix de traitement est la prothèse conjointe [36].

2.5.4. Les implant dentaire

2.5.4.1 Introduction

Les implants ont fait leur apparition vers le milieu des années 60. Le Professeur suédois Per-Ingvar Brånemark a découvert que le corps humain tolérait le titane et qu'il pouvait s'intégrer au tissu osseux présent. Ceci a rendu possible l'insertion d'implants dans l'os des mâchoires et la pose de nouvelles dents à l'aspect naturel.

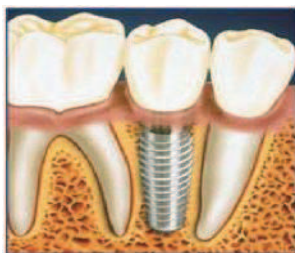
Le domaine de l'implantologie évolue rapidement. De nouvelles technologies et l'apport de nouveaux matériaux ont permis le développement de systèmes d'implants qui apportent une cicatrisation plus rapide, des résultats plus fiables et une meilleure esthétique.

Aujourd'hui, il est possible de remplacer une dent isolée ou l'ensemble des dents au maxillaire et à la mandibule. En d'autres termes, les patients ont maintenant accès à des dents qui paraissent, fonctionnent et sont ressenties comme des dents naturelles. Ils peuvent à nouveau manger et sourire normalement. La première partie du traitement consiste en une intervention chirurgicale simple, sous anesthésie locale, au cours de laquelle l'implant, une pièce en titane en forme de vis, est fixé dans l'os de la mâchoire. L'implant joue le rôle d'une racine et s'intègre à l'os qui se forme au contact de la surface en titane. Puis, un pilier en titane ou en céramique est fixé sur l'implant. Une couronne, la partie visible de la restauration, est ensuite placée sur ce pilier. Lorsque plusieurs dents sont à remplacer, il est possible de mettre en place deux implants ou plus qui serviront de fondation à la mise en place d'un bridge. Il existe actuellement une tendance à écourter les temps de traitement et à pratiquer une mise en charge précoce.

Selon le cas du patient et le type de traitement choisi, l'ensemble du traitement peut durer entre quelques jours et plusieurs mois. Des dents provisoires sont mises en place pour la durée du traitement [41].

2.5.4.2. Définition

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (figure. 2.20.a) et (figure. 2.20.b), il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os maxillaire et reproduisent l'action des racines dentaires, ils remplissent donc le rôle des dents naturelles. En plus d'assurer une stabilité parfaite à la prothèse fixe ou amovible, l'implant stimule à nouveau les cellules osseuses, qui cessent alors de s'atrophier. La mâchoire peut donc maintenir son volume et son intégrité. La musculature et l'articulation retrouvent un environnement dentaire stable, ce qui favorise un retour à l'équilibre musculaire, articulaire et facial [41, 42].



(a)

Dent naturelle



(b)

Dent sur implant

Figure.2.20. Implant dentaire entre deux racines dentaires [41]

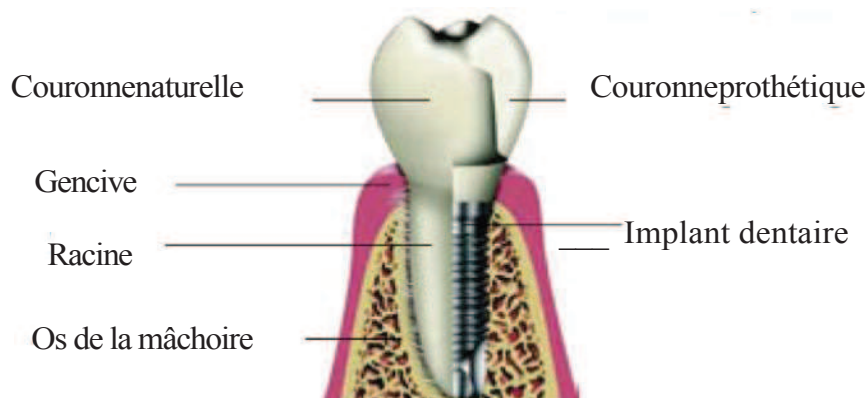


Figure.2.21. prothèse dentaire en coupe [42]

2.5.4.3. Anatomie des sites implantaires

Il est important de distinguer les différents éléments anatomiques que sont :

- les obstacles anatomiques majeurs (nerf alvéolaire inférieur, dents) ;
- les obstacles anatomiques lacunaires (sinus maxillaires, fosses nasales) ;
- les obstacles anatomiques de voisinage (artères submandibulaires ou sublinguales)

[55.56.57].

2.5.4.3.1. Maxillaire

Il s'agit d'une pièce importante du massif facial qui est pneumatisée, c'est-à-dire constituée de tissu osseux délimitant une cavité aérienne, le sinus maxillaire. Il supporte les dents maxillaires. On distingue cinq sites implantaires au maxillaire :

- le site antérieur comprend comme obstacles majeurs les dents, et comme obstacles lacunaires les fosses nasales, la concavité de la fosse incisive et le foramen nasopalatin. La qualité osseuse de ce site est en général bonne ;
- le pilier canin est le site le plus favorable au maxillaire et correspond à la zone d'implantation de la canine, des prémolaires et de la racine mésiovestibulaire de la première molaire. Ce site a une forme pyramidale à trois faces. Les dents constituent des obstacles majeurs, et les fosses nasales et le sinus des obstacles lacunaires. La qualité osseuse est bonne et ce site est presque toujours exploitable chez l'édenté ;
- le site postéro latéral est limité en hauteur par la proéminence du sinus maxillaire. Les obstacles majeurs sont encore les dents et l'obstacle lacunaire est le sinus maxillaire. L'épaisseur corticale est faible et la qualité du site est plutôt moyenne ;
- le site tubérositaire est situé en arrière du sinus. C'est un site difficile à exploiter au plan chirurgical ou prothétique. De plus, l'artère palatine descendante constitue un obstacle dont il faut tenir compte. La corticale osseuse est peu épaisse et l'os de ce site est d'une qualité plutôt moyenne ;
- enfin, le site zygomatique ne peut être exploité qu'en utilisant des implants très longs (de 30 à 50 mm de long). L'implantation se fait en vision directe grâce à une fenêtre sinusienne, ou plus fréquemment à l'aide de guides chirurgicaux fixés à l'os maxillaire et imposant des axes de forage planifiés [56].

2.5.4.3.2. Mandibule

Il existe deux principaux sites implantaires à la mandibule. Le site para symphysaire est délimité en postérieur par le foramen mentonnier. C'est sans doute le site le plus favorable,

mais le problème principal demeure le changement d'orientation globale de la mandibule après résorption. Les obstacles majeurs sont les dents et le canal mentonnier. Les obstacles de voisinage sont l'artère subcentrale et l'artère sublinguale. Il existe un pédicule incisif qui n'a pas d'anastomoses controlatérales et qui ne constitue pas un obstacle majeur. Chez l'édenté, le foramen mentonnier se retrouve souvent sur la crête. La qualité osseuse est très bonne et l'épaisseur corticale importante.

Ce site est d'ailleurs historiquement le premier à avoir été exploité avec succès. Le seul risque consiste en la lésion de l'artère subcentrale en passant à travers la corticale mandibulaire, ce qui peut provoquer un petit saignement difficile à repérer et à arrêter, pouvant avoir de graves conséquences. Le site postérolatéral se situe en arrière du foramen mentonnier. Les obstacles majeurs sont les dents et le canal mandibulaire contenant le pédicule vasculo-nerveux mandibulaire. Ce pédicule peut occuper n'importe quelle position dans l'os et il circule dans le spongieux mandibulaire sans aucune protection. La perméabilité du canal mandibulaire justifie une marge de sécurité importante au cours du forage et de l'implantation. Il existe un obstacle lacunaire qui est la fosse submandibulaire [56].

Enfin, les obstacles de voisinage sont le nerf lingual, le pédicule mylohyoïdien et l'artère faciale (Fig. 2.22).



Figure. 2.22. Mandibule édentée [56]

2.5.4.4. Différents implants

Dans le passé, différents types d'implants furent utilisés :

Implants endodontiques, implants juxta osseux, implants transosseux. Les implants endosseux sont les seuls à être encore utilisés aujourd'hui. Dans cette famille, il existe différents types d'implants. Les implants aiguillent, les implants lame et bien d'autres furent abandonnés. Seuls aujourd'hui sont utilisés les implants à plateau d'assise (implants disques) par certains praticiens dans certains cas complexes, mais aussi et surtout les implants vis.

L'exposé se limite à ces derniers qui constituent à proprement parler le fondement de l'implantologie axiale (Fig. 2.24, 25) [43].

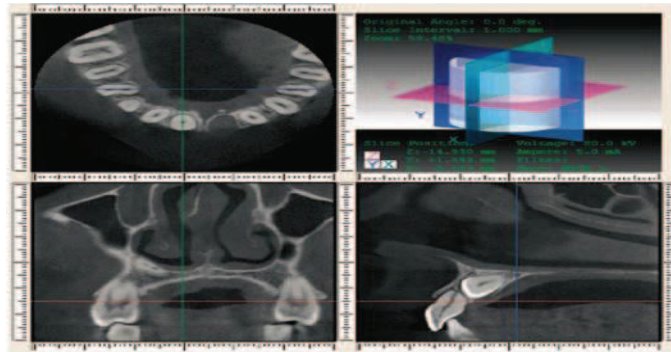


Figure.2.23. Les images obtenues avec un 3D AccuTomograph[®] sont fournies sur un compact disc avec une application liée permettant au praticien de naviguer dans le cylindre d'investigation selon les trois axes de l'espace, de prendre des mesures, etc. Noter la finesse de l'image, largement supérieure à l'imagerie scénographique. À l'inverse, les images données par une autre famille de tomographes volumiques à faisceau conique (New-Tom[®] et I-CAT[®]) sont beaucoup plus proches des reconstitutions tomodynamométriques [43]



Figure.2.24. Implant EVL (de SERF) [53]

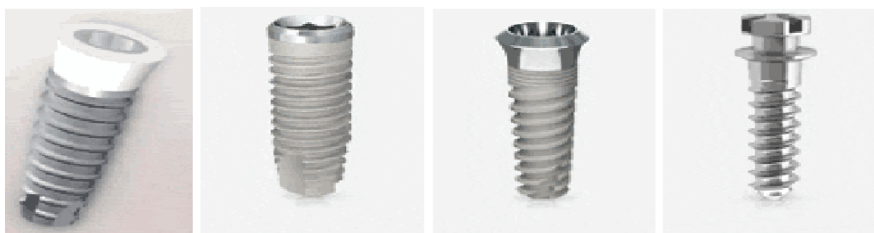


Figure.2.25. images illustrant quelques types d'implants dentaires [53].

Cet implant reprend les principaux concepts actuels : micro filetage cervical, anneau cervical amovible (technique un temps ou deux temps au choix). Les implants endo-osseux à insertion axiale sont le plus souvent des implants vis qui diffèrent par leur forme, leur état de surface et

leur système de connexion prothétique. Le volume d'os disponible, la qualité osseuse ainsi que les impératifs prothétiques et esthétiques guident le choix des implants. S'il existe de nombreux fabricants, tous les systèmes se ressemblent de plus en plus et reprennent les grands principes généraux dégagés depuis 20 ans (fig.2.26) [44,45].



Figure.2.26. Implant Astra . Il reprend lui aussi tous les concepts actuels. C'est le modèle qui reprend de manière la plus nette les concepts d'évasement cervical de l'implant, demicrofiletage cervical et de platform-switching [44]

2.5.4.5. Forme des implants

Les implants vis cylindriques ont un corps fileté, et existent en différentes longueurs et différents diamètres. Le col était en général une surface lisse haute de 1 à 3 mm, mais les cols développés actuellement sont plutôt microfiletés pour un meilleur blocage cortical de l'implant. Le diamètre cervical est souvent identique à celui du corps de l'implant. Cependant, il peut aussi y avoir un évasement cervical. Ce type d'implant plateau cervical évasé est souvent privilégié car il améliore la stabilité primaire de l'implant dans certains cas délicats de type avulsion-implantation immédiate, ou lorsque l'os alvéolaire est peu dense. Dans cette même optique de stabilisation implantaire, ce col évasé de blocage est de plus en plus souvent associé à un microfiletage cervical (Fig.2.24, 26).

Les implants cylindro-coniques sont quant à eux dits « anatomiques ». Le diamètre de ces implants diminue du col vers l'apex, ce qui explique que leur forme soit proche de celle d'une racine artificielle. Ainsi, ces implants sont intéressants à utiliser dans le cas d'avulsions-implantations immédiates, de concavités vestibulaires de la crête alvéolaire ou d'obstacles anatomiques proéminents [45].

2.5.5. Chirurgie implantaire

2.5.5.1. Protocole général

2.5.5.1.1. Aménagements pré implantaires

Dans certains cas, des avulsions sont nécessaires avant implantation. Elles doivent être suivies d'un curetage minutieux pour supprimer tout reliquat d'infection. Les tables osseuses externes et internes sont ensuite évaluées et la racine avulsée est mesurée. La mise en place immédiate d'un implant est possible 'il n'y a pas de reliquat d'infection ou de perte osseuse importante (par exemple, lorsqu'une dent est éliminée à cause de sa faible valeur intrinsèque dans un plan de traitement global). L'utilisation de biomatériaux de substitution osseux, de platelet rich fibrin (PRF) et d'implants microfilés est envisagée pour traiter en implantation immédiate postavulsionnelle des cas plus limites [45, 46]. Dans les autres cas, le chirurgien décide du délai de cicatrisation nécessaire avant implantation, de quelques semaines (avulsion-implantation différée) à quelques mois.

Les greffes gingivales sont souvent indiquées en cas d'absence de gencive attachée en regard d'éléments de prothèse fixée. Ceci dit, cette chirurgie est exceptionnelle avant la mise en place d'implants et nécessite au moins 6 semaines de cicatrisation.

Une greffe de conjonctif enfoui, voire une greffe épithélioconjonctive, peut être réalisée lors du deuxième temps chirurgical en cas de déhiscence gingivale importante, ou pour améliorer un résultat esthétique. Au plan strictement fonctionnel, l'incidence de telles greffes d'aménagement tissulaire sur l'avenir de l'implant paraît plutôt limitée, les tissus mous péri-implantaires étant moins sensibles aux contaminations bactériennes que les très complexes tissus parodontaux. Dans certains cas où l'espace prothétique mésiodistal est trop faible, un traitement orthodontique mineur peut être envisagé afin d'obtenir un couloir prothétique permettant l'implantation dans des conditions idéales, ainsi que la réalisation d'une prothèse de morphologie adaptée. Il est ainsi possible de gagner environ 1 mm par mois. L'augmentation du volume osseux est parfois nécessaire. Une greffe osseuse d'apposition ou un comblement de sinus peuvent être envisagés en cas d'insuffisance de volume osseux. Cette décision est prise à la suite du bilan préimplantaire. La majorité des méthodes d'apposition nécessite le plus souvent une mise en place différée des implants (de 4 à 6 mois). Ce délai est très variable selon le matériau de greffe utilisé et le protocole : au moins 6 mois pour un comblement de sinus avec une xéno greffe de type Bio-Oss, 4 mois seulement après une greffe osseuse autogène (prélèvement mentonnier, rétro molaire ou pariétal). Ce sont des

techniques complexes, nécessitant une équipe compétente et entraînée, et qui rallongent la durée du traitement de manière significative (Fig. 2.27) [1].

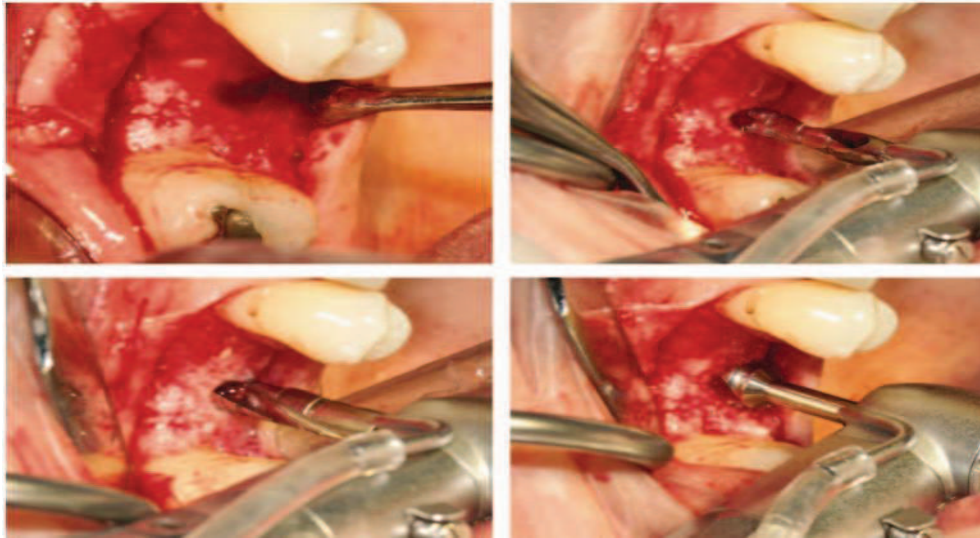


Figure.2.27.Préparation d'un site implantaire : incision et décollement, forage initial, forage intermédiaire et forage terminal (à l'aide d'un foret à usage unique fourni avec l'implant EVL de SERF) [1.44]

2.5.5.2. Chirurgie implantaire : technique en deux temps opératoires

Cette technique est la méthode classique. Elle consiste à mettre en place les implants dans un premier temps et à les enfouir sous les tissus mous (« mise en nourrice ») durant la période d'ostéo-intégration initiale. Dans un second temps, un pilier de cicatrisation est mis en place à travers la gencive : la phase prothétique peut alors débiter [58].

- **Matériel**

Le matériel se compose du matériel classique de chirurgie buccale et de matériel plus spécifique à l'implantologie. Le matériel de chirurgie buccale comprend un miroir, des canules d'aspiration, une sonde parodontale, un bistouri, des syndesmotomes, des décolleurs, des écarteurs, des élévateurs, de scurettes, une pince gouge et le matériel à suture.

Le matériel spécifique comprend la trousse chirurgicale de l'implant utilisé, car chaque marque a une trousse spécifique contenant tout le petit matériel nécessaire. Il s'agit de forets, de tarauds, de tiges de parallélisme, de tournevis, de clés de serrage, et de porte-fixtures s'ils ne sont pas livrés directement dans la boîte contenant l'implant.

Un micromoteur chirurgical, possédant un couple plus important que celui qui se trouve sur les unités, est nécessaire. En effet, si on essaie de compenser le couple en augmentant la

vitesse de rotation, il existe un risque significatif d'élever la température de l'os, ce qui pourrait conduire à un échec. De plus, il est souhaitable d'avoir des cordons stérilisables, mais aussi de disposer d'une interface motrice ergonomique adaptée à ce type de chirurgie (pour en particulier réaliser tous les réglages, de façon précise et en temps réel, sur le micromoteur dédié). Enfin, il existe des contre-angles adaptés à l'implantologie, avec irrigation externe et interne, mais aussi réduction de la vitesse par 20 et par 100.

2.5.5.3. Technique chirurgicale de mise en place

Tout d'abord, il faut anesthésier, puis inciser et décoller pour repérer les points d'émergence implantaire souhaités. Le guide chirurgical, s'il a été jugé nécessaire, peut alors être positionné sur le site. Un préforage est réalisé en regard de l'émergence souhaitée des implants, soit avec une fraise boule en acier ou carbure de tungstène (de 1,5 à 2 mm de diamètre et à long col), soit avec une fraise chirurgicale en acier type Zekrya (qui a l'avantage d'être suffisamment longue, et d'avoir un pouvoir de coupe et de pénétration important). La vitesse de rotation est alors de 1 200 à 1 500 tours/min. Puis, le forage dit « initial » est réalisé avec des forets cylindriques de 1,8 à 2 mm de diamètre. La vitesse de rotation est de 1 000 à 1 200 tours/min. Le forage est d'abord réalisé à quelques millimètres de profondeur pour contrôler avec une tige de parallélisme l'axe du forage. Puis le foret initial est passé jusqu'à la longueur de travail prédéterminée. Un forage intermédiaire est réalisé à 1 000-1 200 tours/min avec un ou plusieurs forets de 2,8 à 3,2 mm de diamètre (Fig. 2.28) [1.44].

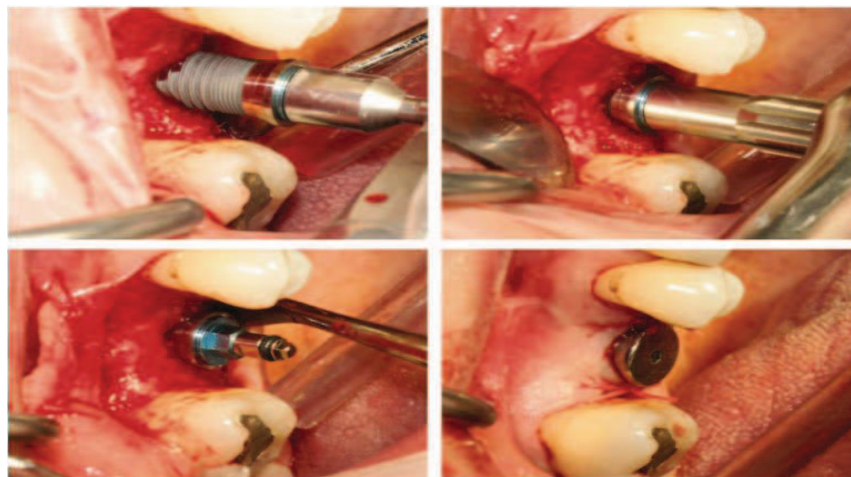


Figure.2.28. Mise en place de l'implant : insertion avec l'implant monté sur contre-angle réducteur, blocage final à l'aide d'une clé manuelle, mise en place de la vis de cicatrisation et sutures (technique en un temps chirurgical) [1]

Enfin, un forage terminal est réalisé avec un foret légèrement sous-dimensionné par rapport au diamètre de l'implant choisi (afin de s'assurer d'un blocage primaire de l'implant). La vitesse de rotation est de 800 à 1 000 tours/min. Cette séquence chirurgicale classique peut être complétée si nécessaire. Un évasement cervical peut être réalisé avec un foret d'évasement ou countersink, calibré au diamètre du col implantaire. La vitesse de rotation est alors de 500 à 800 tours/min.

Enfin, le taraudage peut être réalisé avec un taraud. Avec cet instrument, il faut éviter les mouvements de va-et-vient, sous peine d'abîmer le filetage préparé dans l'os. La vitesse de rotation doit être de 15 tours/min. Cependant, actuellement, la majeure partie des implants sont auto taraudants, ce qui permet d'éliminer cette étape du protocole chirurgical. Le taraud garde tout de même des indications lors de la mise en place d'implants dans des os très corticalisés [1.45].

2.5.5.4. Mise en place de l'implant

Les implants actuels sont livrés sous double emballage stérile et munis d'un porte-implant. Au moment du vissage de l'implant dans le site préparé, il est important que la surface de l'implant soit recouverte du sang du patient issu du site receveur (bloodcoating). Ceci est indispensable à une bonne ostéo-intégration, car la couche de fibrine qui polymérise sur la surface implantaire est à l'origine de l'interface qui se développe entre l'os et l'oxyde de titane. L'implant ne doit pas être au contact des tissus mous. Son enfouissement est réalisé à l'aide d'un contre-angle réducteur à la vitesse de 15 tours/min. Une clé manuelle peut aussi être utilisée. Le col de l'implant doit au final se situer au ras de la crête osseuse. Le vissage doit se faire sans effort, sinon il est nécessaire de réévaluer le diamètre et la profondeur du site osseux. Puis le porte-implant est démonté et la vis de couverture est mise en place (Fig. 2.28) [1.44].

2.5.5.5. Mise en fonction

La durée de la phase d'ostéo-intégration dépend du site osseux (historiquement, 6 mois au maxillaire et 4 mois à la mandibule, mais actuellement plutôt 3 et 2 mois respectivement), mais aussi de la stabilité primaire et de la technique chirurgicale. Le deuxième temps chirurgical, ou mise en fonction, peut ensuite être amorcé. À ce stade, la vis de couverture de l'implant est localisée, découverte et enfin retirée pour être remplacée par une vis de cicatrisation ou un pilier définitif qui reste en place jusqu'à la pose de la prothèse. L'objectif

est à ce stade de donner une émergence intrabuccale aux implants. Pour localiser les implants, il existe plusieurs méthodes :

- réutiliser le guide chirurgical s'il y en a un ;
- réaliser des radiographies pour localiser les implants par rapport aux dents ;
- localiser les implants par transparence si la muqueuse est suffisamment fine.

Les implants sont découverts par operculisation avec un bistouri, si la hauteur de gencive attachée est importante. La vis de couverture est enlevée et remplacée par une vis de cicatrisation ou un pilier transgingival. Un désépaississement tissulaire peut être ensuite réalisé si les tissus péri-implantaires sont incompatibles avec une maintenance aisée. Enfin, si le tissu kératinisé est de faible hauteur, il peut être préservé par une simple incision sur la crête et son décollement, ce qui permet d'éviter une operculisation coûteuse en tissus.

Étant donné qu'il est nécessaire de toucher aux tissus mous pour découvrir les implants à ce stade, il s'agit de la phase la plus adaptée pour traiter d'autres problèmes mucogingivaux (augmentation de gencive kératinisée ou aménagement des papilles) [1].

Enfin, une bonne ostéo-intégration est évaluée par :

- une absence de mobilité ;
- une absence de douleur ;
- la présence d'un son mat à la percussion ;
- l'absence de liseré radioclaire à la radiographie rétroalvéolaire de contrôle.

2.5.5.6. Technique en un temps opératoire

Dans ce cas de figure, les implants ne sont pas enfouis. Cependant, le délai d'ostéo-intégration reste inchangé puisque l'implant n'est pas mis en fonction.

Certains implants ont été conçus spécialement pour cette technique. Positionnés en supracrestal, ils possèdent un col lisse de type poli-miroir assurant la formation précoce d'une attache conjonctive dans la gencive. Ainsi, cette configuration reste inchangée tout au long du traitement puisqu'il n'y a pas besoin d'un deuxième temps chirurgical.

L'intérêt de cette technique est le gain de temps, mais aussi la qualité de la cicatrisation. C'est une technique facilement utilisable au niveau molaire, où il n'y a pas de contrainte esthétique [1].

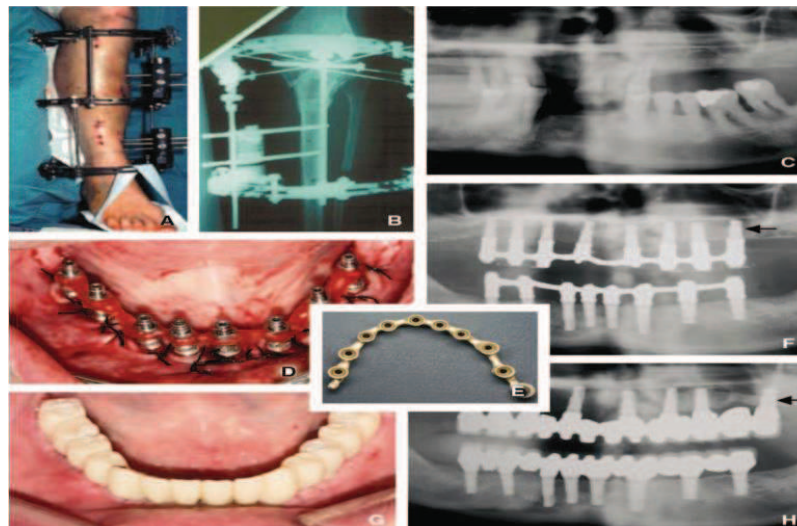


Figure.2.29.Lors d'une mise en charge immédiate [1]

Le bridge transitoire joue le rôle de fixateur externe orthopédique (A, B). Pour traiter cet homme de 65 ans (C) à l'aide d'une réhabilitation bimaxillaire implantoportée en mise en charge immédiate, les dents résiduelles ont été d'abord avulsées et remplacées par des prothèses amovibles complètes portées pendant 6 mois. Le jour de l'implantation, les empreintes ont été prises (D). Un jeu de bridges transitoires en résine sur infrastructure coulée en métal semi-précieux (E) est réalisé et mis en place dans les 48 heures suivant la chirurgie. Ce jeu de prothèses rigides (F) participe au blocage primaire des implants mis en fonction et contribue à leur ostéo-intégration, ainsi qu'à la cicatrisation des tissus mous péri-implantaires (G). Au cours du délai de temporisation (entre 6 mois et 1 an), la perte d'un implant peut survenir (F, flèche). Il peut être remplacé facilement, puis connecté à la prothèse d'usage (H, flèche). Cinq ans après la fin du traitement, la réhabilitation complète bimaxillaire implantoportée est parfaitement stable (H) (Fig. 2.29).

Cette technique en un temps peut aussi être utilisée avec des implants classiques, qui sont alors surmontés d'une vis de cicatrisation à dévisser et revisser lors des différentes manipulations. Cette approche est moins avantageuse que l'utilisation d'implants spécifiques avec lesquels la qualité de la cicatrisation gingivale est obtenue une fois pour toutes [1].

2.5.5.7. Mise en charge immédiate (MCI)

Dans la méthode classique, la mise en charge est dite différée car un délai d'ostéo-intégration sans contrainte de 4 à 6 mois (2 à 3 mois actuellement) est imposé avant la connexion de l'implant à une prothèse. Cette technique doit naturellement rester la plus utilisée car c'est la plus sûre. Cependant, dans certaines conditions particulières, la technique de mise en charge

immédiate peut être appliquée [47, 48]. Les concepts et protocoles de mise en charge immédiate sont connus depuis longtemps. Dans les années 1980, Juillet, Cherchève et Linkow, entre autres, posaient leurs implants et réalisaient le jour même la prothèse transitoire qui était scellée sur les moignons implantaires [49]. La rigidité de l'armature prothétique transitoire et la qualité de l'occlusion permettent d'obtenir une cicatrisation osseuse autour des implants parfaitement immobilisés. Ce concept biomécanique est largement éprouvé en orthopédie, le bridge transitoire rigide fonctionnant de la même manière qu'un fixateur externe orthopédique (Fig.2.29A, B).

La réussite d'une réhabilitation implant portée en mise en charge immédiate repose avant tout sur une juste indication thérapeutique [50]. C'est chez l'édenté total que le concept biomécanique de cicatrisation osseuse en appui trouve son application la plus évidente, mais elle répond à des critères stricts : il faut disposer de suffisamment de volume osseux en hauteur et épaisseur, et d'un os de bonne qualité. De plus, le patient ne doit pas présenter de para fonction (bruxisme ou déglutition primaire). La mise en charge immédiate des implants présente de nombreux avantages pour l'intégration biologique, esthétique, psychologique et fonctionnelle de la réhabilitation. La prothèse transitoire implant portée fixée (Fig.2.29 C à G) favorise la cicatrisation des tissus péri-implantaires et permet d'éviter les prothèses amovibles d'attente qui contribuent parfois à la perte de certains implants. Le patient vit beaucoup mieux son traitement grâce à cette prothèse transitoire immédiate qui lui permet de mastiquer et de vivre normalement. Mais le plus important demeure l'intégration fonctionnelle des implants : cette contention prothétique de forte rigidité exempte de micromouvements permet le blocage primaire des implants et participe très largement à leur ostéo-intégration [51].

Si certains implants sont perdus au cours de la mise en charge immédiate (Fig.2.29F, H), c'est normalement sous le bridge transitoire. Il est alors aisé de le déposer, de laisser cicatriser 2 mois et de réimplanter. Le patient demeure sous bridge transitoire durant toute la durée de ce ré intervention, ce qui contribue à dédramatiser l'événement. Une fois la validation de l'ensemble réalisée, il n'y a plus à craindre de perte d'implants sous la prothèse d'usage.

2.5.6. Les avantages qu'offre un traitement par implants dentaires

Habituellement, un espace vide entre deux dents est colmaté par un bridge (prothèse dentaire fixe) ou par une prothèse dentaire amovible (prothèse partielle). Seule la partie visible de la dent (couronne) est alors remplacée. L'implantologie consiste à remplacer la racine de la dent manquante par un implant. Cette vis constitue l'ancrage pour des couronnes, bridges ou

supports pour prothèses amovibles. Lorsqu'il manque une seule dent, il est possible, avec la technique de la couronne supportée par un implant, de renoncer à meuleries dents voisines saines, ce qui améliore indiscutablement le pronostic à long terme pour ces dents. Dans le cas d'une prothèse totale fixée sur des implants (parex. au moyen d'un système de «bouton-pression») ou d'un bridge fixe maintenu par des implants (au lieu d'une prothèse partielle amovible), on obtient nénette amélioration de la fonction masticatrice; les patients se sentent bien plus en sécurité avec une telle solution (voir illustrations pages suivantes).

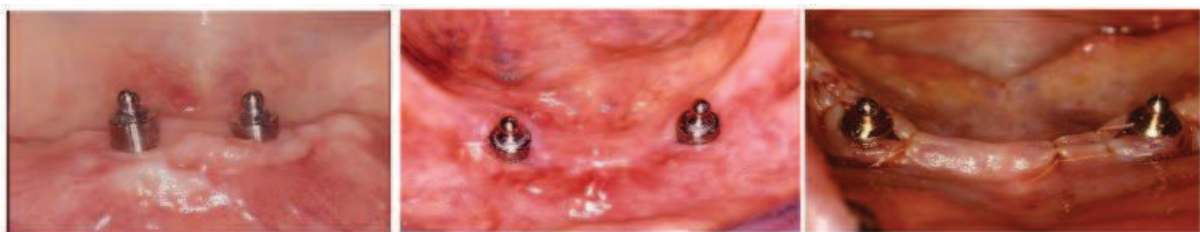
2.5.7. Les inconvénients

Un traitement par implants peut être plus long et plus coûteux que la pose de couronnes ou de bridges sur les dents naturelles, notamment lorsque des interventions préparatoires, telles qu'une reconstruction osseuse, une greffe de muqueuse, etc. sont nécessaires. Le recours à un implant nécessite une intervention chirurgicale, ce qui va toujours de pair avec un certain risque de complications. De plus, si l'hygiène buccale est insuffisante, les implants sont nettement plus sensibles aux infections que les dents naturelles.

2.5.8. La position des implants

Trois possibilités de situation des implants sont envisageables dans la région symphysaire lors de l'étude pré-implantaire (Fig. 2.30. a, b, c) :

- En position incisive latérale.
- En position canine. C'est la situation la plus souvent retenue. Il existe souvent à caniveau un volume osseux conséquent associé à un volume prothétique lingual suffisant.
- En position première prémolaire. Cette solution n'est généralement retenue qu'en dernier ressort car elle nécessite plus de hauteur prothétique (présence d'une dent artificielle au-dessus de l'attachement) [52].



a: Position Incisive

b: Position Canine

c : Position Prémolaire

Figure.2.30. 5.2.a, b,c : Trois positions des implants, munis des attachements boules, dans la région symphysaire sous une PACSI [52]

Ces choix sont déterminés avant la chirurgie en fonction de :

- l'étude de l'imagerie scanner de l'anatomie symphysaire : un volume osseux suffisant pour loger l'implant est évidemment nécessaire, mais son orientation doit lui permettre une émergence soit au niveau du berceau lingual (et non à l'aplomb des dents prothétiques) pour le secteur incisivo-canin soit dans l'axe de la première prémolaire,
- l'espace prothétique disponible : il est apprécié après la validation du montage esthétique et fonctionnel grâce à un système de clés silicone de ce montage. La hauteur est variable pour chaque système d'attachement.

Un espace prothétique de 7mm de haut et de 5mm de large permet de placer la plupart des systèmes d'attachements [52].

Il s'avère aussi extrêmement intéressant de connaître les champs de contrainte et de déformation engendrés dans l'os péri implantaire par chacune des solutions afin de déterminer celle qui semble la plus adaptée mécaniquement.

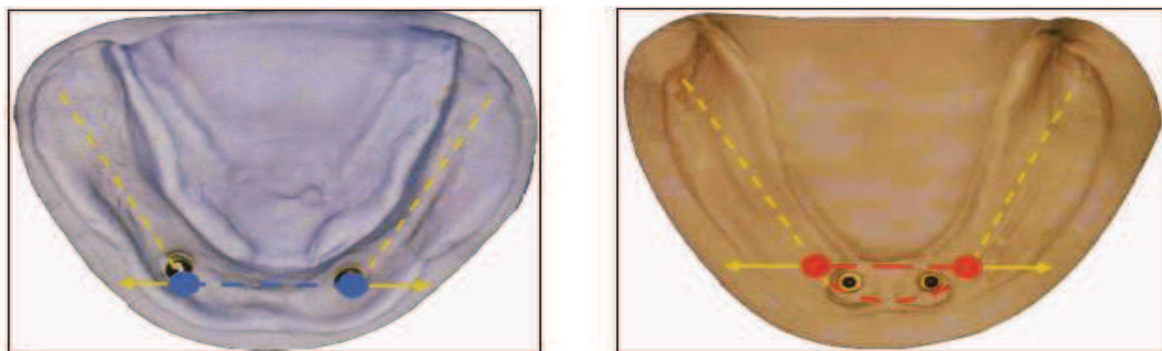
Cette détermination peut être obtenue par la modélisation aux éléments finis.

2.5.9. Le choix du système d'attachement

Le choix entre les dispositifs d'attachements est souvent déterminé en fonction:

- Des habitudes du praticien.
- De la forme de la crête édentée : une arcade antérieure rectiligne entre les deux implants est la situation favorable qui autorise la conception d'une barre également rectiligne.

Par contre, une arcade curviligne implique l'usage des attachements boules (Fig. 2.31. à, b).



a : arcade rectiligne

b : arcade curviligne.

Figure.2.31. Formes de l'arcade mandibulaire d'après Fromentin 1997 [53].

- De la position des implants sur l'arcade :

Une barre rectiligne (pour éviter les porte-à-faux) ne peut être envisagée que pour deux implants peu éloignés séparés par une crête droite ou très peu curviligne. La mise en place des implants au niveau prémolaire est donc une contre indication pour les barres.

Ceci impliquerait une surface de sustentation muqueuse moindre pour la PACSI.

- De l'axe vertical des implants :

Le non parallélisme lorsqu'il dépasse 10° contre-indique l'usage de boules car, même si la mise en place de la prothèse peut se faire, il induit des sollicitations importantes nuisibles à la pérennité des implants et augmente les interventions de maintenance sur les systèmes prothétiques.

- De l'encombrement nécessaire au dispositif d'attachement :

La barre peut paraître légèrement moins haute que l'attachement boule au niveau de l'implant, mais son « encombrement » se poursuit sur la partie antérieure de la crête [53].

- De la distance entre les implants :

Une distance minimale de 8 à 10 mm entre les faces proximales des implants est nécessaire pour la mise en place d'au moins un cavalier de rétention sur la barre. Un écartement minimum de 20 mm entre les implants autorise la mise en place de deux cavaliers de rétention (fig.2.32). Des implants placés au niveau incisif ne permettent d'avoir cet espace de 20 mm.

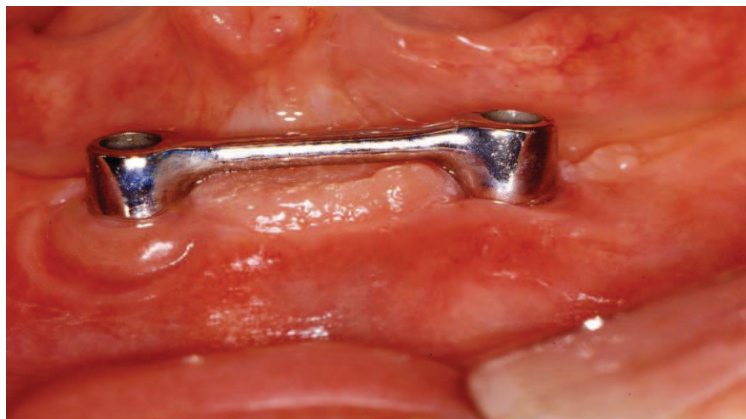


Figure.2.32. Ecart minimal de 20mm entre deux implants pour loger 2 cavaliers [53]

- De l'orientation des axes du système de connexion par rapport au plan d'occlusion :

Pour limiter les phénomènes d'usure du système de connexion lors des sollicitations fonctionnelles, il est préférable de disposer les attachements perpendiculairement au plan d'occlusion.

- De l'orientation des axes du système de connexion par rapport à l'axe d'insertion de la prothèse : le système de connexion doit être choisi et placé de manière à ne pas nuire à la mise en place de la prothèse.

- Du souhait de solidarisation ou non des deux implants :

La distribution des contraintes est mieux répartie lorsque les implants sont solidarisés.

Cependant, il ne faut pas compter sur cette liaison pour faire supporter aux implants une prothèse ne répondant pas aux critères de qualité décrits précédemment. En effet, les déséquilibres induits par une telle prothèse se traduiront inmanquablement par des problèmes biomécaniques au niveau des implants (fractures, résorption osseuse, etc....) et/ou de la prothèse (fracture à répétition, maintenance excessive). Dans notre étude, seuls les attachements boules ont été analysés.

Référence

- [1] P. Leclercq, S.L. Dohan, D.M. Dohan. Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-330-A-16, 2008.
- [2] Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent* 1983;49:832-7.
- [3] P. Meyrueis, A. Cazenave, R. Zimmermann. Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 14-031-A-30 (2004)
- [4] Kasemo B, Lausmaa J. Aspects of surface physics on titanium implants. *Swed Dent J* 1985;28:19-36 [suppl].
- [5] Aro HT, Kelly PJ, Lewallen DG, Chao EY. The effects of physiologic dynamic compression on bone healing under external fixation. *Clin Orthop* 1990; 256: 260-273
- [6] Ascenzi A, Bonucci F. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967; 158: 375-386
- [7] Bazelaire de E, Couve A, Bonnet G. Théorie et métrologie photoélastique des contraintes dans les vis d'ostéosynthèse. *J Fr Biophys Méd Nucl* 1979; 3: 143-150
- [8] Allard P. & Blanche JP., "Analyse du mouvement humain par la biomécanique", Décarie, Québec, 1996.
- [9] Kénési C., "Biomécanique générale", Cahier d'Enseignement SOFCOT, 22, 5-7, 1985.
- [10] Morlier J., "Etude dynamique tridimensionnelle du saut à la perche", Mécanique, Université Bordeaux 1, Bordeaux, 1999.
- [11] Picq P., "Au commencement était l'homme", Editions Odile Jacob, Paris, 2002. Kapandji IA., "Physiologie articulaire", Maloine, Paris, 2000.
- [12] Caix Ph. & Carles J., "L'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque", Laboratoire d'Anatomie, Faculté de Médecine, Amiens, 1991.
- [13] Wilson D. & Reeder D., "Mammal species of the world, a taxonomic and geographic reference", Smithsonian Institution Press, Washington, 1993.
- [14] Modschiedler T., "La place de la prothèse dans la chirurgie reconstructive de l'articulation temporo-mandibulaire", Sciences Médicales, Université Bordeaux 2, Bordeaux, 1989.
- [15] Evans FG. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older man. *Anat Rec* 1976,185:1-11.
- [16] Marcelli C, Sebert JL. Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris: éditions Masson, 1993.
- [17] Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Surg* 1976,21:939-945.
- [18] Mosekilde M. Age-related changes in vertebral trabecular bone architecture – assessed by new method. *Bone* 1988,9:247-250.
- [19] Parfitt AM. Implications of architecture for the pathogenesis and prevention of vertebral fracture. *Bone* 1992,213:S41-S47.

- [20] Wolff J. Das Gesetz der Transmation der Knochen, Hirschwald 1892 Springer, Berlin. (The law of bone remodelling. Translated by Maquet,P. and Furlong, R.1986).
- [21] Lipinski P, Berveiller M, Reubrez E, Morreale J. Transition theories of elastic-plastic deformation of metallic polycrystals. Arch Appl Mechanics 1995,65:291-311.
- [22] Kabel J, Van Rietbergen B, Dalstra M, OdgaardA, Huiskes R. The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. J Biomech 1999, 32:673-680.
- [23] Heckmann .M, Winter. W, Meyer. M, Weber. HP, Wichman. MG.Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implant Res 2001.
- [24] Cune. M, Van Kampen. F, Van der Bilt .A, Bosman .F.Patient Satisfaction and Preference with Magnet, Bar-Clip, and Ball-Socket Retained Mandibular Implant Overdentures: A Cross-over Clinical Trial.Int J Prosthodont 2005.
- [25] Carter DR, Giori NJ. Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed. Davies JE, ed. The bone-biomaterial interface. Toronto (Canada): university of Toronto Press,1991,367.
- [26] Meyer U, Wiesmann HP, Kruse-Losler B, Handschel J, Stratmann U, Joos U. Strain-related bone remodeling in distraction osteogenesis of the mandible. Plast Reconstr Surg 1999,103:800-807.
- [27] Frost HM. Mechanical determinants of bone modeling. Metab Bone Dis Relat Res 1982,4:217-229.
- [28] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Proth%C3%A8se>
- [29] www.fabre-chirurgie.fr/Pages/hanche.htm
- [30] <http://www.maprothesedentaire.fr/prothese/prothese.html>
- [31] <http://www.dentalespace.com/patient/soins-dentaires/7-prothese-amovible.htm>
- [32] Crispian. Scully, Oxford Handbook of Applied Sciences dentures / Oxford University Press, P151-156.2002.
- [33] A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, B. Serier, B. Ould Chikh, Z.O. Feng Stress analysis in dental prosthesis, Computational Materials Science 49 (2010) 126–133
- [34] KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. de. Manual de próteseparcialremovível. São Paulo: Santos, 1999.
- [35] Catherine Tomicic. Julien Plojoux. Olivier Schmid. Olivier Comte. Cours de choix des matériaux. <http://www.implants-dents.com/implants-dentaires-et-indications-cliniques/stabilisation-d-appareils-amovibles-20.html>.
- [36] m. Naïma. Contribution a l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales. Magister en mécanique, université de batna, 2009.
- [37] Dr B.Larmoyer. Cabinet dentaire français. www.cabinetdentaire.co.uk/fr/couronnes_implan
- [38] Dental espace .La barre de rétention sur implants. <http://www.dentalespace.com/patient/soins-dentaires/3-barre-retention-sur-implants.htm>, 1998-2011.

- [39] Catherine Tomicic. Julien Plojoux. Olivier Schmid. Olivier Comte. Cours de choix des matériaux, EPFL, semestre d'été 2003.
- [40] Vincent. Perrier-Perrery, Implantologie, S.C.D.I. Study Club Dentaire et Implantaire, [en ligne], « <http://www.scdi.asso.fr/implantologie> », Consulté le 03/03/2010.
- [41] Chaiy. Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, Vol. 32, p.189-192, 2008.
- [42] G. Saida. Simulation du Comportement de la Fatigue des Matériaux Utilisés en Biomécanique Application à un Implant Dentaire. Thèse de magister
- [43] A. Verbond, V. tandartsen . Focus sur les implants dentaires, Société de médecine dentaire, [en ligne], « http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten », Consulté le 03/03/2010.
- [44] Eckert SE, Choi YG, Sanchez AR, Koka S. Comparison of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:406-15.
- [45] Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:557-68.
- [46] Eckert SE, Choi YG, Sanchez AR, Koka S. Comparison of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:406-15.
- [47] Simonpieri A, Choukroun J, Girard MO, Ouaknine T, Dohan D. Implantation immédiate post-extractionnelle : l'intérêt du PRF. *Implantodontie* 2004;13:177-89.
- [48] Simonpieri A, Dohan D. Intérêt du PRF pour les réhabilitations bimaxillaires complexes avec greffes osseuses multiples, implantations post-extractionnelles et mise en charge immédiate : présentation d'un cas clinique. *Implant* 2005;11:33-47.
- [49] Linkow LI, Miller RJ. Immediate loading of endosseous implants is not new. *J Oral Implantol* 2004;30:314-7.
- [50] Morton D, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(suppl):103-8.
- [51] Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D. Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:44-51.
- [52] Daas. Marwane . Contribution à l'étude du comportement biomécanique de l'environnement d'un implant dentaire. Thèse de doctorat, 2008.
- [53] Fromentin. O. Critères de choix des systèmes d'attachement en prothèse amovible complète supraimplantaire mandibulaire. *Réal Clin* 2003.
- [54] Michel MESNARD. Elaboration et validation d'un protocole de caractérisation de l'Articulation Temporo-Mandibulaire. Chapitre 1 – Biomécanique articulaire – Articulation Temporo-Mandibulaire – Prothèse. Thèse de doctorat, 2005

[55] Mme MANSOURI Naïma. Contribution a l'étude du comportement Mécanique des protheses dentaires totales. Thèse de Magistre, 25/11/2009.

[56] Daniela Jörn, Philipp Kohorst, SilkeBesdo, Martin Rücker, MeikeStiesch, LotharBorchers. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. Prosthetic Dentistry, Volume 112, Issue 2, August 2014, Pages 340-348

[57] http://www.infovisual.info/03/pano_fr.html

CHAPITRE III

Les biomatériaux et leurs applications en implantologie

3. Biomatériaux

3.1. Introduction

Matériau non viable, naturel ou artificiel, utilisé dans l'élaboration de dispositifs médicaux destinés à être mis en contact avec des tissus biologiques (os, sang, ...).

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Les biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine : ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique.

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle¹ constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique. Cette situation de travail sous contrainte biologique est le dénominateur commun à tous les biomatériaux.

La figure 3.1 montre tous les organes qui peuvent être remplacés par des biomatériaux dans tous les domaines médicaux soit en orthopédie, chirurgie vasculaire, chirurgie dentaire, ou autre [1].

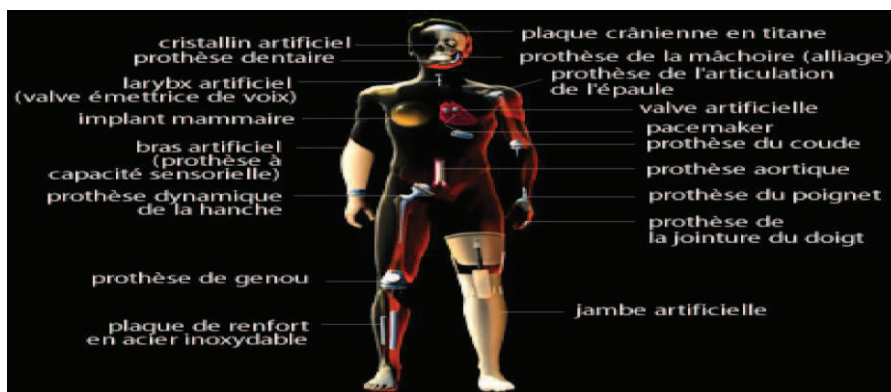


Figure. 3.1 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [1]

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale :

- La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément.
- La bio-compétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir.
- Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

3.2. Biomateriaux

Selon la définition du consensus de Chester (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps [2].

Ils se différencient des médicaments en ce sens qu'ils ne réalisent pas leur objectif thérapeutique principal par un effet chimique à l'intérieur de l'organisme et n'ont pas besoin d'être métabolisés pour être actifs.

Ils doivent ainsi être considérés comme des « matériaux avancés », mais avec la dimension supplémentaire de la biocompatibilité, qui leur impose de « réconcilier » des paramètres scientifiques et techniques avec la biologie humaine.

La science des biomatériaux peut être définie comme l'étude et la connaissance des matériaux dans le contexte de leurs interactions avec les systèmes vivants. Elle est à la thérapeutique chirurgicale ce que la pharmacologie est à la thérapeutique médicale.

Le développement de biomatériaux et biomatériels est une tâche complexe, que seuls des groupes multidisciplinaires peuvent mener à bien, en réunissant des spécialistes qui souvent n'avaient pas l'habitude de dialoguer entre eux : cliniciens, physiciens, mécaniciens, chimistes, biologistes, industriels, juristes, économistes...

Si les aspects fonctionnels de la performance des matériaux peuvent être prévus avec une certaine fiabilité, l'appréciation de la performance biologique des implants demeure encore toutefois difficile et la vérification clinique tempère parfois l'enthousiasme suscité par les résultats expérimentaux. Et même si de multiples études expérimentales ont montré la richesse des possibilités d'application en clinique de nombreux matériaux, fort peu arrivent au stade de

la production industrielle et de l'utilisation courante par le praticien. Il ne suffit pas qu'un matériau possède des caractéristiques physicochimiques et mécaniques appropriées jointes à une biocompatibilité spécifique pour qu'il devienne un bio matériel utilisé dans la pratique chirurgicale courante [2].

Il doit également faire preuve de son aptitude à la production industrielle dans des conditions Économiquement satisfaisantes et être d'utilisation aisée pour le chirurgien. Son intérêt de vraenfin être confirmé par des études cliniques multicentriques.

Dans notre spécialité, comme dans bien d'autres, les biomatériaux contribuent de façon importante à la réparation ou à la reconstruction organo-tissulaire. Ils peuvent être classés en deux grandes catégories : biomatériaux d'origine non vivante (métaux, céramiques, polymères de synthèse) et biomatériaux d'origine biologique (végétale ou animale).

3.3. Différents biomatériaux

On peut distinguer trois types de biomatériaux en relation avec leur réactivité en milieu biologique.

- Les premiers biomatériaux implantés n'étaient pas spécialement adaptés, à l'origine, pour un long séjour en milieu biologique. Ces matériaux étaient au mieux bio tolérés et pouvaient avoir à long terme, des effets néfastes sur l'organisme.
- Cette première génération de biomatériaux a été rapidement suivie de matériaux bios inertes caractérisés par leur absence de nocivité même après de très longues durées d'implantation.
- Aujourd'hui les biomatériaux doivent être bioactifs. Ils doivent interagir avec l'organisme de façon à accélérer les processus de guérison et à mieux intégrer l'implant au milieu vivant.
- Enfin on distingue les biomatériaux résorbables et ceux qui ne le sont pas. Les premiers sont destinés à substituer un tissu ou une fonction temporairement défaillante et ils sont progressivement remplacés par les tissus vivants après une période pouvant varier de quelques semaines à quelques mois. Les seconds peuvent jouer un rôle temporaire (fixation de fracture) ou définitif (prothèse de hanche). Ils peuvent éventuellement rester en site jusqu'au décès du patient lorsqu'ils sont bien tolérés ou doivent être extraits dans le cas contraire [3].

3.3.1. Biomatériaux métalliques

- **Métaux purs**

- précieux (Au, Ag, Pt)
- non précieux (Ti, Ta, Nb, Zr)

- **Alliages métalliques**

- aciers inoxydables traditionnels (316L...) et avancés (350, 22-13-5, double phase...)
- alliages chrome-cobalt (avec ou sans W, Mo, Ni)
- alliages de titane (TiAl6V4, TiAl5Fe2.5...)
- alliages à base de platine

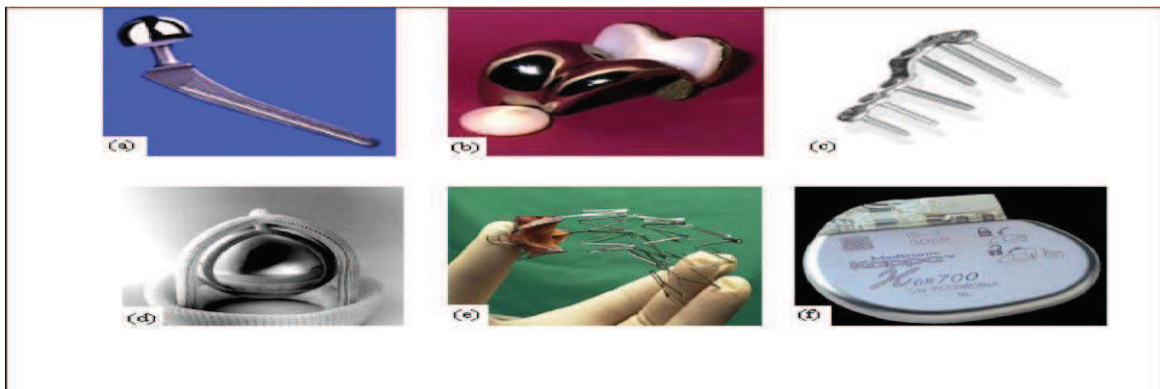


Figure.3.2.Exemples d'implants métalliques utilisés en chirurgie : (a) Prothèse totale de hanche, (b) prothèse totale de genou, (c) vis fémorales, (d) valve cardiaque, (e) prothèse et vasculaire, (f) stimulateur cardiaque [3]

3.3.2. Composé sinter-métalliques

- amalgames dentaires Ag-Sn-Hg
- alliages à mémoire de forme (Nitinol...)

Les métaux purs ne sont employés que dans des applications bien précises et ce sont sur tous les alliages métalliques qui sont couramment utilisés en clinique. Les alliages avancés visent à améliorer encore propriétés mécaniques, résistance à la corrosion, biocompatibilité et usinabilité. En ce qui concerne les alliages de titane (de plus en plus utilisés en prothèse articulaire, ostéosynthèse, prothèse et implantologie dentaires) s'ils présentent de nombreux avantages (excellente résistance en fatigue-corrosion, élasticité égale à deux fois celle de l'acier, biocompatibilité), ils n'en ont pas moins quelques inconvénients (comportement médiocre frottement, coût élevé) [3,26].

Malgré leurs inconvénients, les métaux demeurent difficilement contournables dès qu'ils'agit d'obtenir solidité et stabilité immédiates (ostéosynthèse, prothèse articulaire, attelles de reconstruction...).

3.3.3. Biomatériaux céramiques

Le tableau ci-dessous résume les principales catégories.

- **Céramiques dites bio-inertes :**

- à base d'oxydes (Al_2O_3 , ZrO_2 ...)
- à base de carbures et de nitrures (Si, Ti)
- carbones (vitreux, pyrolytique, quasi-diamant...)

- **Céramiques dites bio-actives :**

- à base de phosphate de calcium (HA, TCP...)
- à base d'autres sels de calcium (carbonates, sulfates, aluminates)
- bioverres et vitrocéramiques Bien que de nombreuses compositions de céramiques aient été testées en vue d'applications médicales, seules quelques-unes sont utilisées couramment en clinique :
 - l'alumine et la zircone, essentiellement dans le remplacement articulaire ou corono- et radiculo-dentaire,
 - les phosphates ou les sulfates de calcium comme revêtement sur des alliages métalliques ou à l'état de particules ou de blocs poreux pour la réparation/reconstruction osseuse,
 - les verres bioactifs et les vitrocéramiques pour le remplacement des osselets de l'oreille, des vertèbres, comme revêtement sur des alliages métalliques ou des alumino céramiques, ou encore à l'état de particules ou de blocs pour la réparation/reconstruction osseuse.

3.3.4. Biomatériaux polymériques de synthèse

- **Élastomères**

- capables de résister à d'importantes déformations et de retourner à leurs dimensions originelles
- silicones, polyuréthanes...

- **Plastiques : plus rigides**

- thermodurcissables (résines époxy, triazines...) qui ne peuvent être réutilisés (réactions chimiques irréversibles)
- thermoplastiques : acryliques (PMMA, PHEMA, PVA) polyesters (PET...) et polyamides, polyéthylène (UHMWPE), fluor carbonés (PTFE),
- thermoplastiques à haute résistance (polysulfones, polyacétals, polycarbonates, PEEK...) qui peuvent être fondus, remis en forme ou pré-formés

Les silicones ou polydiméthylsiloxanes (Silastic, Polysilan®) sont utilisées pour les prothèses mammaires et divers implants en chirurgie plastique.

Le polyméthacrylate de méthyle est employé dans les ciments de prothèses orthopédiques, les obturations et prothèses dentaires et en cranioplastie [27].

Les polyalkénoates de verre sont employés en dentisterie restauratrice (ciments ionomères), en reconstruction ossiculaire après durcissement mais ont été écartés de la chirurgie de la base du crâne (toxicité des ions F et Al de l'Ionocem).

Les polymères biorésorbables (PGA, PLA, polydioxanone) sont utilisés notamment pour la réalisation de matériels d'ostéosynthèse résorbables ou de planchers orbitaires et dans la chirurgie du septum nasal ainsi qu'en chirurgie esthétique (Newfill: ce produit à base de plume doit être utilisé qu'en se conformant strictement aux indications du fabricant avec une technique d'injection rigoureuse, sous peine de complications) [4,27].

3.3.4.1. Les inconvénients suivants sont propres aux polymères biorésorbables

- perte de leur rigidité avant l'achèvement de la consolidation osseuse ;
- dégradation hétérogène (phases cristallines, phases amorphes) ;
- libération de produits de dégradation acides altérant la biocompatibilité
- rigidité relative (gênante pour la compliance avec les tissus mous ou les vaisseaux).

Différents composites à base d'acryliques (BOP et HTR) ont été proposés en chirurgie orale et maxillo-faciale (comblement, reconstruction). Le polyéthylène à haute densité (PEHD ou UHMWPE) a été largement utilisé pour les implants orthopédiques, en particulier pour les surfaces portantes articulaires (prothèse de hanche ou de genou). En Chirurgie maxillo-faciale et plastique, son utilisation s'est raréfiée depuis l'apparition de silicones.

Parmi les polymères fluoro-carbonés, le polytétrafluoroéthylène (PTFE) est utilisé dans les membranes pour la RTG, l'augmentation des tissus mous, patches vasculaires. Sous forme de composite, il a été proposé pour des implants maxillo-faciaux et des prothèses d'ATM (mais les propriétés mécaniques insuffisantes ont entraîné son retrait dans cette dernière application).

Les polyétheréthercétone (PEEK), notamment renforcés par des fibres de carbone, peuvent être employés pour la réalisation d'implants et de plaques d'ostéosynthèse en Chirurgie maxillo-faciale.

3.3.5. Biomatériaux d'origine biologique

Ils se différencient en :

- Biomatériaux d'origine végétale
- Biomatériaux d'origine animale

Parmi les biomatériaux d'origine végétale on trouve :

- arbres d'Europe (bouleau, chêne) et d'Afrique (ébène vert)
- graminées arborescentes d'Asie (bambou)
- squelettes calcifiés d'algues rouges (*Corallina officinalis*)
- dérivés des parois cellulaires (cellulose, saccachitine)

Le Livre Blanc de la Stomatologie et Chirurgie maxillo-faciale française

3.4. Différentes classes de matériaux biocompatibles

Les biomatériaux sont classés suivant des critères biologiques plus que fonctionnels. Le classement proposé par L.L. Hench suivant les différents phénomènes observés à l'interface os/implant [5] est le suivant :

3.4.1. Matériaux biotolérés

C'est le degré minimal de biocompatibilité. Ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires. Cependant l'organisme hôte se contente de les tolérer. Une capsule fibreuse les sépare des tissus environnants et limite les échanges de la matrice biologique vers l'implant. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (inlays chrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense).

3.4.2. Matériaux bioinertes

Leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus hôtes ne se développe. Ces matériaux sont ostéointégrés [6], ils se caractérisent par une interface fonctionnelle entre le matériau et le tissu hôte. Cette interface peut se caractériser par une fixation morphologique : la matrice osseuse « s'accroche » aux irrégularités de surface du matériau. On peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour des prothèses orthopédiques, ainsi que l'alumine comme matériau de cale.

3.4.3. Matériaux bioactifs

Ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire. Le contact avec l'organisme est intime, l'interface est également fonctionnelle, la fixation est bioactive. Ces matériaux se caractérisent par des interactions chimiques entre le biomatériau et la matrice [7].

3.4.4. Biomatériaux résorbables

Ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique en comblant le défaut osseux et permettent la croissance de la matrice osseuse pour des tailles de défauts supérieures à une taille critique (taille que l'os ne peut combler). La fixation de l'implant à la matrice est biologique, elle nécessite une porosité du substitut de plusieurs centaines de microns afin de permettre la vascularisation. La cinétique de résorption de ces matériaux doit être voisine de la cinétique d'ossification. Les phosphates de calcium de type triphosphate de calcium β , les ciments, les carbonates de calcium... font partie de cette catégorie [8].

3.5. Les champs d'application des biomatériaux

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique [9].

❖ Ophtalmologie

- Lentilles
- Implants
- Coussinets de récupération
- Produits visqueux de chambre postérieure

❖ Odontologie - stomatologie

- Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
- Traitements prophylactiques
- Orthodontie
- Traitement du parodonte et de la pulpe
- Implants

- Reconstruction maxillo-faciale

❖ **Chirurgie orthopédique**

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, ...)
- Orthèses
- Ligaments et tendons artificiels
- Cartilage
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
- Chirurgie du rachis
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches)
- Matériaux de comblement osseux injectable

❖ **Cardiovasculaire**

- Valves cardiaques
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...)
- Coeur artificiel
- Assistance ventriculaire
- Stimulateurs cardiaques
- Prothèses vasculaires
- Matériels pour angioplastie liminale coronarienne et stents
- Cathéters endoveineux

❖ **Cardiovasculaire**

- Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale
- Rein artificiel portable
- Prothèses de pénis
- Matériaux pour traitement de l'incontinence

❖ **Endocrinologie-chronothérapie**

- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments
- Biocapteurs

❖ Chirurgie esthétique

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

❖ Chirurgie générale et divers

- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires
- Peau artificielle
- Produits de contraste
- Produits pour embolisation
- Produits pour radiologie interventionnelle

3.6. Biocompatibilité

Plusieurs définitions permettent de clarifier le mot biocompatibilité. Lors d'une conférence de consensus réunie en Grande-Bretagne par la Société Européenne pour les biomatériaux (1986), la biocompatibilité a été définie comme « la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique ». EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée : « la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives ». Mais il précise la difficulté d'appréhender la biocompatibilité à la fois expérimentalement et cliniquement.

La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes : les effets du matériau sur le milieu et les effets du milieu sur le matériau. Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments rélargies. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique. Ces multiples facettes de la biocompatibilité nécessitent de se doter d'outils d'évaluation capables de les appréhender [9,10].

Propriété d'un matériau à agir avec une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique.

Capacité d'un matériau à ne pas induire de réactions de rejet. Absence de réponse immunitaire ou inflammatoire. Pas de toxicité [39].

3.6.1. Biointégration

Aptitude d'un matériau à être colonisé par les cellules vivantes [8].

- Un implant métallique libère des ions par dissolution dans le corps humain.
- Le phénomène augmente avec la corrosion.
- Les ions métalliques dissous forment rapidement des complexes métalloprotéïques empêchant le transport des éléments nutritifs et entraînent une lyse des cellules adjacentes avec dégradation de l'amatrice extracellulaire.
- Le processus peut aboutir au descellement de l'implant.

Exemples :

La rate accumule Cr, Co, Ti, Ni, Fe et Al.

Les poumons et les reins accumulent le Co, et le Ni Etc ...

La notion de biocompatibilité repose donc sur les critères suivants :

- Propriétés chimiques : oxydation, corrosion, dégradation.
- Propriétés biologiques : bio adhésion (intégration osseuse), réactions immunitaires (allergiques, toxiques, mutagènes, cancérigènes, encapsulation).

Dans le cas de dispositifs implantables dans l'os, les points suivants sont investigués:

- Cytotoxicité, sensibilité, génotoxicité, implantation, toxicité ionique, cancérogénicité

3.7. Evaluation biologique des matériaux dentaires

La biocompatibilité des matériaux dentaires doit être définie sur trois niveaux successifs d'investigation : les tests in vitro, in vivo et pré-clinique chez l'homme ou le primate selon les normes internationales. La synthèse de ces études permet de déterminer les mécanismes d'interaction des surfaces implantaires sur les tissus de façon à optimiser de nouveaux matériaux implantaires en vue d'une utilisation clinique [10].

3.8. Les matériaux et le milieu vivant

3.8.1. Biocompatibilité de l'alliage nickel-titane

La résistance à la corrosion d'un alliage et la toxicité des métaux qui le composent sont des éléments déterminants de biocompatibilité. La biocompatibilité du NiTi a ses propres caractéristiques, différentes de celles du nickel ou du titane seul. Les ions nickel et titane peuvent, cependant, être relargués par corrosion à partir de l'alliage NiTi. Il est donc important

de connaître les effets de ses composants si l'on veut comprendre les effets possibles du NiTi [38].

3.8.2. Biocompatibilité du nickel

Il est reconnu que le nickel pur présente un certain degré de toxicité. En effet, il est capable, sous forme ionique, de s'associer avec de nombreuses substances biologiques importantes telles que les acides aminés ainsi que certains activateurs [12]. L'allergie de contact au nickel se manifeste sous forme d'eczéma [13]. Elle est fréquemment rencontrée chez les femmes. En effet, une étude danoise récente estime à plus de 17% le nombre de femmes de plus de 20 ans ayant des patch-tests positifs au nickel [14]. Le port de certains accessoires vestimentaires, de bijoux fantaisie et désormais le piercing sont des facteurs de sensibilisation communément admis [15]. Depuis l'arrêté du 18 juillet 2000 (traduisant la directive européenne 94/27 du 30 juin 1994), le taux de nickel est réglementé dans certains produits « des tinés à entrer en contact direct et prolongé avec la peau ». Sont visés par l'arrêté : boucles d'oreilles, colliers, bracelets, bagues, bracelet et fermoirs de montre, boutons à rivets, fermetures à glissière... De manière surprenante, la directive n'aborde pas la teneur en nickel pour le domaine odontologique. Pour les prothèses dentaires, la seule obligation est d'avoir le marquage CE, marquage correspondant surtout à une démarche qualité. Cependant, la survenue d'allergie induite par l'implantation de métaux en bouche apparaît très rare [16]. La présence de nickel peut néanmoins être la cause de différents troubles (sensation de brûlure, stomatite, ulcération de la langue et de la muqueuse buccale, goût métallique). D'après BASS et coll. (1993) [17], même si les patients ont des réactions cutanées au nickel, il n'en va pas de même au niveau buccal. De nombreux patients dont les tests sont positifs au nickel ne présentent aucune réaction inflammatoire quand ils sont en contact avec celui-ci au niveau buccal. Ceci serait probablement dû à une concentration insuffisante en nickel pour entraîner une réaction intra-orale.

3.8.3. Biocompatibilité du titane

Il est généralement admis que le titane pur est extrêmement bien toléré par des tissus et n'induit ni effets toxiques, ni réactions inflammatoires [18].

La biocompatibilité du titane est en rapport avec la formation spontanée, à l'air ou en milieu aqueux, d'une couche d'oxyde de surface, constituée de plusieurs oxydes (dioxyde de titane TiO_2 , TiO , Ti_2O_3 , Ti_3O_4) [19]. C'est une couche naturelle de protection, dite couche

passive, dont l'épaisseur est estimée entre 300 et 600 nm. Elle adhère fortement au titane et lui confère sa très grande résistance à la corrosion vis-à-vis des sulfures, mais surtout des chlorures, éléments caractéristiques en milieu biologique. Bien que le titane commercialement pur soit classé parmi les biomatériaux inertes, utilisé comme implants, sa couche d'oxyde protectrice présente des propriétés que l'on peut qualifier de bio-actives, si l'on en juge par les éléments atomiques qu'elle incorpore, éléments caractéristiques des milieux organiques. L'interface entre l'implant et les tissus est donc dynamique. En raison de cette passivation, le titane montre une qualité de rapport avec les tissus environnants comparable à celle des céramiques dont la cyto compatibilité est parfaite. La biocompatibilité du titane est particulièrement bonne vis-à-vis de l'os qui croît en contact direct avec sa surface et assure ainsi une très bonne transmission des contraintes mécaniques [37].

3.8.4. Biocompatibilité de l'alliage nickel-titane

En prévision des applications futures du NiTi, il importe de déterminer la biocompatibilité de ce matériau, et de la comparer à celle d'autres métaux actuellement utilisés en chirurgie orthopédique. La cytotoxicité du NiTi fut évaluée en suivant plusieurs normes (NF S91-142 ; NF S91-143 ; NF S91-144 ; NF S91-145 ; NF S91-146 ; NF S90-700 ; NF S90-701 ; NF S90-702 ; NF S90-703 ; ISO10093).

3.9. Interface avec les tissus osseux

Un os sur contraint va se densifier la pose d'une prothèse va générer un phénomène appelé le « stress-shielding » (absorption des contraintes par la prothèse) qui va générer une ostéoporose localisée dans la région de la prothèse. Le faible module d'Young du titane par rapport aux autres métaux permet une meilleure diffusion des contraintes dans l'os et diminue les risques de fragilisation de l'os (fig. 3.3) [20].

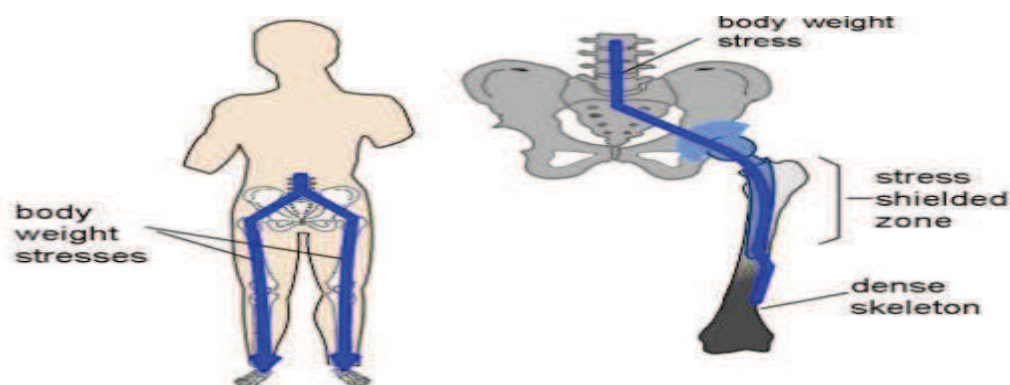


Figure.3.3. Tissus osseux [20]

3.9.1. Remplacements d'os et d'articulations

100 000 de prothèses de hanche sont posées annuellement en France. Les tiges des prothèses de hanche sont généralement en TiAl6V4. Le titane s'est imposé dans l'orthopédie grâce à sa biocompatibilité, son module d'Young faible (par rapport aux autres métaux) ainsi que sa grande résistance mécanique (limite d'élasticité de 900 MPa). Le titane est très largement utilisé dans le domaine des implants orthopédiques (fig.3.4) [21].



Figure.3.4. l'os et d'articulation [21]

3.9.2. Implants dentaires

110 000 Implants dentaires posés chaque année. Les implants dentaires sont faits en titane. Les implants dentaires sont insérés dans l'os de la mâchoire pour remplacer la racine dentaire manquante. Après une courte période de guérison, l'os s'attache à l'implant. Ainsi, une dent de remplacement peut être fixée sur l'implant (fig 3.5).

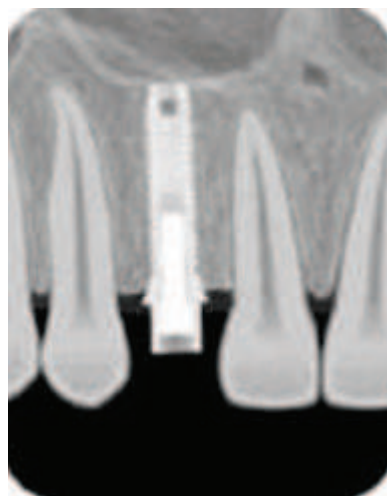


Figure. 3.5. Racine artificielle [22]

3.10. Paramètres de la biocompatibilité

Les paramètres de la biocompatibilité [22]

3.10.1. Lies au matériaux

- ✓ Composition et structure chimique
- ✓ Morphologie superficielle
- ✓ Chimie superficielle
- ✓ Energie fibre superficielle
- ✓ Potentiel électrique de surface
- ✓ Stabilité chimique
- ✓ Chimie des produits de dégradation

3.10.2. Lies au dispositif

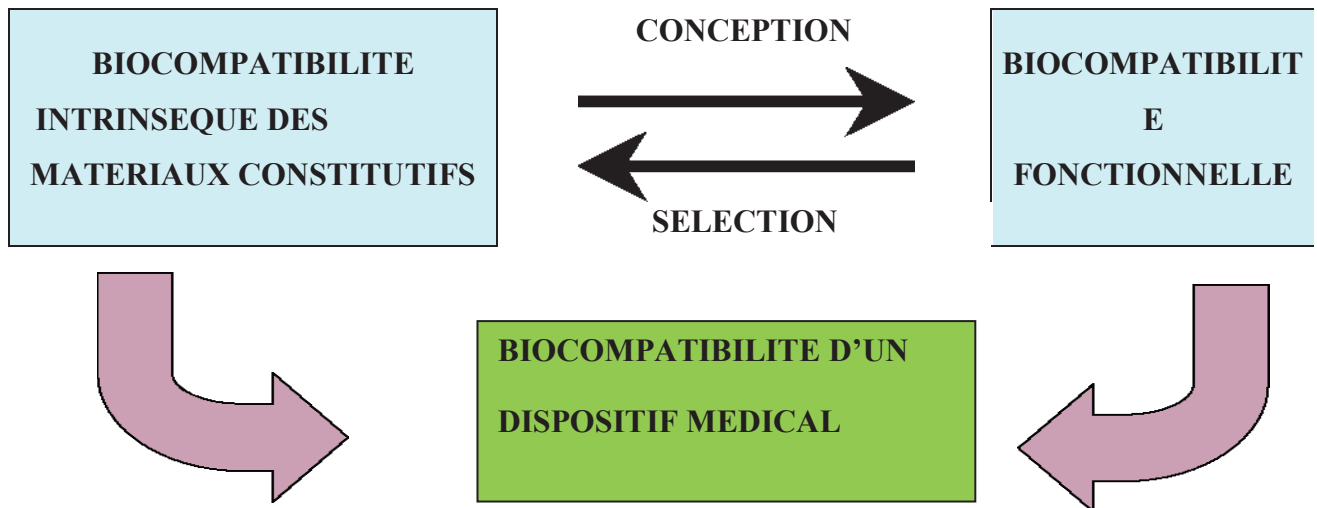
- ✓ Rafle
- ✓ Forme
- ✓ Comportement mécanique

3.10.3. Lies au patient

- ✓ Espèce (en situation expérimentale)
- ✓ Age
- ✓ Sexe
- ✓ Type de tissu et site d'implantation
- ✓ Etat pathologique
- ✓ Traitement en cours

3.10.4. Autres

- ✓ Art chirurgical
- ✓ Relation implant-tissu
- ✓ Facteurs infectieux



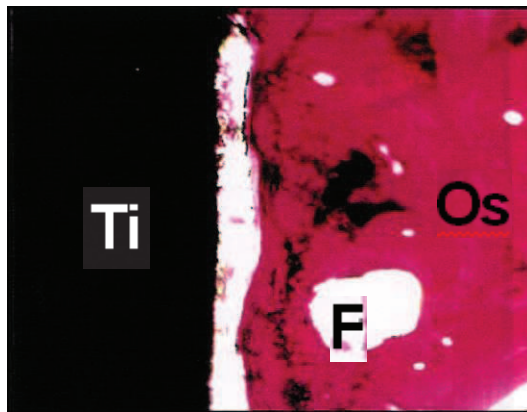
3.11. Intégration tissulaire, expression idéale de la biocompatibilité

- Est conditionnées par
 - Une évolution appropriée des phénomènes intervenant au niveau de l'interface matériau-tissu, c'est à dire conduisant à la reconstruction, en contact étroit avec le matériau et à sa surface, d'un tissu identique au tissu d'accueil [22].
 - Les caractéristiques superficielles du matériau
- Implique
 - une stabilité géométrique relative de l'interface matériau-tissu
 - implique l'absence de facteurs d'origine pathologique, infectieux en particulier, défavorables à la réparation tissulaire.



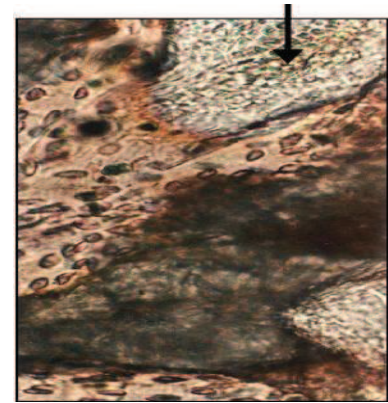
Figure.3.6. Section d'une greffe osseuse d'origine autologue au sein d'un condyle fémoral de lapin.

Le greffon apparaît parfaitement intégré [23].



(a)

(a) Une couche fibreuse (F) s'interpose entre l'os et le métal à gauche



(b)

(b) On ne voit pas dans cet exemple là de couche fibreuse d'interposition entre un implant en corail et l'os qui l'entoure.

Figure.3.7. Interface os biomatériau [22]

3.12. Biomatériaux et ingénierie tissulaire osseuse

L'ingénierie tissulaire fait appel aux propriétés des matériaux et des systèmes vivants pour concevoir des réseaux 3D et autres supports qui sont nécessaires pour que des cellules puissent régénérer le tissu osseux. Dans l'os, l'utilisation de l'ingénierie tissulaire diminuerait le recours aux interventions chirurgicales en réduisant la période de convalescence (Rezwan et coll., 2006). Un biomatériau utilisable en site osseux doit remplir un certain nombre de conditions, biocompatibilité, ostéoconduction (pouvoir d'un biomatériau à être colonisé par des cellules osseuses; cette condition dépend de la nature physico-chimique de sa surface, de sa porosité...). La biodégradabilité est aussi requise si le biomatériau est utilisé dans le cadre de comblements osseux. Une autre condition théorique et idéale est l'ostéoinduction (recrutement de cellules souches mésenchymateuses du receveur qui vont se différencier en ostéoblastes dans l'environnement d'implantation du biomatériau) [24].

Les biomatériaux d'origine animale comprennent quant à eux :

- dérivés de tissus durs et mous de mammifères : ivoire, dent, os (allogénique, xénogénique, BMP...), cartilage, collagène
- dérivés des fluides biologiques : fibrinogènes et fibrine, acide hyaluronique
- dérivés des œufs d'oiseaux : coquilles d'œufs (poule, autruche)
- dérivés des mollusques : nacre (huître)
- dérivés des carapaces de crustacés et des cuticules d'insectes : chitine
- dérivés des sécrétions d'araignées : soie d'araignée

- dérivés des madréporaires : corail

Les inconvénients des biomatériaux d'origine biologique concernent les points suivants :

- réponses antigéniques à bas bruit et à long terme
- pureté du produit et sécurité infectiologique
- calcification

D'indispensables précautions sont bien sûr à prendre, notamment en ce qui concerne la sélection des donneurs et les techniques de stérilisation (hépatites, SIDA, ESB...). Pour tous les biomatériaux d'origine biologique, il faut souligner la difficulté de s'assurer en pratique courante qu'ils ont satisfait à tous les critères de sélection et avec quelle sécurité la conformité à ces critères a été établie.

Rappelons qu'en France deux agences d'État veillent à l'application de la réglementation

- l'Établissement français des greffes (EFG), établissement public de l'État, placé sous la tutelle du ministre chargé de la Santé, créé en 1994 (encadrement du prélèvement, sécurité des produits du corps humain) ;
- l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de Santé (AFSSaPS), établissement public de l'État, placé sous la tutelle du ministre chargé de la Santé, créé en 1998 : à l'intérieur de cet organisme, la DEDIM (Direction de l'évaluation des dispositifs médicaux) assure, entre autres, la surveillance des marchés.

3.13. Biomatériaux utilisés pour les prothèses

Les matériaux naturels ne constituent qu'une faible partie des matériaux implantés, bien qu'il existe des variations énormes selon les spécialités chirurgicales. Ceci est dû, d'une part à la difficulté ou à l'impossibilité de se procurer des matériaux endogènes (prothèses mammaires, implants dentaires par exemple) et, d'autre part, aux risques potentiels présentés par les matériaux naturels d'origine animale ou provenant de donneurs sont traités afin d'éliminer autant que possible les facteurs de risque (réactions immunitaires, risques viraux). Les banques d'os, par exemple, proposent maintenant des matériaux d'origine humaine, chauffés et exempts de germes pathogènes. Ces traitements peuvent altérer les matériaux naturels et diminuer fortement leur intérêt. Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui [25].

3.13. 1. Alliages métalliques

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

A - Aciers Inoxydables

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

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

B - Alliages à base de cobalt

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue ou forgés (Vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul10 (Cr, Ni, Co, Mo)).

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

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

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

C - Alliages à base de titane

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

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

Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment [26], [27], [28].

3.13.2. Polymères

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, qui est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os-ciment [29].

3.13.3. Céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires.

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le « caractère » fragile des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les

céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles [30] et [31].

- **Porcelaine** : La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).
- **Verre** : Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles : ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique.
- **Céramiques dentaires** : La céramique dentaire utilisée dans notre étude est la Céramique feldspathique.

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [32].

Dans le tableau ci-après, sont cités les biomatériaux les plus couramment utilisés en fonction de leur domaine d'utilisation (Tab. 3.1)

Matériau	Domaine d'application
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, implants dentaires
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive
Aciersinoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
Polytétrafluoroéthylène	Implants vasculaires, chirurgie faciale
Silicone	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
Polyéthylène	Sutures, implants vasculaires
Polyméthylmethacrylate	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
Polyester	Sutures, implants vasculaires
Polypropylène	Sutures, ligaments
Polyamide	Sutures
Alumine	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
Carbone	Valves cardiaques, ligaments
Bio verres	Implants orthopédiques et dentaires
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables

Tableau 3.1. Biomateriaux les plus couramment utilisés [30]

3.14. Les biomatériaux dentaires

3.14.1. Généralités

Aujourd'hui, 28 métaux différents sont utilisés dans la réalisation des prothèses dentaires métalliques. Les métaux principaux sont le béryllium, l'aluminium, le titane, le tantale, le manganèse, le ruthénium, le chrome, le gallium, le germanium, le fer, le cobalt, le zinc, le nickel, l'indium, l'étain, le molybdène, le cuivre, le palladium, le zirconium, le rhodium, l'iridium, le mercure, le platine, l'argent et l'or. Les implants sont essentiellement proposés en

titane commercialement pur (au moins 98% de titane), en alliage à base de titane (Ti-6Al-4V), en céramique à base d'oxyde de zirconium (ZrO₂) ou d'oxyde d'aluminium (Al₂O₃).

L'odontologie est la discipline chirurgicale qui utilise le plus large panel de matériaux : alliages, polymères, ciments chirurgicaux, céramiques, biomatériaux de collage ou de comblement, fils de suture, implants etc. De structures et de propriétés variées, ces matériaux sont en contact avec un ou plusieurs tissus de la cavité buccale. Parmi les premiers matériaux employés, citons les alliages nobles à base d'or ou de mercure (amalgames à base d'argent pour les alliages précieux). Leur coût élevé et leurs propriétés mécaniques insuffisantes ont suscité des travaux de recherche vers d'autres alliages.

3.14.2. Les implants dentaires

La prothèse dentaire permet de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction équilibrée, un confort satisfaisant et de restaurer l'esthétique.

L'implantologie dentaire consiste à fixer dans l'os maxillaire ou mandibulaire un dispositif destiné à remplacer la racine d'une dent et à supporter dans un second temps un élément prothétique [33].

3.14.2.1. Description du dispositif implantaire

Il est constitué de trois parties :

1. l'implant : c'est la partie remplaçant la ou les racines d'une dent naturelle. Il constitue un ancrage au maxillaire ou à la mandibule, stable et résistant sur lequel s'adapte la prothèse. Il est en contact avec trois tissus différents : l'épithélium buccal, le tissu conjonctif gingival et l'os alvéolaire. C'est une pièce clé du système puisque nous avons là une interface matière vivante-matériau biocompatible ;
2. le moignon ou pilier : c'est la partie intermédiaire reliant l'implant à la prothèse. Il transmet les efforts entre l'implant et la couronne mais sert essentiellement à stabiliser la prothèse ;
3. la couronne : c'est la partie supérieure remplaçant la dent naturelle. Elle a une fonction esthétique, en particulier s'il s'agit d'une dent antérieure mais aussi une fonction dans la mastication des aliments. Cette couronne peut être soit scellée, soit vissée au moignon intermédiaire. Elle doit être démontable ou réparable, au cours de la vie du patient.

3.14.2.2. Caractéristiques de l'implant

Il existe plusieurs sociétés qui produisent des implants dentaires (Nobel Biocare, Zimmer Dental, Astra Tech, Straumann, Dentsply, etc.). Toutes doivent adhérer à des standards de fabrication et de médecine des plus élevés afin d'obtenir leur approbation pour être commercialisées en Europe. Ces implants varient par leur forme (vis, cylindres, lames), par la nature de leur col, par l'état de surface (lisse ou rugueux), par la connectique prothétique (hexagone, octogone, triangle, etc.). Un implant tend à répondre aux sollicitations mécaniques propres à la mastication et idéalement à avoir les mêmes caractéristiques que l'os dans lequel il va être inséré (exigences mécaniques, chimiques et biologiques).

En plus de cela, il va falloir considérer les aspects de coût des matériaux, leur disponibilité, et également les possibilités de leur mise en œuvre [33].

3.14.2.3. Préparation des implants dentaires

Les implants dentaires métalliques se couvrent quasi instantanément, à température ambiante, à l'air ou dans l'eau, d'une couche d'oxyde. La nature de cet oxyde de surface est très étroitement liée aux conditions présentes pendant la fabrication de l'implant et donc pendant la formation de sa couche d'oxyde. Les implants sont fabriqués à partir d'un alliage qui est usiné et mis en forme à l'aide de machines précises appropriées. Pendant sa préparation, le métal frais est exposé à l'air et s'oxyde rapidement. La nature de l'oxyde dépendra des conditions présentes pendant l'usinage. Lors des étapes suivantes de préparation, l'oxyde de surface initial sera modifié et subira une légère croissance [34].

3.14.2.4. Biomatériaux utilisés

Quatre catégories d'implants ont été identifiées :

- Les implants endo-osseux
- Les implants juxta-osseux ou sous-périostés
- Les implants trans-osseux
- Les implants endodontiques

Les implants endo-osseux en forme de vis sont les matériaux implantaires les plus couramment utilisés et apparaissent, aujourd'hui, comme les plus fiables et les plus recommandés en chirurgie dentaire. Les trois autres catégories d'implants n'offrent pas les mêmes performances et tendent à être délaissées. Le titane commercialement pur et l'alliage Ti-6Al-4V sont, de nos jours, les matériaux implantaires les plus performants [34]:

- Le titane commercialement pur est, en fait, un alliage de titane et d'oxygène. En fonction du taux d'incorporation en oxygène, on distingue 4 grades de titane aux propriétés mécaniques différentes. Le titane commercialement pur renferme également quelques impuretés (carbone, fer, hydrogène, azote) dont la teneur implique des variations des propriétés mécaniques. A titre d'exemple, le titane de grade 1 (le moins riche en oxygène) est le plus pur et aussi le moins résistant [36].
- Le titane allié Ti-6Al-4V (environ 90% de titane, 6% d'aluminium, 4% de vanadium et une fraction de pourcentage d'oxygène et d'impuretés) est un alliage de titane très utilisé en implantologie et en chirurgie orthopédique. Cet alliage offre des caractéristiques mécaniques 2 à 3 fois supérieures à celles du titane commercialement pur (meilleure résistance en tension et compression, meilleure limite élastique). L'aluminium augmente également les propriétés mécaniques et diminue la densité alors que le vanadium a tendance à améliorer la résistance à la corrosion [35].

Référence

- [1] Sylvaine De plaen, La transplantation d'organes, 2006.
- [2] [http://www. Cite- sciences. Fr/ Biomatériaux](http://www.Cite-sciences.Fr/Biomatériaux). URL
- [3] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells *in vitro*: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- [4] [http://www. Cite- sciences. Fr/ Biomatériaux](http://www.Cite-sciences.Fr/Biomatériaux). URL
- [5] naturelles en prothèse fixée, Thèse de doctorat, Université d'Auvergne Clermont I, 2001.
- [6] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells *in vitro*: Scanning electron microscopic observation and MRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- [7] PALLUA Norbert, SUSCHECK Christoph V. Langue— 19.3x26 cm —. Tissue engineering is a multidisciplinary field : Anglais. 01-2011 — 500 p.
- [8] T. Kokubo, T. Matsushita, H. Takadama, Titania-based bioactive materials, *Journal of the European Ceramic Society*, Volume 27, Issues 2-3, Pages 1553-1558, 2007.
- [9] W. Cao, L. L. Hench, Bioactive Materials, *Ceramics International* 22 (1996) p 493
- [10] MAINARD D. GOUIN F. CHAUVEAUX D. et LOTY B, Les substituts osseux en 2001, Ed. Thèse de doctorat n°2534, Université de Rennes 1, 2001.
- [11] Klein CL, Reclaru R, Van Kooten TG, Eschler PY, Susz C, and Kirkpatrick CJ. 1998. Cytotoxicité, une première évaluation biologique. *Proth Dent* 136:15-21.
- [12] Mushak P. 1980. Metabolism and systemic toxicity of nickel. In: Nriagu JO, ed. *Nickel in the environment*. New-York: John Wiley & Sons.
- [13] Peltonen L. 1979. Nickel sensitivity in the general population. *Contact Dermatitis* 5: 27-32
- [14] Veien NK, Hattel T, and Laurberg G. 2001. Reduced nickel sensitivity in young Danish women following regulation of nickel exposure. *Contact Dermatitis* 45:104-6.
- [15] Mattila L, Kilpelainen M, Terho EO, Koskenvuo M, Helenius H, and Kalimo K. 2001. Prevalence of nickel allergy among Finnish university students in 1995. *Contact Dermatitis* 44:218-23.
- [16] Frimat P. 1995. Métaux et muqueuse buccale. *Progrès en Dertamo-allergologie*. Arcachon: Gerda Médiscript. 39-53.
- [17] Bass JK, Fine H, and Cisneros GJ. 1993. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. *Am J OrthodDentofacial Orthop* 103:280-5
- [18] Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, and Ohlsson A.

1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J PlastReonstr Surg3:81-100.
- [19] Zitter H, and Plenk H, Jr. 1987. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. J Biomed Mater Res21:881-96.
- [20] L. L. Hench, R. J. Splinter, W. C. Allen, T. K. Greenlee, J. Biomed. Res. (2), (1972) p 117
- [21] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J. Lemons Annals of NY academy of Science, (1988) p 54
- [22] h. Baquey et I. Bordenave. Les biomateriaux : Des materiaux doublement exigeants. 1986 puis 1991.
- [23] <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL
- [24] Annali, RT. Hart, PG Pavon, Dental Biomechanics. Edited by A. N. Natali, p. 1-17 Clémence DEMANGEL. Les alliages de titane dans le domaine biomedical. 2008
- [25] D. Krupa, J. Baszkiewicz, J.A. Kozubowski, A. Barcz, J.W. Sobczak, A. Bilinski, M. Lewandowska-Szumie, B. Rajchel, Effect of dual ion implantation of calcium and phosphorus on the properties of titanium, Biomaterials (2005). 26, 2847–2856
- [26] <http://membres.lycos.fr/atollimplant/tolerance.htm> sur la biocompatibilité et les différents alliages utilisés
- [27] Marie-aimée Courbeyrotte, Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée, Thèse de doctorat, Université d’Auvergne Clermont I, 2001.
- [28] Fabien Guillemot, Etude métallurgique d’alliage de titane pour application biomédicale, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.
- [29] T. Kokubo, T. Matsushita, H. Takadama, Titania-based bioactive materials, Journal of the European Ceramic Society, Volume 27, Issues 2-3, Pages 1553-1558, 2007.
- [30] A. Yokohama, F. Watari, R. Miyao, H. Matsuno, M. Uo, T. Kawasaki, T. Kohgo, M. Omori, T. Hirai, Zirconia Ceramics for Dental Applications, Key engineering materials, 192-195, p 445, 2001
- [31] W. Cao, L. L. Hench, Bioactive Materials, Ceramics International 22, p 493, 1996.
- [32] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J. Lemons, Annals of NY academy of Science, p 54, 1988.
- [33] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, EMC-Dentisterie1, p.101–117, 2004.
- [34] William D. Callister, Jr, Science et génie des matériaux, Collection Sciences Sup, p.800, 2003.
- [35] Ephe.D.R.Wirth. Influence De L’état De Surface De L’alliage Nickel-Titane Sur Le Comportement Cellulaire. Thèse de doctorat 2008

- [36] Okabe T, and Hero H. 1995. The use of titanium in dentistry. *Cells and Materials* 5:211-230.
- [37] HANAWA T. Evaluation techniques of metallic biomaterials in vitro. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2002; 3(4):289-295.
- [38] DEE K.C., PULEO D.A. and BIZIOS R. *Biomaterials. An Introduction To Tissue Biomaterial Interactions*; 2003. p. 1-13.
- [39] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. *Les biomatériaux*. Fondation pour la recherche médicale. URL

CHAPITRE IV

Comportement mécanique d'une prothèse dentaire soumise à des effets dynamiques

4. Modélisation Numérique du comportement biomécanique des implants dentaires

4.1. Planification préopératoire

4.1.1. Choix de l'implant

En implantologie dentaire, le choix de l'implant est laissé à l'appréciation du praticien.

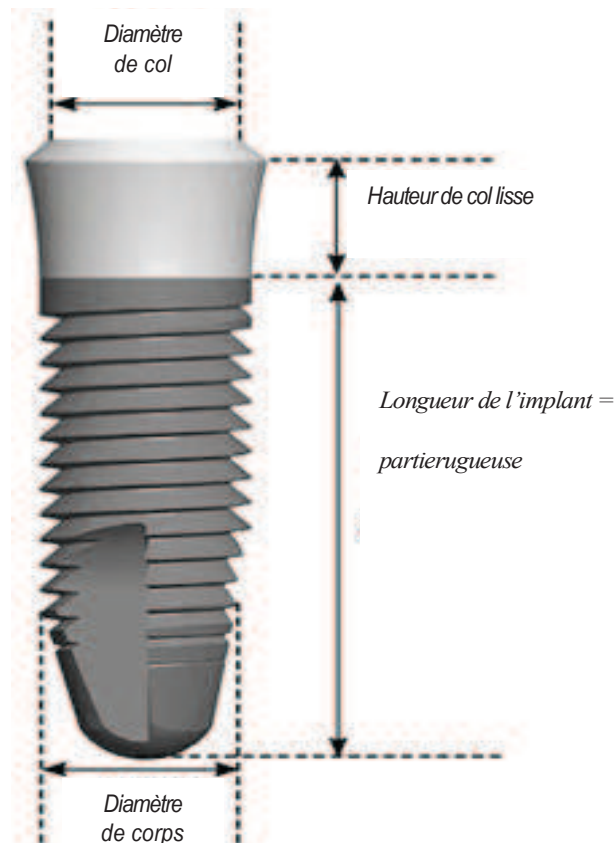


Figure.4.1. Désignation de l'implant correspond à la longueur de la partie endo-osseuse

Il s'agit de sa forme générale, le grand nombre d'implant existant sur le marché démontre l'absence d'une forme idéale. D'une façon générale, un implant se compose de trois grandes parties qui sont le col, le corps et l'apex [8,15].

- **Le col de l'implant**

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie est en général au contact des tissus mous et durs. Le col est la partie la plus coronaire d'un

implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable.

- ***Le corps de l'implant***

C'est la plus grande partie de l'implant, il se situe entre le col et l'apex. C'est le corps qui va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient.

- ***L'apex***

C'est la partie terminale de l'implant, elle peut être active ou passive.

Le diamètre de l'implant est la dimension extérieure du filetage mesurée entre le sommet du filet le plus large et le même point opposé de l'autre côté de l'implant (fig 4.1). Il doit exister suffisamment d'os alvéolaire autour du site de l'implant pour le diamètre choisi (au minimum 1 mm sur la circonférence, ou 1,5 mm pour les implants).

De plus, il doit subsister 2 mm d'os au-delà de l'apex de l'implant.

- ***IMPLANTS OSSEUX***

- les implants Trabecular Metalsont disponibles en plusieurs tailles

(Diamètres) : \emptyset 4,1 mm, \emptyset 4,7 mm et \emptyset 6,0 mm.

- les implants TaperedScrew-Ventsont disponibles en quatre modèles qui ne se différencient que par leur taille autrement dit par leurs diamètres : \emptyset 3,7 mm, \emptyset 4,1 mm, \emptyset 4,7 mm et \emptyset 6,0 mm.

- ***IMPLANT TISSULAIRE***

- les implants AdVentsont disponibles en deux tailles (diamètres) : \emptyset 3,7 mm et \emptyset 4,7 mm.

- ***IMPLANT ONE-PIECE***

- les implants ZimmerOne-Piece sont disponibles en trois tailles (diamètres) :

\emptyset 3,0 mm, \emptyset 3,7 mm et \emptyset 4,7 mm.

4.1.2. Position de l'implant

4.1.2.1 Position mésio-distal

La position de l'implant dans la structure osseuse doit satisfaire certaines règles [8,15] :

Premièrement : distance par rapport à la dent adjacente au niveau osseux

Au niveau osseux, il est nécessaire de respecter une distance minimale de 1,5 mm de l'épaule de l'implant à la dent adjacente (en mésial et distal) comme le montre la figure 4.2.

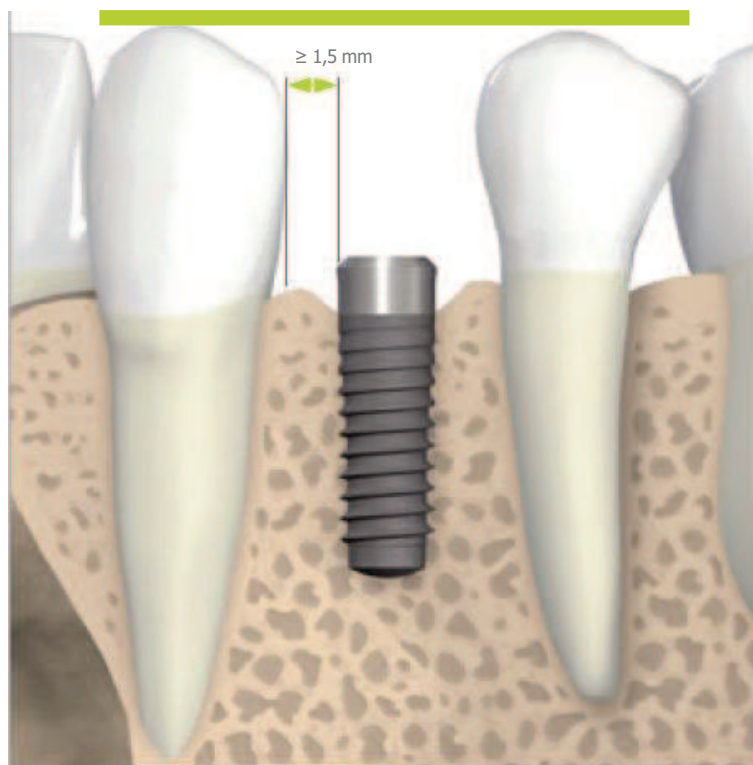


Figure.4.2.Distance implant-dent

Deuxième : distance implant-implant adjacents dans la structure osseuse

La distance minimale entre deux épaulements d'implants adjacents doit être au moins de de 3,0 mm (en médio-distal), comme l'indique la figure 4.3.



Figure.4.3.Distance implant-implant

4.1.3. Distance implant-implant ou implant-dent

Les implants dentaires doivent être disposés dans une structure osseuse de telle façon à éviter les fortes interactions inter-implants pouvant ainsi conduire à la fragilisation du tissu vivant. Pour éviter un tel comportement les distances minimales séparant deux implants adjacents et un implant et une dent sont représentées sur la figure 4.4 a et 4.4 b respectivement [16]

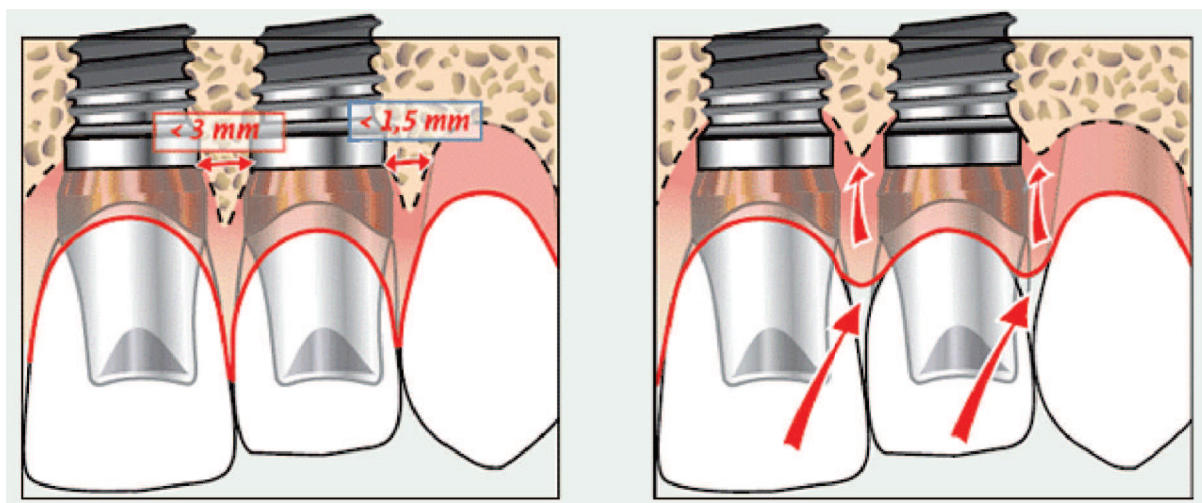


Figure.4.4.Schéma générale de la distance implant-implant

a) Distance inter implantaire inférieure à 3 mm et distance dent-implant inférieure à 1,5 mm. Situation lors de la pose. Les crêtes osseuses entre les implants et entre l'implant et la dent sont présentes.

b) Distance inter implantaire inférieure à 3 mm et distance dent-implant inférieure à 1,5 mm. Situation après 6 mois de fonction. Observer la disparition de la crête osseuse entre les implants et entre l'implant et la dent (petites flèches rouges) suivie d'une récession gingivale (grandes flèches rouges)

4.1.4 Position corono-apicale

Les implants plus dotés d'une section de col lisse de 1,8 mm sont enfoncés dans la structure osseuse jusqu'à la limite de la surface, comme l'illustre la figure 4.5. Il est éventuellement possible de les placer un peu plus en profondeur si nécessaire[15,16].

Idéalement, dans la région esthétique, l'épaulement de l'implant doit être placé environ 1,0 mm en apical de la jonction amélo-cémentaire (JAC) de la dent controlatérale, ou 2,0 mm en sous-gingival du rebord gingival prévu.

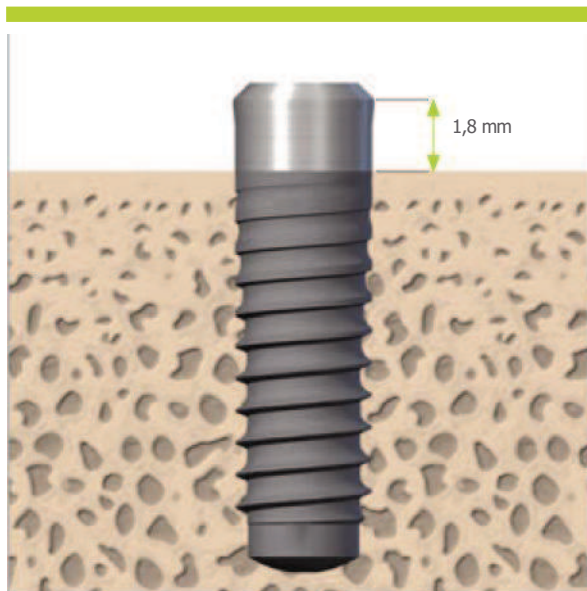


Figure.4.5.Position l' hauteur de col lisse

4.2. Analyse numérique du comportement biomécanique

4.2.1 Présentation du logiciel éléments finis

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure.

Ce chapitre sera d'abord consacré à l'analyse statique et dynamique de l'implant dentaire modélisé dans le chapitre précédant, ainsi qu'à l'ensemble des méthodes récentes associées à la génération de ces modèles : maillage, attribution des propriétés des matériaux et définition des conditions de chargement, validation du modèle [9].

Les principales étapes de construction d'un modèle éléments finis, qui sont détaillées par la suite, sont les suivantes [9,10]:

- Discrétisation du milieu continu en sous domaines ;
- Construction de l'approximation nodale par sous domaine ;
- Calcul des matrices élémentaires correspondant à la forme intégrale du problème ;
- Assemblage des matrices élémentaires ;
- prise en compte des conditions aux limites ;
- Résolution du système d'équations [9].

4.2.2 Présentation du logiciel ABAQUS

Il faut savoir que les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont Nastran, Catia, ABAQUS et SolidWorks. Tous ces logiciels effectuent les mêmes tâches, c'est à dire qu'ils génèrent des structures, ses caractéristiques et celles du problème étudié (par exemple une table avec 8 pieds de différentes longueurs en liège et devant soutenir une charge de 2T en son centre), ensuite ils calculent le devenir de cette structure (déformations, ruptures, plastification...) et enfin ils permettent de traiter ces résultats afin d'en sortir des données utilisables et exploitables.

La plupart des entreprises utilisent un assortiment de ces logiciels qui sont plus ou moins performants dans l'une ou l'autre de ces tâches, par exemple, dessiner avec Catia, calculer avec ABAQUS et faire du post traitement avec Nastran. Il vous sera donc certainement demandé dans le monde de l'entreprise une maîtrise de plusieurs de ces outils, d'où l'intérêt de commencer avec ABAQUS [9,10].

ABAQUS a été développé par Hibbit, Karlsson & Sorensen (HKS) (devenue ABAQUS, Inc depuis) depuis 30 ans et le début de la théorie des éléments finis et a été amélioré au fur et à mesure pour intégrer toutes les nouveautés de la théorie et des besoins de l'entreprise, jusqu'à ce que l'entreprise soit rachetée par Dassault industries en Octobre de l'année 2005 (donc si ça vous intéresse vous savez où aller frapper).

ABAQUS est avant tout un logiciel de simulation par éléments finis de problèmes très variés en mécanique. Il est connu et répandu, en particulier pour ses traitements performants de problèmes non-linéaires.

Le cœur du logiciel ABAQUS est donc ce qu'on pourrait appeler son "moteur de calcul". A partir d'un fichier de données (caractérisé par le suffixe .inp), qui décrit l'ensemble du problème mécanique, le logiciel analyse les données, effectue les simulations demandées et fournit les résultats dans un fichier .odb.

Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (cela s'appelle aussi effectuer le prétraitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier .odb (ou post traitement). La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, etc...., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré traitement et le post traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. ABAQUS propose le module ABAQUS CAE, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation :

La génération du fichier de données, Le lancement du calcul proprement dit, L'exploitation des résultats [10,11].

4.2.3 Modèle géométrique

Le modèle tridimensionnel utilisé dans cette étude est composé de quatre éléments : abutment, implant, os cortical, os spongieux. Ceci constitue la prothèse dentaire dont le but est d'analyser le niveau et la répartition des contraintes dans l'os dans le cas d'une implantologie utilisant plusieurs implants. Cette étude consiste en la détermination des contraintes dans l'os entre les implants lors du processus masticatoire des aliments. Ce processus est simulé par des efforts dynamiques exercés selon trois directions. L'analyse comparative nécessite l'étude d'implantologies composées d'un seul implant, de deux implants et de trois implants dont les modèles sont représentés sur la figure.4.6.

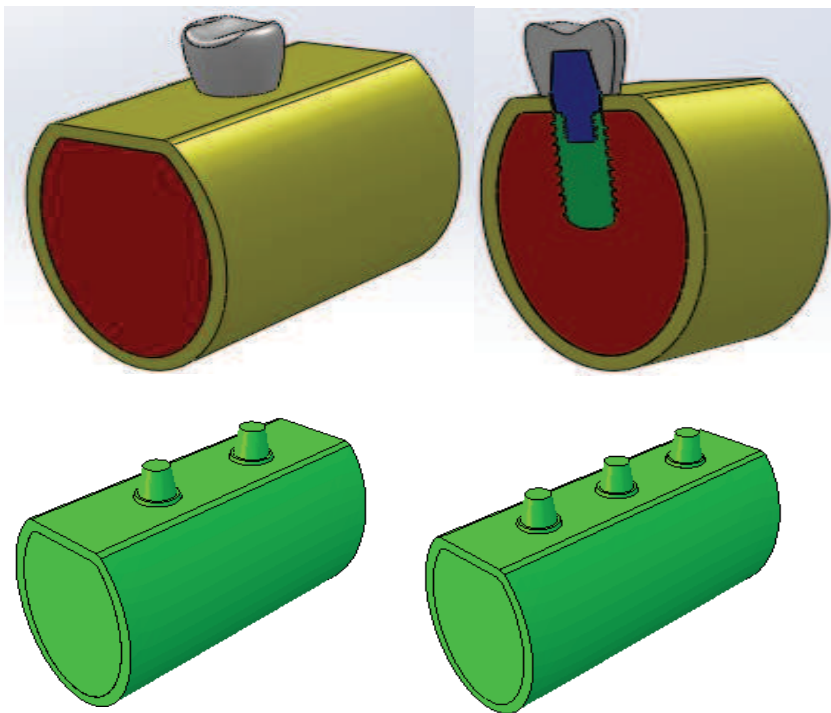


Figure.4.6. modèles de l'implantologie analysée

L'os est constitué d'os spongieux de taille : 24,2 mm de hauteur et 16,3 mm de largeur, cette taille est représentative de la section de la mâchoire inférieure. Cet organe vivant composé d'un centre spongieux entouré par 2 mm d'os Cortical et 30mm de longueur de l'os cortical et spongieux (fig.4.7).

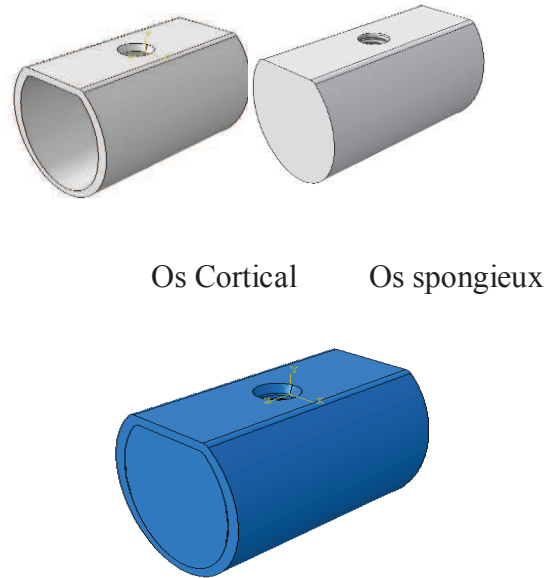


Figure.4.7. Structure de l'os analysé

L'implant se présente sous forme de vis de longueur de 12,3 mm et de diamètre 4.2 mm (fig.4.8a).



a) L'implant

L'abutment a pour caractéristiques géométriques de longueur : $L=8.9$ mm et de diamètre $d_1=2.8$ mm, $d_2=4.24$ mm (fig.4.8b).



b) L'abutment

Figure.4.8. géométrie de l'implant et de l'abutement utilisés dans cette étude

4.2.4 Matériaux utilisés

Les matériaux constituant les éléments de la prothèse dentaire sont [11]:

- Titane : L'implant et le pilier sont réalisés en alliage de titane (Ti6Al4V).
- Alliage de cobalt-chrome : L'armature est réalisée en alliage de Cobalt-Chrome (Co-Cr).
- Céramique feldspathique : La couronne est faite en céramique feldspathique.
- Os : La mâchoire est constituée de l'os spongieux entouré de l'os cortical.
 - ✓ *Os cortical* : L'os cortical, parfois appelé os compact, constitue la paroi externe des os. Il est formé d'une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, reliées entre elles par des lamelles interstitielles issues des restes d'ostéons antérieurs. De cet ensemble résulte une structure compacte, hétérogène et anisotrope.
 - ✓ *Os spongieux ou l'os trabéculaire* : L'os spongieux est le composant interne des corps vertébraux, des épiphyses des os longs, ou encore des os plats et des os courts. Il est constitué de travées, dans différentes directions, qui forment une structure alvéolaire.

Le tableau 4.1 regroupe les propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans cette étude.

Matériaux	Module de Young (GPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite de rupture (Mpa)	Densité massique (Kg/m ³)
Implant et Abutement Ti-6Al-4V	110	0.32	800	4428,8
Couronne Céramique feldspathique	61.2	0.19	500	2300
Os	14.7	0.30	-	-
Os cortical (anisotrope)	$E_x = E_y = 11.5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3.6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$	$\nu_{xy} = 0.51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	130	1700
Os trabéculaire	$E = 3$	$\nu = 0.3$	-	270

Tableau 4.1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire. [12.13]

4.2.5 Méthode et matériel

4.2.5.1 Maillage

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et sert comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en œuvre. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure dentaire.

Les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont Nastran, Catia, ABAQUS et SolidWorks. Tous ces logiciels permettent la conception des produits industriels, l'analyse et la résolution de problèmes complexes [14].

Le logiciel ABAQUS dispose d'un puissant maillage automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté aux structures étudiées. L'analyse du comportement mécanique de la prothèse dentaire nécessite l'utilisation des éléments tétraédriques, type C3D4.

Le domaine est représenté par un nombre fini d'éléments de forme simple.

Les Nœuds sont les sommets des éléments. Les éléments assurent la couverture du domaine avec un recouvrement maximal. Le nombre total des sommets des éléments est 575125. Sur la figure 4 est représenté le maillage de la prothèse dentaire analysée et de ses constituants. Le maillage a été raffiné afin d'avoir des résultats crédibles [14] (fig.4.9).

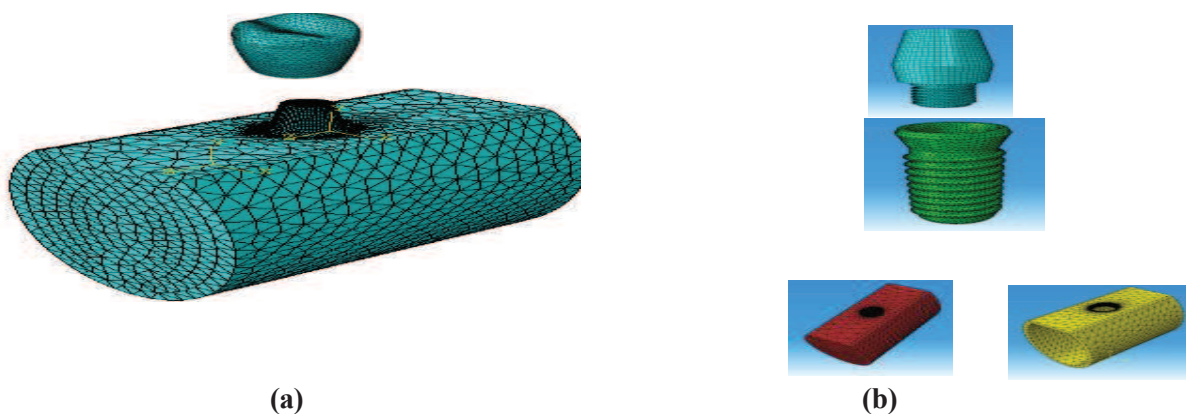


Figure.4.9. Maillage global de la prothèse dentaire et de ses constituants

4.2.5.2. Conditions de chargement

Les effets d'interaction des cycles de charge dans un temps de 5 secondes, ainsi que la surface d'application, ont été choisies de la façon suivante:

Trois efforts dynamiques d'intensité 4, 2 et 10MPa sur la surface occlusale du système d'implant suivant les directions verticale, disto-mésial et buccolingual respectivement (fig.4.10).

Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (efforts nuls).

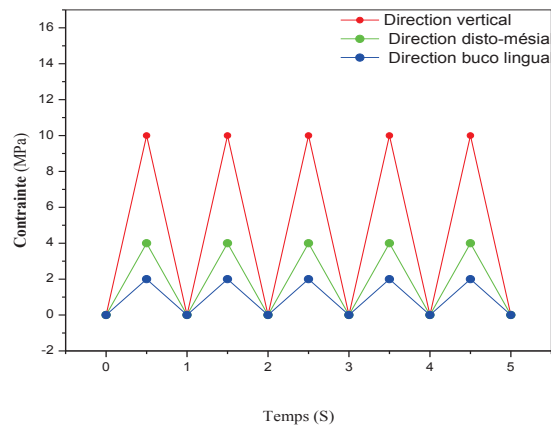


Figure.4.10.Chargement dynamique appliqué à la structure dentaire

La figure.4.11. Représente une coupe de la structure dentaire assemblée, les éléments la constituant et les conditions aux limites imposées à la prothèse.

Le modèle est fixé à sa base, c'est-à-dire aucun déplacement et rotation n'est autorisé au niveau de la base du support cylindrique. Les trois translations suivant les trois axes U_x , U_y , U_z et rotation w_x , w_y , w_z , sont immobiles.

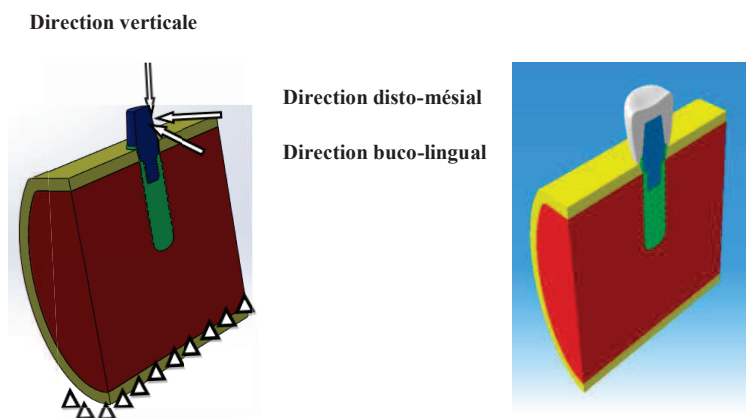


Figure.4.11. simulation des efforts masticatoires et conditions aux limites

4.3. Résultats et analyses

Cette étude a pour objectif l'analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis du niveau et de la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induites dans l'os, élément le plus faible de prothèse dentaire, en fonction du nombre d'implants constituant la prothèse dentaire, dans le but de proposer une technique nouvelle trois implants supportant deux dents. Pour une meilleure analyse comparative, trois modèles ont été étudiés. Ces modèles ne différent que par le nombre d'implants.

4.3.1 Comportement osseux Implant-implant

4.3.1.1 Cas d'un implant

Les contraintes induites dans l'os d'une implantation composée d'un seul implant sont représentées sur la figure.4.12. Cette dernière montre que c'est dans sa partie en contact avec l'implant que l'os est plus fortement mécaniquement sollicité (fig.4.12 a et b). La distribution des contraintes de Von Mises dans l'os au voisinage proche de cette zone n'est pas homogène. En effet, elles baissent d'intensité au fur et à mesure ou l'on s'éloigne de la zone la plus intensivement sollicitée.

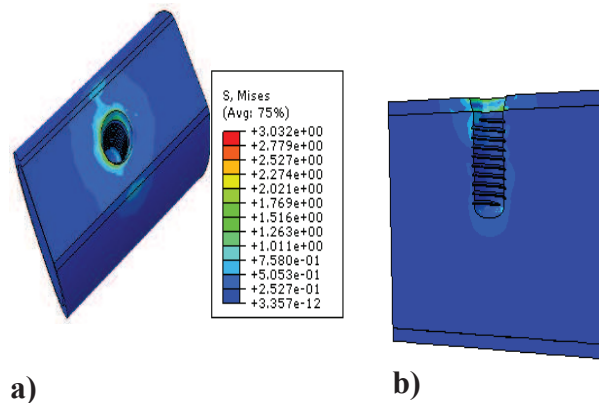


Figure.4.12. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire à un implant

Les résultats illustrés sur cette figure confirment ceux indiqués sur la figure.4.13. Cette dernière montre clairement que la mastication, induite dans l'os dans sa partie supérieure les

contraintes les plus intenses. Sa valeur maximale est atteinte sur la zone de contact intime avec l'implant.

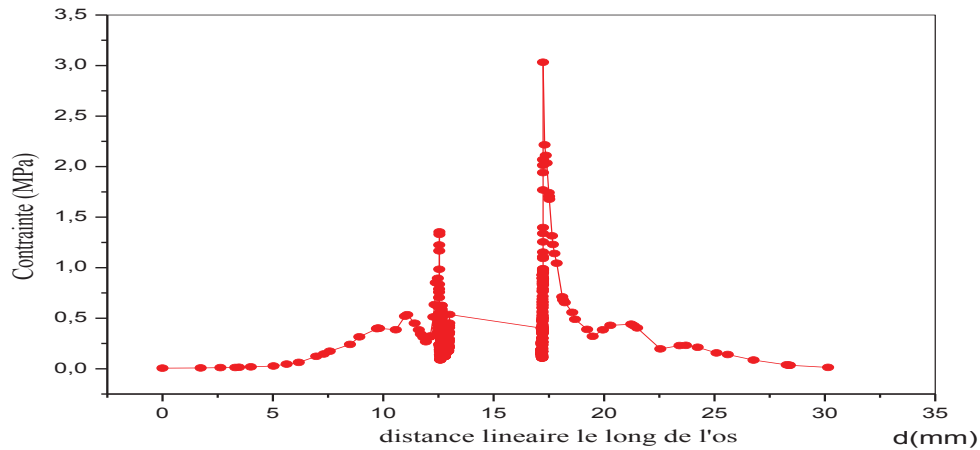


Figure.4.13. variation de la Contrainte de Von-Mises le long de l'os de sa partie supérieure-inférieure-supérieure

4.3.1.2 Effet d'interaction

L'objectif de cette étude est d'analyser le niveau et la distribution des contraintes dans l'os lors de l'implantation de plusieurs implants proches l'un de l'autre. Le but recherché de cette étude est la proposition d'une nouvelle technique d'implantologie qui consiste en l'implantation de trois implants pour supporter deux dents. Cette étude a donc pour objectif l'analyse du comportement biomécanique d'une structure dentaire composée de plusieurs implants. Ce travail consiste donc à analyser l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os dans sa partie située entre les implants. Pour ce faire, deux différents modèles d'implantologie ont été étudiés. Cette intensité a été analysée non seulement en fonction du nombre d'implants mais également de la distance qui les séparent.

a) Cas de deux implants

Dans cette partie du travail, le niveau des contraintes équivalentes, induites dans l'os, entre deux implants distants de "d" a été analysé. L'effet de cette distance sur ce niveau est illustré sur la figure 4.14. Cette dernière montre que le niveau de la contrainte équivalente est plus significatif dans la zone de l'os au voisinage proche de l'implant, partie en contact intime avec l'implant. Une implantation d'un second implant au voisinage très proche premier

conduit à une augmentation du niveau de contraintes dans l'os entre ces deux composants. L'étendu de la zone sous contrainte est plus marqué sur la partie latérale de cet élément (Fig.4.14).

Deux implants, situés au voisinage très proche l'un de l'autre, induit dans l'os, entre ces deux constituants de la prothèse dentaire, des contraintes de Von Mises de fortes amplitudes. (Fig.15). C'est dans sa zone supérieure que l'os est plus intensivement sollicité. L'effet d'interaction implant-implant est très peu marqué lorsque les deux implants sont localisés loin l'un de l'autre. Les contraintes correspondantes à une telle disposition, sont d'un niveau comparable à celui des contraintes engendrées par un seul implant.

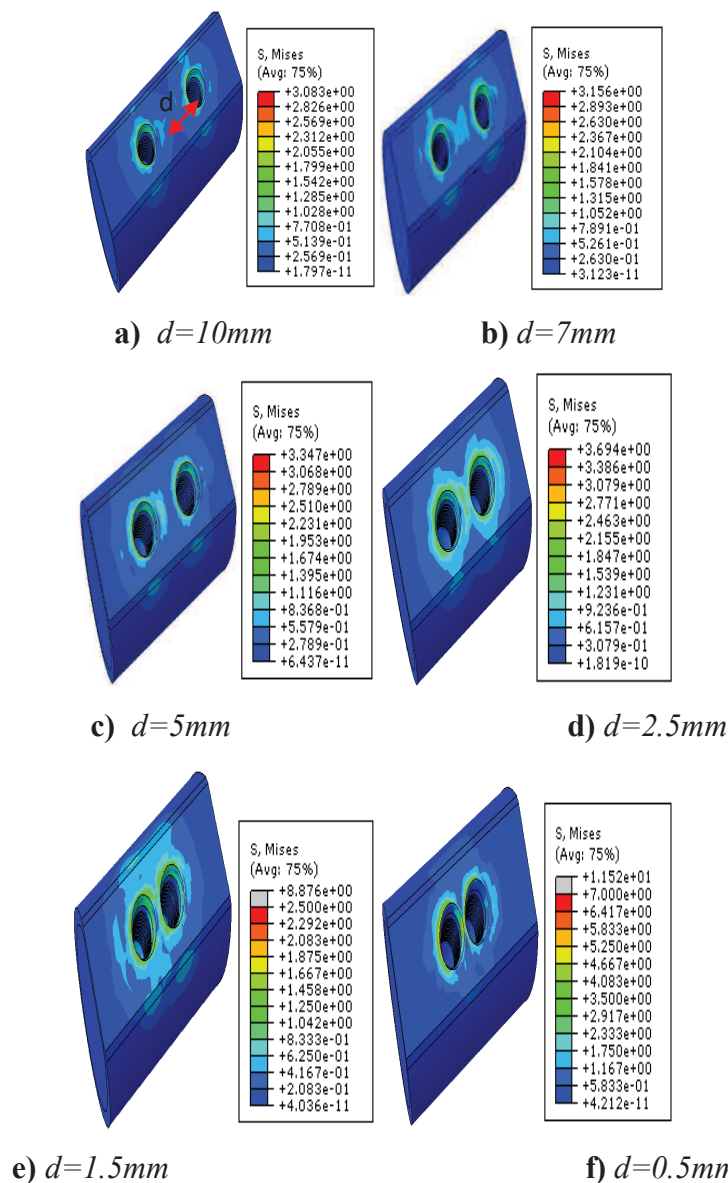


Figure.4.14. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire deux implants

Pour une meilleure illustration de l'effet de l'interdistance implant-implant sur le comportement biomécanique de l'os, sur la figure.4.15 est représentée la variation de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os en fonction de cette distance. Cette figure montre que l'implantologie utilisant deux implants situés l'un à côté de l'autre engendre dans le tissu vivant des contraintes plus élevées que lorsque ils sont implantés l'un loin de l'autre. Cette augmentation est essentiellement due à l'interaction des champs de contraintes autour de chaque implant.

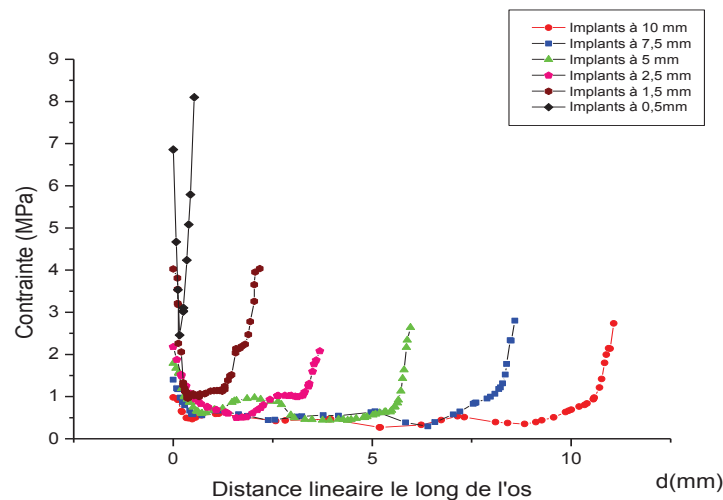


Figure.4.15. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os en fonction de distance implant-implant

c) Cas de trois implants

Dans ce cas, la contrainte équivalente de Von Mises a été analysée dans l'os d'une structure dentaire composée de trois implants. Nous analysons le niveau de cette contrainte, engendrée dans l'os au voisinage d'un implant central, en fonction de la distance le séparant à deux autres implants situés de part et d'autre de cet implant central (Fig.4.16). Cette figure montre que la distribution de la contrainte équivalente dans l'os autour de l'implant central diffère de celle induite dans ce constituant appartenant à une structure dentaire formée d'un seul ou de deux implants. La figure 4.16 illustre clairement l'effet d'interaction des champs de contraintes dans l'os autour de l'implant central avec ceux des deux autres implants, (fig.4.16a). Cette interaction conduit à une augmentation de cette contrainte par rapport à une prothèse comportant deux implants. Un rapprochement de l'implant central aux deux autres situés aux extrémités de la structure dentaire entraîne une interaction de ce champ de

contrainte plus marquée (fig.4.16 b). D'une telle interaction résulte, dans l'os cortical, des contraintes plus intenses. Une tendance plus importante des deux implants externes vers celui situé sur la partie centrale de l'os induit, dans ce composant de la structure dentaire, des contraintes légèrement plus fortes comme le montrent les figures.4.16c. D'une implantation dans l'os de trois implants au voisinage très proche l'un de l'autre résulte une forte interaction des champs de contraintes dans ce composant autour de chaque implant comme le montre la figure 4.16d. Dans ce cas, l'étendu de la zone de fortes contraintes est beaucoup plus importante. Ces contraintes sollicitent l'os dans ses parties supérieures et latérales. Le niveau et la distribution des contraintes dans l'os autour de l'implant central ne reflètent pas ceux résultant d'une structure dentaire composée d'un ou de deux implant (fig4.16f). Comparativement à une structure dentaire utilisant un ou deux implants, celle utilisant trois implants induit, dans l'os, des contraintes équivalente de Von Mises plus significatives. C'est dans le tissu vivant autour de l'implant central que les contraintes sont fortement localisées. Nos résultats montrent qu'une structure dentaire composée de trois implants sollicite plus fortement le tissu vivant par effet d'interaction des champs de contraintes localisées dans cet élément autour de chaque implant. Dans un cas, le transfert de charge à l'interface implant-os et son étendu son beaucoup plus marqués.

Le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises induites dans l'os autour de l'implant central en fonction de la distance qui le sépare aux deux autres implants situés de part et d'autre de celui-ci est représenté sur la figure.4.17. Cette dernière montre qu'une tendance des implants externes vers l'implant centrale engendre dans l'os des contraintes de plus en plus élevées. L'interaction des champs de contraintes induites dans l'os au voisinage proche de chaque implant est à l'origine de cette augmentation du niveau de contraintes.

La figure. 4.18 montre les résultats d'une analyse comparative entre les contraintes induites dans l'os appartenant à une structure dentaire à deux implants et celle résultant d'une prothèse à trois implants. L'implantation dans l'os de trois implants engendre dans ce composant des contraintes équivalentes de Von Mises plus importantes que celle induites par l'implantation de deux et ce, quelque soit la distance séparant ces éléments.

Rappelons que les faibles niveaux des contraintes enregistrés dans l'os sont essentiellement dus aux nombres de constituants de la structure dentaire analysée dans ce travail. Ils sont au nombre de quatre (abutement-implant-os), au lieu de six (couronne-porte couronne-abutement-implant-os).

La proposition d'une nouvelle technique de l'implantologie dentaire constituée de trois implants pour supporter deux dents peut être fatale pour l'os. En effet elle source de contrainte supplémentaire dans l'os par effet d'interaction.

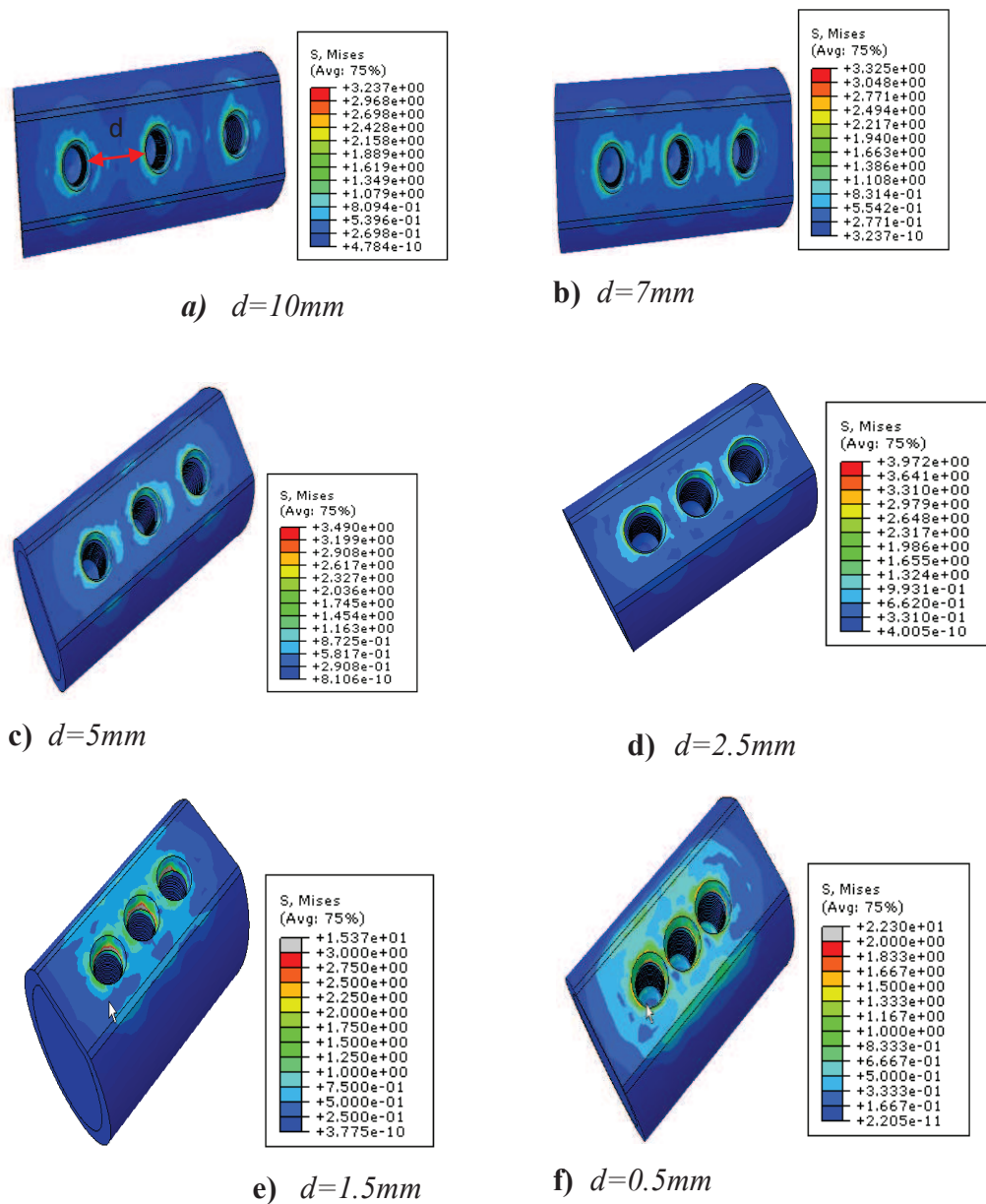


Figure.4.16. Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux soumis à un chargement dynamique.

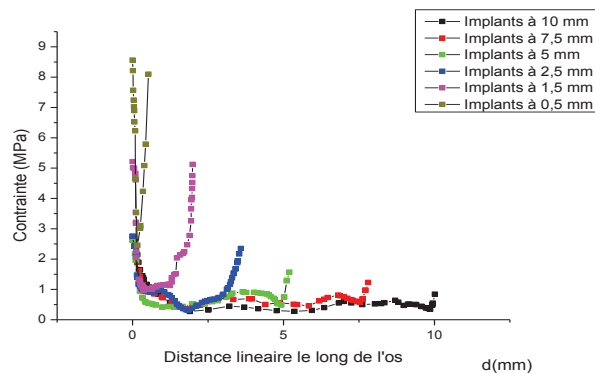


Figure.4.17. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os en fonction de distance implant-implant.

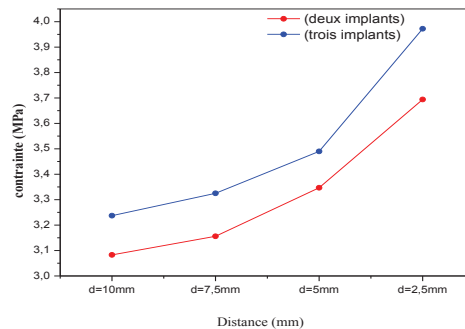


Figure.4.18. Variation de la contrainte de Von Mises en induite dans en fonction de la distance inter implant

4.3.1.3 Conclusion

Les résultats obtenus dans ce travail montrent que :

- L'implantologie dentaire utilisant un implant induit, lors de la mastication des aliments simulée dans ce cas par des efforts tridimensionnels, dans le tissu vivant des contraintes plus fortes sur sa partie supérieure;
- La prothèse dentaire constituée de deux implants engendre dans l'os des contraintes plus intenses que celles résultant d'une structure dentaire composée d'un seul implant
- La distance séparant détermine le niveau des contraintes dans l'os ;
- L'implantation d'un implant au voisinage proche d'un autre engendre dans l'os des contraintes plus importantes ;

- La distance séparant trois implants détermine l'intensité et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises dans l'os au voisinage proche de l'implant central;
- L'implantation dans l'os de trois implants au voisinage très proche génèrent, sous l'effet des efforts de mastication, des contraintes plus forte que celles induites par deux implants;
- L'étendue de la zone de l'os sous contraintes est étroitement liée à l'inter distance implant-implant. La réduction de cette distance entraine une propagation plus importante de cette zone ;
- De l'implantation dans l'os de trois implants résulte des contraintes dont le niveau et la distribution diffèrent de celle utilisant un seul ou deux implants ;
- L'intensité de la contrainte équivalente engendrée dans l'os près de l'implant central dépend de la distance séparant cet implant aux deux autres situés à ses deux extrémités ;
- Indépendamment de la distance séparant les implants, l'implantation dans l'os de trois implants engendrent des contraintes plus marquée que celle de deux implants.

4.3.2 Effet de la forme géométrique

4.3.2.1 Introduction

Depuis pratiquement un demi-siècle, l'implantologie dentaire est devenue une solution fondamentale et nécessaire pour le remplacement partiel ou total des dents naturelles totalement endommagées par des caries ou par accident. L'ostéointégration, qui se définit par l'ancrage direct de l'implant par l'os, se fait grâce à la formation de tissu osseux périphérique. L'écoulement de ce tissu assure donc l'accrochage mécanique du système implant-os sans interposition de tissu fibreux à l'interface entre ces deux constituants (Dorlands 1994). Cet accrochage, permettant la fixation de l'implant, assure la stabilité, la fiabilité et la durabilité de l'implantologie dentaire et un succès cliniques prévisibles à long terme. En dehors de l'ostéointégration, un autre problème fondamental, d'ordre biomécanique, de l'implantation dentaire reste la nature et l'intensité des efforts appliqués sur les implants en place lors du processus de mastication. L'esthétique est un problème à satisfaire. Ces deux aspects de l'implantologie [biomécanique et esthétique] ont conduit les

chirurgiens et les parodontites à optimiser le positionnement et l'inclinaison des implants de façon à répondre aux exigences fonctionnelles de l'occlusion et cosmétiques des patients.

De par son développement, l'implantologie dentaire est devenue, ces dernières années un traitement de choix et une solution fiable et nécessaire pour le comblement de l'espace laissé par des dents endommagées et arrachées entraînant une situation fonctionnelle et esthétique catastrophique. En outre, l'espace vacant laissé par des dents arrachées peut conduire à un déficit osseux et à une déformation faciale (de l'os de la mâchoire) et facilite la migration des dents adjacentes. La réduction de cette déformation est de retarder un aspect de vieillissement prématuré du visage, l'implantologie dentaire doit effectuer à temps. A cet effet, les implants dentaires présentent donc l'avantage d'offrir aux patients la fonction et l'esthétique d'une dent naturelle et donc d'un confort masticatoire et d'un sourire de confiance. [1]. Malgré ces avantages, des problèmes liés au dysfonctionnement des constituants de l'implantologie et à la restauration peuvent survenir [2, 3, 4, 5]. D'autres études ont analysé le comportement biomécanique de l'os soumis à des efforts statiques et dynamiques. Ils montrent que la mastication, simulés par un chargement dynamique) sollicite plus fortement l'os [17, 18]. Ces sollicitations sont partiellement relaxées par l'interposition d'un joint en élastomère entre l'abutement et la porte couronne [17]. Une étude a montré que les contraintes, induites dans l'os lors de la mastication, sont d'autant plus fortes que les implants sont localisés l'un au voisinage proche de l'autre [19].

Comme nous l'avons cité ci-dessus, l'ostéointégration, développé par P. I. Branemark [6] en 1965, se définit par le contact direct entre le tissu osseux et l'implant, sans interposition de fibrose. Cet auteur a utilisé pour la première fois des implants en titane. Ce dernier présente une remarquable biocompatibilité et est donc un excellent biomatériau. Cet auteur explique que l'accrochage mécanique se fait par une déformation plastique du métal à l'interface os-implant. Dans ce cas, cette déformation favorise s'incruster du titane dans les défauts de surface de l'os. Ces types d'implant sont utilisés jusqu'à l'heure actuelle [7]. L'ostéointégration, largement utilisée en implantologie dentaire [8], est conditionnée par la rugosité et la géométrie et la pose chirurgicale de l'implant, par la qualité osseuse et le mode préparatoire du site osseuse et enfin par la désinfection des locaux, du matériel, des intervenants et du site opératoire.

Un des paramètres fondamentaux de l'ostéointégration est la forme géométrique de l'implant. Cette forme détermine la qualité du contact implant-os et la migration de l'os vers l'implant, et l'intensité du transfert de charge de l'implant vers l'os. Ceci constitue l'objectif de ce travail. En effet, nous analysons, numériquement tridimensionnellement par la méthode des éléments finis, la performance, la fiabilité et la durabilité de l'implantologie dentaire en termes de relaxation du niveau des contraintes engendrées dans l'os spongieux et l'os cortical pendant le processus de mastication. Cette dernière est simulée ici par un chargement dynamique. L'objectif de ce travail est l'analyse de l'effet de la forme géométrique de l'implant sur le comportement biomécanique de l'interface entre un implant dentaire et la région osseuse adjacente (interface os-implant) lors du processus de mastication. Des paramètres géométriques ont été modifiés afin d'assurer une réduction du transfert de charge implant-os et une amélioration de l'ostéointégration permettant la stabilité de l'implant.

Rappelons que plusieurs études ont été consacrées à l'analyse du comportement mécanique de l'implantologie dentaire. [9, 10, 11].

4.3.2.2 Propriétés des matériaux, conditions aux limites et modélisation

Les matériaux, constituant les éléments de la prothèse dentaire et utilisés dans cette étude, sont illustrés sur le tableau 4.2. Ce dernier regroupe les caractéristiques mécaniques de ces matériaux.

	Matériaux	Module de Young (GPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite de rupture (MPa)	Densité massique (Kg/m^3)
Implant	Titanium Ti-6Al-4V	110	0.32	800	4428,8
La couronne	Céramique feldspathique	61.2	0.19	500	2300
Os cortical	Os cortical (anisotrope)	$E_x = E_y = 11.5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3.6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$	$\nu_{xy} = 0.51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	130	1700
Os spongieux Ou trabéculaire	Os trabéculaire	$E = 3$	$\nu = 0.3$	-	270

Tableau 4.2 Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire [13,14].

Afin de définir les conditions aux limites, une restriction sur les mouvements de translation et de rotation de l'os mandibulaire a été appliquée dont le plan inférieur est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls. Les conditions de chargement consiste à appliqué à la prothèse dentaire trois charges dans les directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mesiale (fig.4.19 et 4.20) :

- La surface supérieure de la couronne est soumise à une charge de 4 MPa dans les directions disto-mésial, et de 2 MPa dans les directions linguo- buccal, ou de 10 MPa dans les directions corono-apical;
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges zéro).

Le chargement mécanique illustré sur la figure 4.19 montre la variation des efforts de mastications, simulé ici, par des efforts dynamiques, en fonction du temps

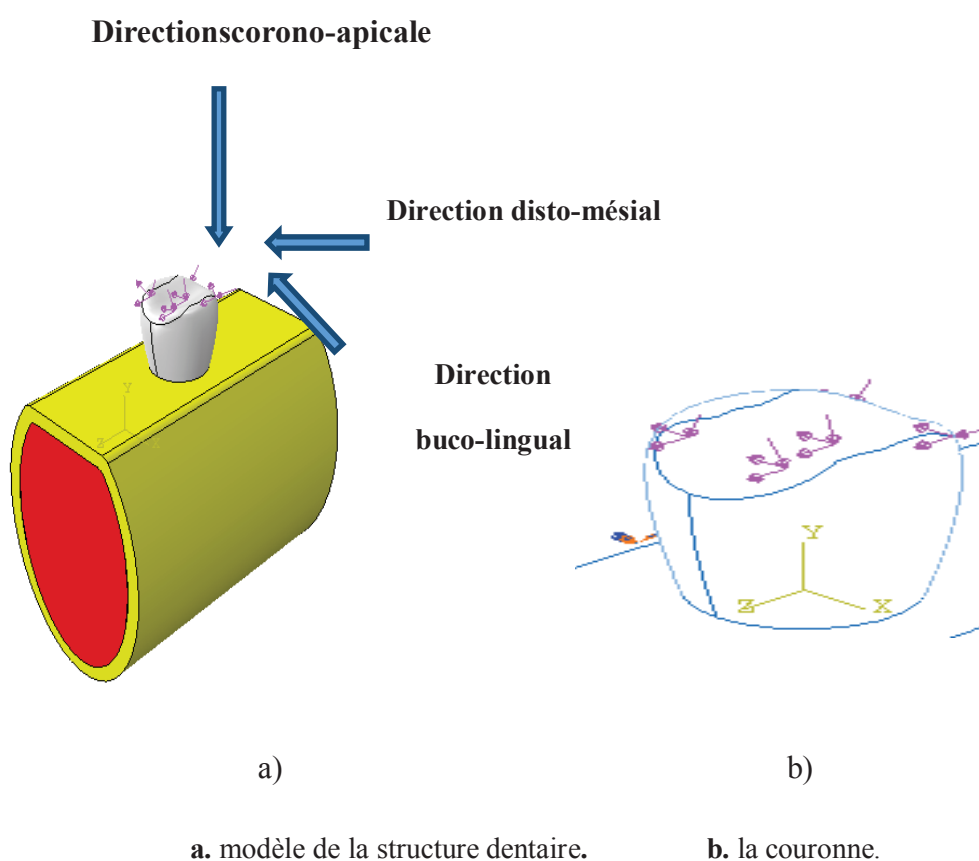


Figure.4.19. Chargements appliqués à la structure dentaire et conditions aux limites.

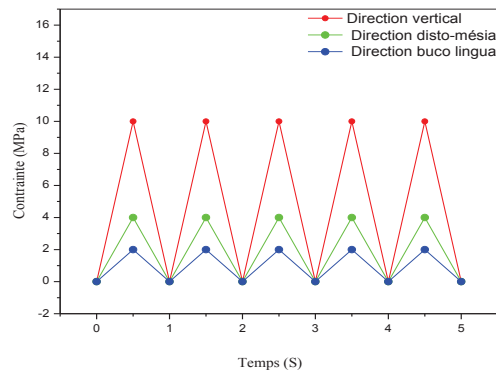


Figure.4.20.variation des efforts de mastication selon les trois directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale en fonction du temps

En fait, le domaine est représenté par un nombre finis d'éléments de forme simple.

Les Nœuds sont les sommets des éléments. Les éléments assurent la couverture du domaine avec un recouvrement maximal. Le code de calcul utilisé pour cette étude est le logiciel ABAQUS. Ce dernier dispose d'un puissant maillé automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté aux structures étudiées. L'analyse du comportement mécanique de la prothèse dentaire nécessite l'utilisation des éléments tétraédriques, type C3D4. Ce maillage a été particulièrement raffiné pour la fiabilité et la reproductibilité des résultats.

Sur les figures 4.21 sont représentés les maillages de la prothèse dentaire assemblée et de ses éléments respectivement

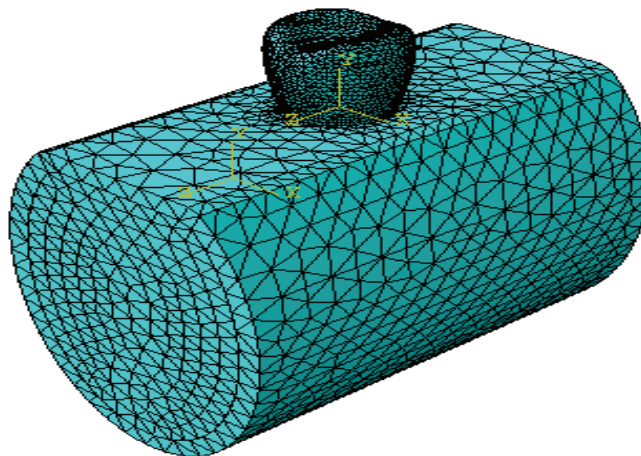


Figure.4.21.Maillage global de la prothèse dentaire assemblée

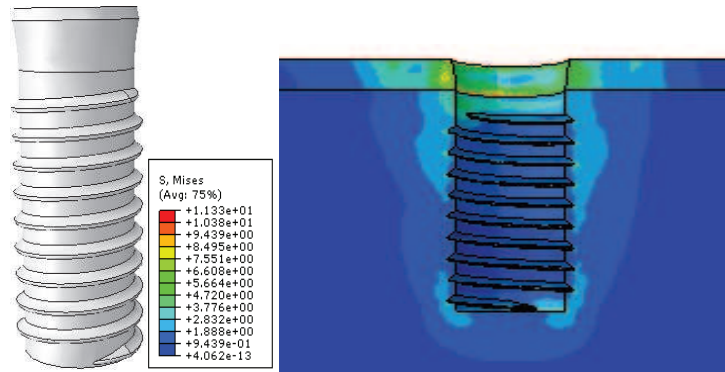
4.3.2.3 Analyse et résultats

Les implants dentaires sont devenus une technique couramment utilisée en dentisterie pour le remplacement des dents totalement endommagées. Cependant, les risques d'échec sont encore vécus et restent difficiles à anticiper. Des phénomènes se produisant autour de l'interface os-implant déterminent le comportement biomécanique de l'implant. La forme géométrique de l'implant conditionne les interactions interraciales entre ces deux constituants de l'implantologie dentaire. Ces interactions sont responsables du transfert de charge vers l'os et de l'osséointégration phénomène déterminant de la stabilité et la performance de l'implantologie dentaire. Les paramètres géométriques de l'implant conditionnent sa forme. Cet effet d'interaction est analysé ici en termes de répartition des contraintes dans l'os spongieux et l'os cortical autour des géométries d'implant. Pour ce faire, plusieurs systèmes d'implants ont été étudiés. Ces systèmes ne se différencient que par la forme des parties supérieures et inférieures.

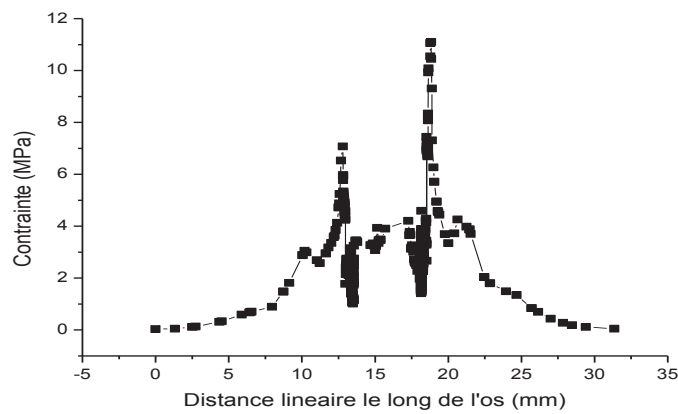
4.3.2.3.1. Effet de la forme de l'apex de l'implant

L'apex, partie terminal, de l'implant est un élément essentiel pour la stabilité de l'implantologie dentaire. C'est de sa forme que dépend le comportement biomécanique de la structure dentaire. Dans ce qui suit, une analyse de cette forme sur le transfert de charge vers l'os cortical et spongieux en termes de variation des contraintes de Von Mises et de son intensité. Pour ce faire, cinq systèmes d'implants ont été analysés. Ces derniers ne se différencient que par la forme de leur partie inférieure, définie, ici, par le rayon de courbure. La partie supérieure de l'implant, retenue pour cette étude, correspond ici à celle ayant engendrée les contraintes dans l'os les plus faibles. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 4.22. Cette dernière montre clairement qu'une réduction de ce paramètre géométrique engendre une intensification de la contrainte de Von Mises dans l'os et l'os spongieux. Les implants présentant une faible courbure conduisent à une forte interaction implant-os et un transfert de charge vers le tissu vivant plus important. Ce comportement biomécanique se traduit par une zone sous fortes contraintes plus étendue comme le montrent les figures 4.22 a, c, d, e. La forme illustrée sur la figure 4b, caractérisée par une très forte courbure de l'apex engendre des efforts dans l'os les plus moins intenses. Cette géométrie de l'implant résulte d'un implant parfaitement plat (rayon de courbure égal à l'infini) avec transformation des arêtes

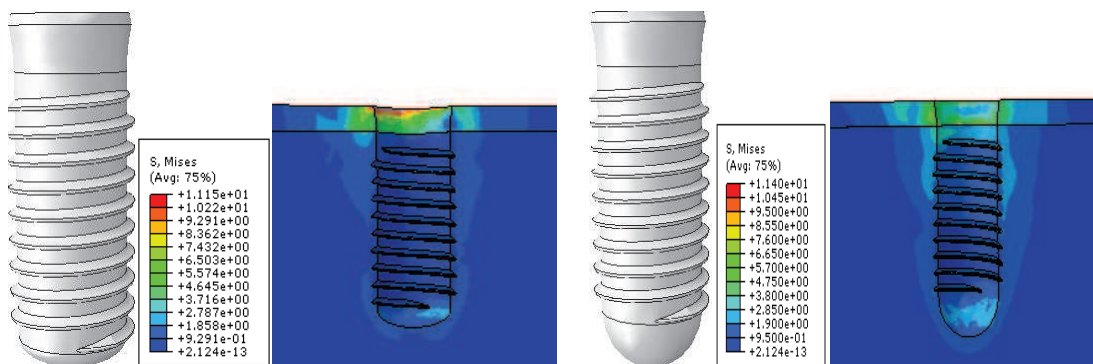
aigues en arrêtes arrondies. Cette configuration minimise les concentrations de contraintes de l'implant transférées à l'os.



a)

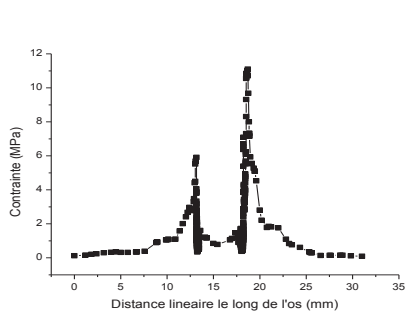


$$\sigma_{max} = 11.33 \text{ MPa}$$

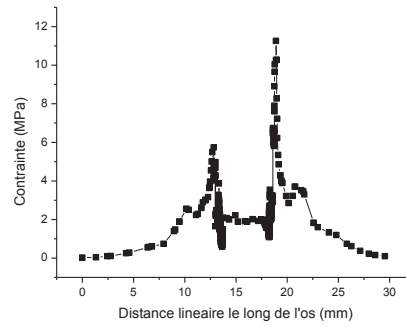


b)

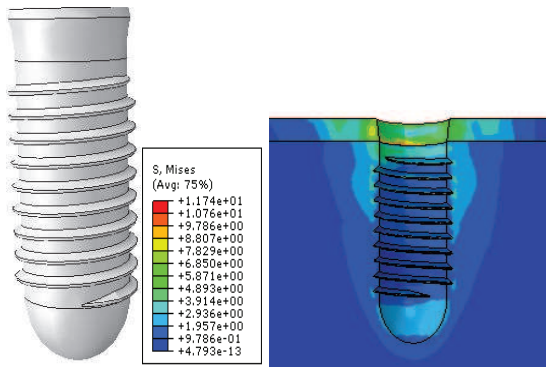
c)



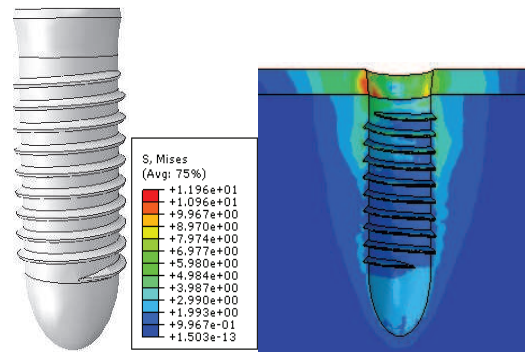
$$\sigma_{max} = 11.15 \text{ MPa}$$



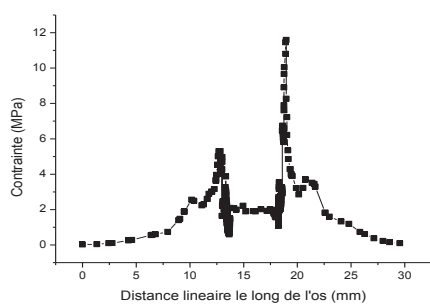
$$\sigma_{max} = 11.40 \text{ MPa}$$



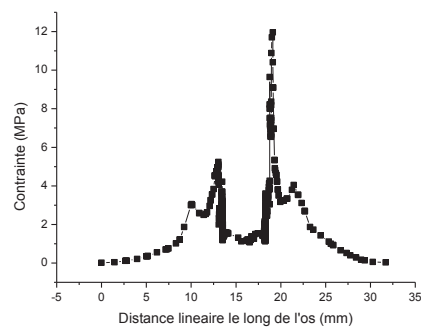
d)



e)



$$\sigma_{max} = 11.59 \text{ MPa}$$



$$\sigma_{max} = 11.96 \text{ MPa}$$

Figure.4.22. Effet de la forme du socle de l'implant sur le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux

Pour une meilleure illustration de l'effet de la géométrie de l'apex de l'implant, sur la figure 4.23 est représentée la variation de la contrainte de Von Mises induite, lors de la mastication, dans l'os cortical. Elle montre clairement que cette forme conditionne le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire. Une réduction du rayon de courbure de cette partie de l'implant conduit à un transfert de charge, à l'interface implant-os, plus important. Les implants conçus avec une telle forme sont siège de contraintes pour l'os et peuvent être source de douleur pour le patient. Les implants quasiment plat (rayon de courbure élevé) transmettent moins d'effort vers l'os et présentent une bonne stabilité et bon comportement biomécanique.

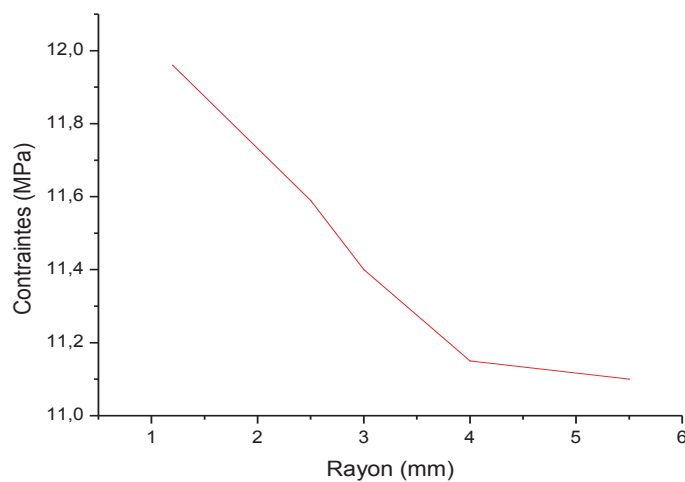


Figure.4.23. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os en fonction de rayon du socle de l'implant

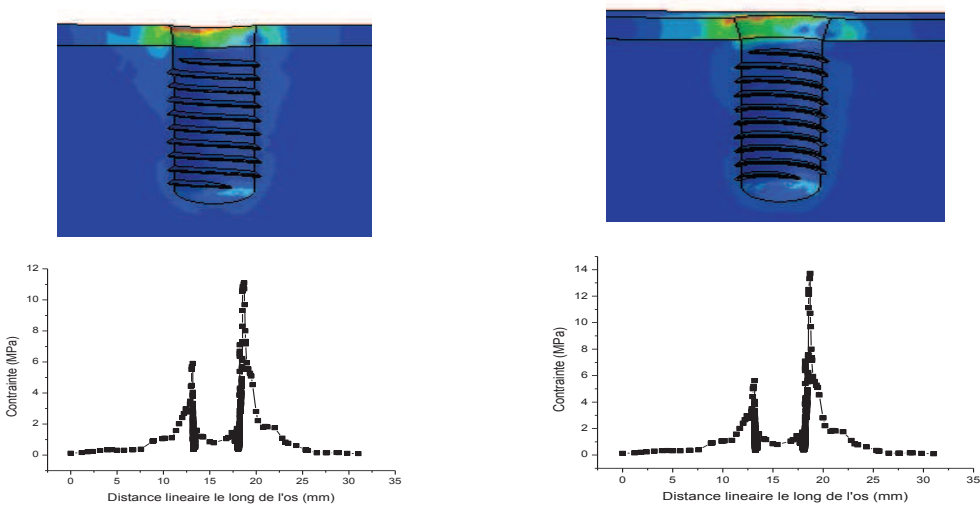
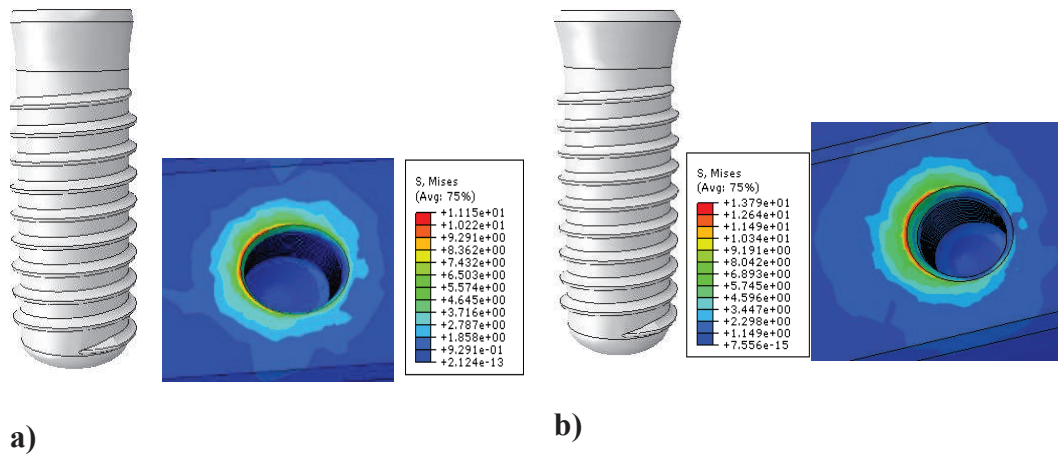
4.3.2.3.2 Effet de la forme du col de l'implant

Dans ce qui est une analyse de l'effet de la morphologie du col (partie supérieure) de l'implant sur le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire en termes d'interaction implant d'interaction implant-os. La géométrie de la partie inférieure de l'implant retenue pour cette étude correspond à la configuration conduisant à un transfert d'efforts vers l'os moins important (fig.4.24b).

a) Effet de la conicité

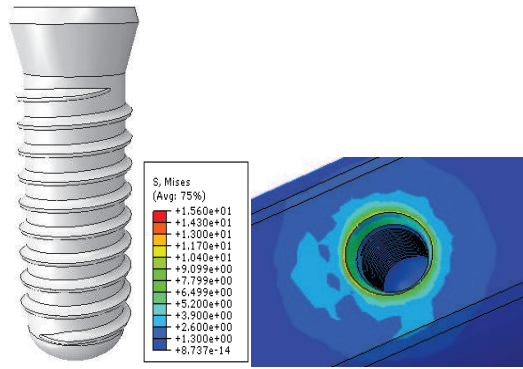
La forme du col (tête de l'implant) est un paramètre essentiel pour le comportement biomécanique et la stabilité de l'implantologie dentaire. A cet effet, une analyse de la conicité de cette partie de l'implant, définie ici par un angle d'inclinaison, sur le transfert de charge

implant-os a été menée. Pour ce faire, l'angle de la partie supérieure de l'implant a été progressivement modifié (fig.4.24). Cette figure montre l'effet de cet angle sur la distribution et le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os cortical et spongieux pendant le processus de mastication. L'intensité et l'étendu de ces contraintes sont d'autant plus importantes que l'angle de contact implant-os cortical est plus élevé (fig.4.24a à d). Une telle géométrie conduit à une forte interaction interfaciale entre un implant dentaire et la région osseuse adjacente (interface os-implant). Ce comportement s'explique par les fortes contraintes enregistrées dans ces deux tissus vivants. L'os cortical est plus fortement sollicité par une telle forme de la tête de l'implant. D'une forte inclinaison de la partie supérieure de l'implant résulte une surface de contact implant-os plus importante conduisant ainsi à un transfert de charge vers le tissu vivant plus significatif et répartie à grande distance.

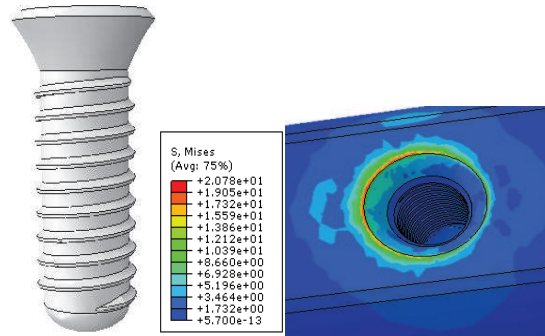


$\sigma_{max}=11.15 \text{ MPa}$

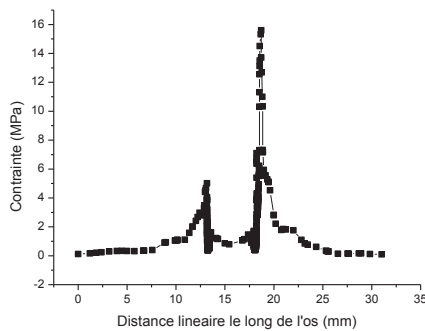
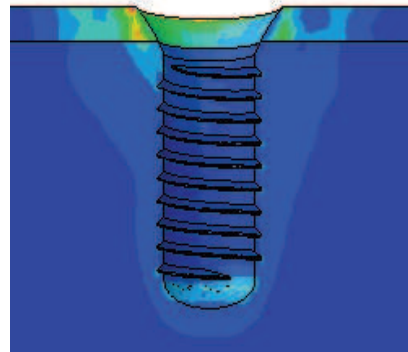
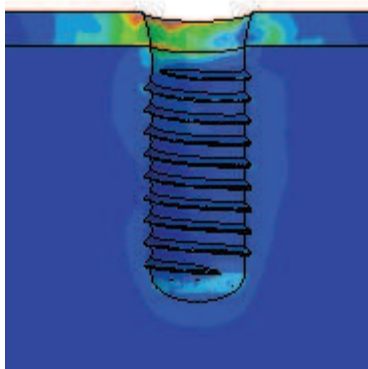
$\sigma_{max}=13.97 \text{ MPa}$



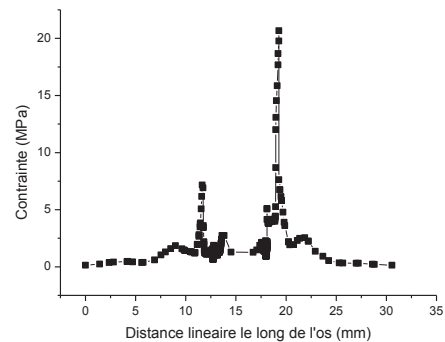
c)



d)



$$\sigma_{max}=15.60 \text{ MPa}$$



$$\sigma_{max}=20.07 \text{ MPa}$$

Figure.4.24. Effet de la conicité du cou de l'implant sur la distribution et le niveau des contraintes de Von Mises induite dans l'os cortical et spongieux pendant la mastication

La figure 4.25 représente une meilleure illustration de l'effet de ce paramètre géométrique, sur comportement biomécanique de l'os au cours du processus de mastication. Cette figure montre clairement qu'une tête de l'implant de conicité plus importante conduit à un transfert de charge de l'implant vers l'os cortical et spongieux plus significatif. Ce

comportement s'explique par très forte interaction implant-os due à un contact intime entre ces deux constituants plus étendu. Les concepteurs des implants dentaires doivent tenir compte de comportement biomécanique pour assurer une bonne stabilité de l'implant et soulager le sujet des douleurs résultantes de cette forte interaction.

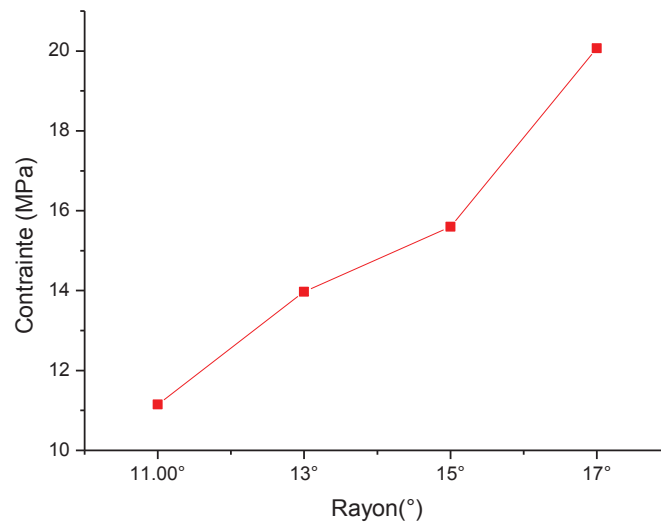
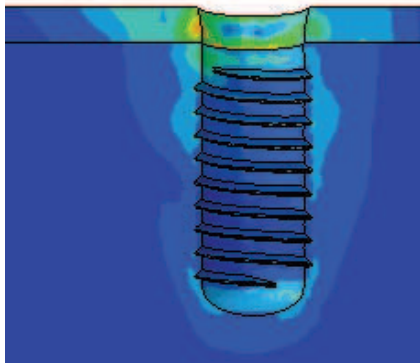
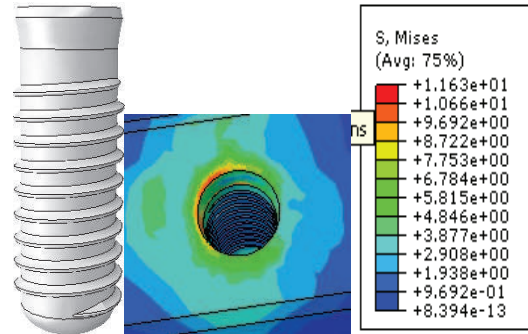
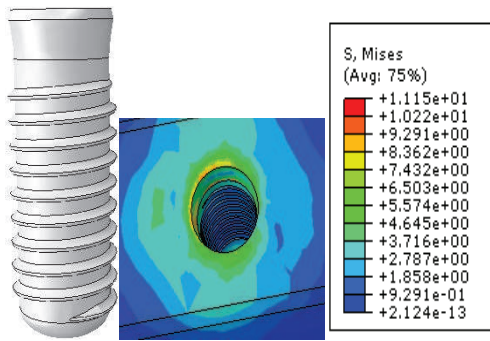


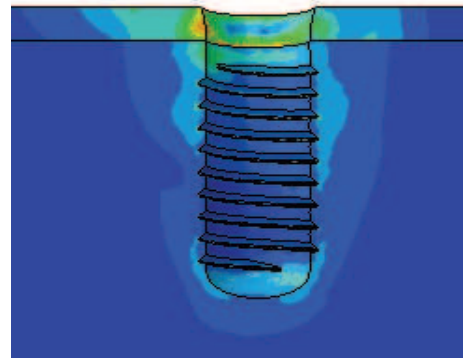
Figure.4.25. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os cortical en fonction de la conicité du cou de l'implant

b) Effet de la longueur du col de l'implant

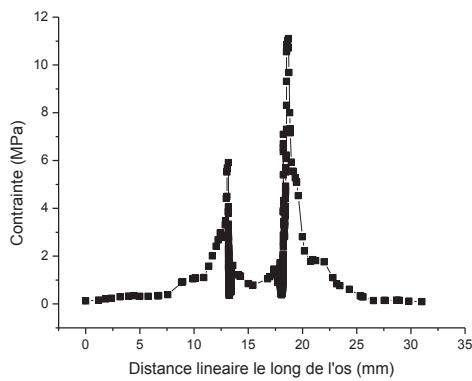
Pour compléter l'analyse précédente, l'effet de la longueur du col de l'implant sur le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire, soumise à des efforts de mastication, a été analysé. La conicité optimale de la tête de l'implant engendrant une faible interaction implant-os (fig.4.26a) a été retenue pour l'optimisation de ce paramètre géométrique. Ce dernier a été progressivement modifié afin d'analyser le transfert de charge à l'interface implant-os (cortical et spongieux) comme le montre la figure 4.26. Cette dernière illustre nettement que les implants de col plus longs induisent dans l'os des contraintes de Von Mises moins intenses et moins étendues (fig. 4.26a, 4.26b). L'interaction interfaciale implant-os est plus marquée pour une implantologie utilisant un implant de taille plus courte (fig.4.26c, d et e).



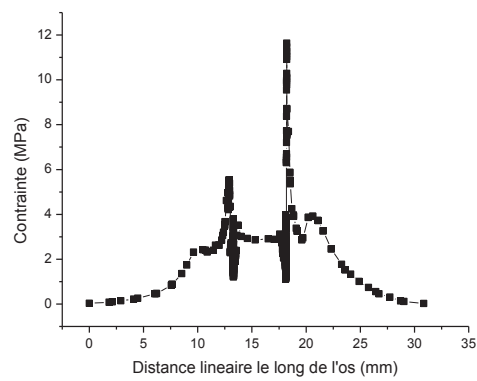
a)



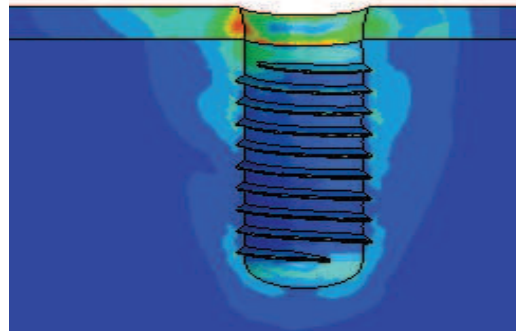
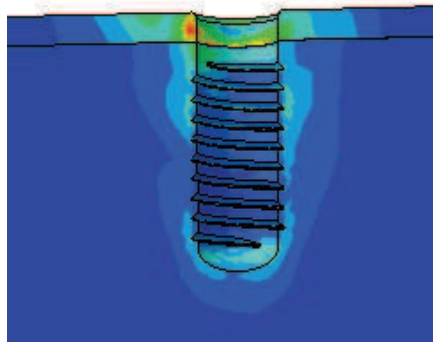
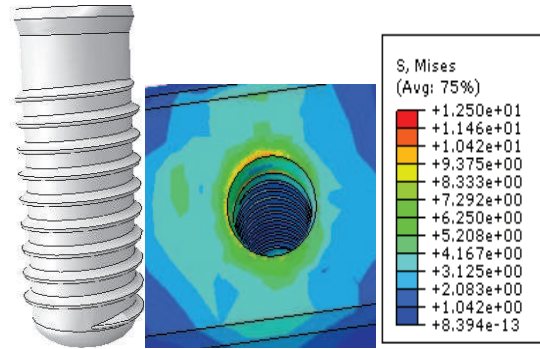
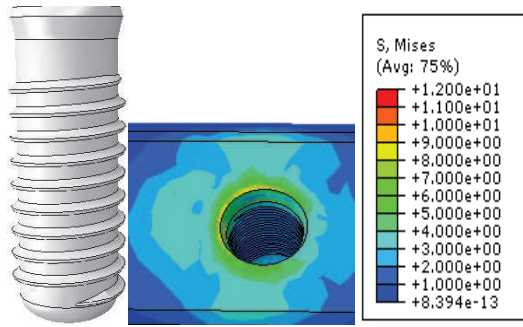
b)



L = 15mm $\sigma_{max}=11.15\text{MPa}$

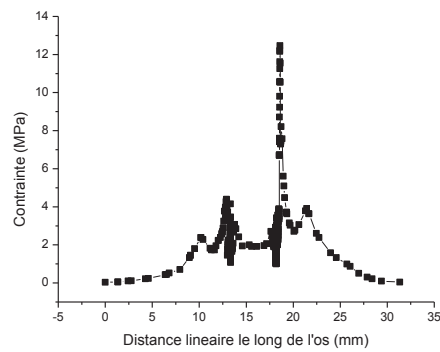
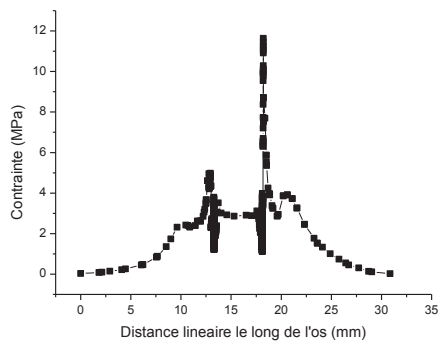


L = 12mm $\sigma_{max}11.63\text{MPa}$



c)

d)

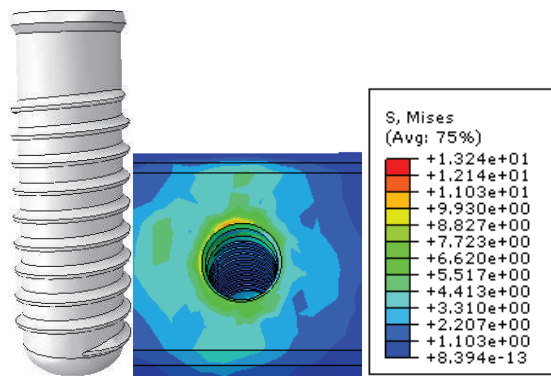


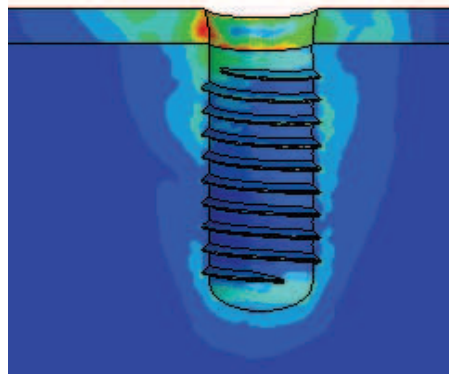
L = 9mm

$\sigma_{max} = 12 \text{ MPa}$

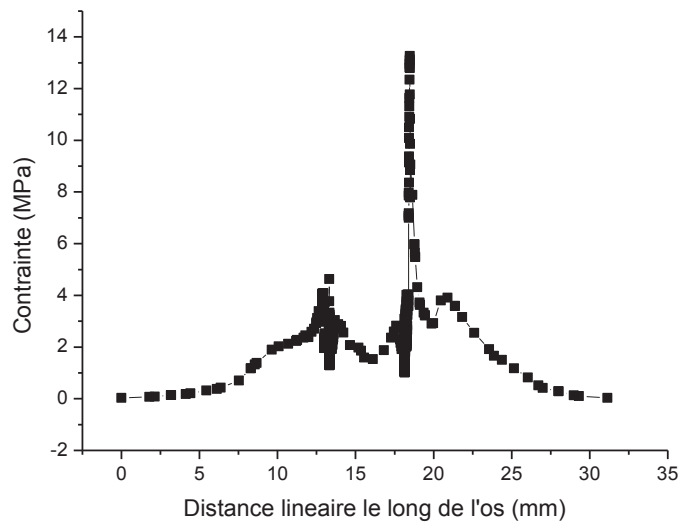
L = 6mm

$\sigma_{max} = 12.50 \text{ MPa}$





e)



$$L = 3\text{mm}$$

$$\sigma_{max} = 13.24\text{MPa}$$

Figure.4.26. Distribution et variation des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire

Sur la figure 4.27 est représentée la variation de la contrainte de Von Mises en fonction de la taille de la partie supérieure (col) de l'implant. Elle montre clairement que le comportement biomécanique de la structure dentaire est conditionné par la forme de la tête de l'implant. Les implants de têtes plus prononcées sont plus stables et conduisent à un transfert de charge vers l'os moins important. Les contraintes les plus fortes sont localisées sur l'os cortical ce qui conforme avec les travaux de recherches menés jusqu'à l'heure actuelle.

Nos résultats montrent que la conicité du col de l'implant est paramètre géométrique déterminant pour le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire. Ce paramètre

doit être le plus faible possible afin d'éviter une pénétration trop exagérée de l'os par l'implant et d'induire moins de contraintes dans le tissu vivant. Autrement dit, il doit optimiser afin d'assurer à la fois une bonne adhérence interfaciale implant-os (ostéointégration) et une réduction du transfert de charge de l'implant vers l'os.

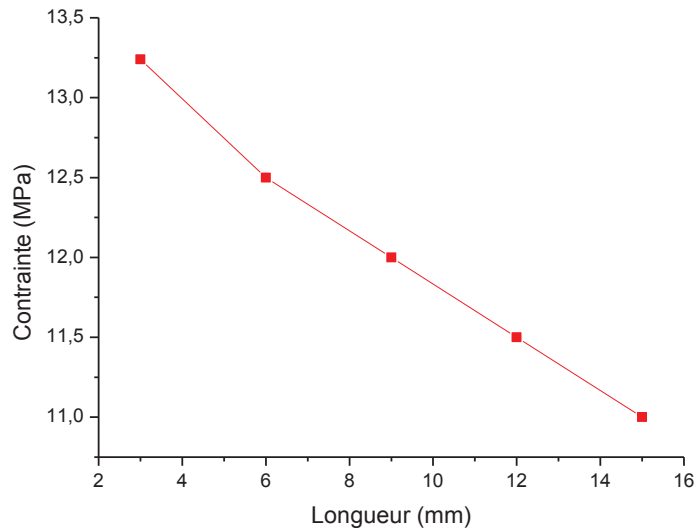


Figure.4.27. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os en fonction de longueur de la tête de l'implant

4.3.2.3 Discussion

Les concepteurs des implants dentaires doivent prendre en considération l'effet de ces paramètres géométriques pour l'amélioration de la stabilité, de la performance et la durabilité des implants et de soulager le patient de douleur causé essentiellement par un transfert de charge excessif de l'implant vers l'os. La forme du cou (partie apicale) de l'implant conditionne le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire et la stabilité des implants. Ce qui est en bonne accord avec les résultats obtenus. Ces auteurs ont étudié, expérimentalement chez le lapin, l'influence de trois différents implants apicaux sur la stabilité et le processus d'ostéointégration de l'implant. Ils montrent que la partie apicale assure une meilleure stabilité initiale des os et leur corrélation avec l'ostéointégration. Dans une autre étude, en analysant l'effet de la forme de l'implant sur le niveau des contraintes, montrent que ce niveau est plus élevé dans l'os cortical ce qui est en bon accord avec nos résultats. Yamanishi Y1 et al [20] ont étudié, tridimensionnellement par éléments finis, l'influence de la conception du col de l'implant et du type de joint implant-pilier sur la

contrainte osseuse péri-implantaire et le micromovement de la butée. Ils montrent que la contrainte de compression est fortement concentrée sur l'os cortical. Ce comportement est bien corrélé avec les résultats obtenus dans cette étude. Jingyun Han et al [21] ont étudié, par la MEF, l'effet des schémas d'intégration autour du cou des implants dentaires sur la distribution des contraintes dans l'os du périoste. Ils montrent que la contrainte de compression maximale est localisée dans l'os cortical ce qui est conforme aux résultats obtenus dans cette étude.

L'intensité de la contrainte de Von Mises transmise à l'os par l'implant, lors du processus de mastication, a été affectée par la modification de la conception du cou, caractérisée par sa longueur et sa conicité, et la morphologie du socle, défini par son rayon de courbure, de l'implant. Ces paramètres géométriques conditionnent donc le transfert de charge à l'interface os-implant, la performance et la durabilité de l'implantologie dentaire. Ces paramètres doivent être optimisés permettant une bonne ostéointégration, une stabilité de l'implant et réduction du transfert des efforts vers l'os.

4.3.2.3.4 Conclusion

Les résultats ainsi obtenus montrent clairement que:

- les contraintes de Von Mises sont fortement concentrées sur la partie supérieure de l'os cortical. Ces contraintes sont d'autant plus élevées que la longueur du col de l'implant est plus prononcée. Un tel comportement illustre que la taille de ce paramètre géométrique détermine le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire et la stabilité de l'interface implant-os;
- la conicité du col de l'implant conditionne le transfert de charge implant-os Une diminution de ce paramètre géométrique sollicite plus fortement l'os cortical dans sa partie supérieure. Le transfert de charge est d'autant plus important et plus étendu que cette conicité est plus marquée. Autrement dit, une tête plus conique induit, lors de la mastication, dans l'os des contraintes plus intenses. Une augmentation de cette conicité de quatre degrés engendre dans l'os cortical des contraintes environs deux fois plus fortes. Une telle morphologie affecte le comportement biomécanique de l'implantologie et la stabilité de l'implant et peut être source de douleur pour le patient;
- La morphologie du socle de l'implant, définie par le du rayon de courbure de la partie inférieure de l'implant conditionne le transfert de charge à l'interface implant-os. Une

réduction de ce rayon conduit à une augmentation de l'étendue de la zone sous contraintes [parties latérale et inférieure de l'os (os spongieux) en contact avec l'implant et intensification des contraintes dans l'os cortical. de l'implant.

4.3.3 Effet de la forme des filets et de celle du corps de l'implant

Les configurations géométriques des implants conditionnent le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire. L'objectif de ce travail rentre dans ce contexte et consiste à analyser les effets d'interaction implant-os corticale et spongieux en fonction de la forme de la partie latérale de l'implant. Cette interaction est étudiée en terme de niveau et de répartition des contraintes de Von Mises induites, au cours du processus de mastication, autour des géométries d'implant cylindriques et coniques filetés en utilisant une analyse de contraintes en éléments finis tridimensionnelle. Ces implants ne se différencient que par la géométrie des filets, par le pas entre les filets et par le degré de conicité de leur corps. Les formes géométriques (forme optimale) des parties supérieures et inférieures conduisant à un faible transfert de charge de l'implant vers os ont été retenues pour l'analyse.

4.3.3.1 Effet de la forme de filetage

L'état de surface des implants conditionne l'accrochage mécanique implant-os et donc la résistance mécanique de l'adhérence interfaciale entre ces deux constituants. La rugosité des implants est un paramètre fondamental de l'oséointégration, de la stabilité mécanique des implants et des mécanismes d'interaction du système implant-os. Pour assurer une bonne tenue interfaciale, les implants dentaires sont le plus souvent filetés. La présence de filets facilite l'adhérence mécanique entre l'implant et l'os.

Cette étude a donc pour objectif d'analyser l'effet de la forme des filets de la partie latérale des implants et de leurs pas sur le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire. Ce comportement est analysé en termes de niveau et de répartition des contraintes de Von Mises dans l'os corticale et l'os spongieux. Pour ce faire, cinq systèmes d'implant ont été étudiés: avec Filetage conique, Filetage Trapézoïdal, Filetage API Butress Casing, Filetage carré, Filetage NPT Américain.

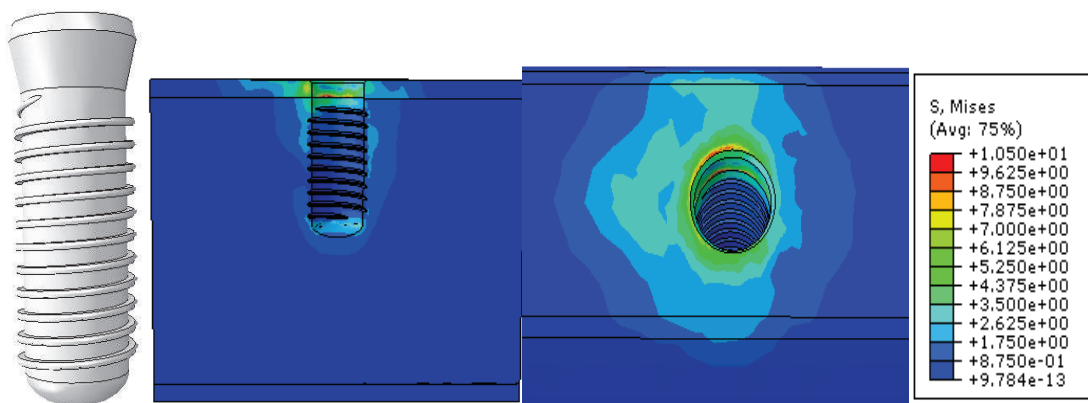
Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 4.28.

Cette figure montre clairement que la nature des filets joue un rôle déterminant sur les efforts induits, pendant le processus de mastication, dans l'os autour de la configuration géométrique du filetage de l'implant. Le transfert de charge de cet élément vers l'os est fortement

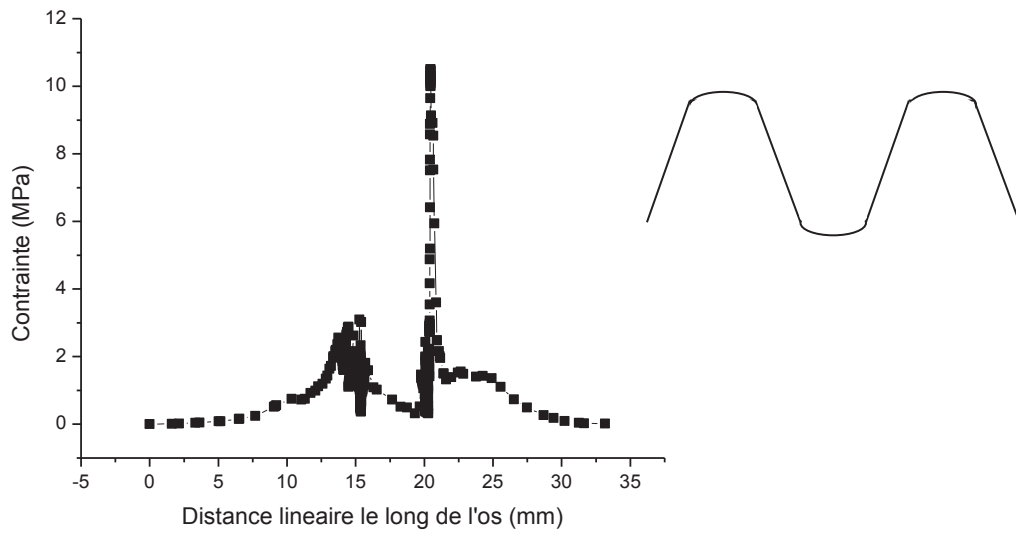
conditionné par la forme des filets. Comparativement à toutes les géométries étudiées (fig.4.28b à 5e), la forme conique engendre dans l'os des contraintes les plus faibles (fig.4.28a). Rappelons que cette forme résulte d'une géométrie trapézoïdale modifiée par réduction des risques de concentration de contraintes autour des arrêtes vives. Nos résultats sont en bon accord avec ceux obtenu par Lanet al [22].

Les autres formes de filets conduisent à une forte interaction implant-os caractérisée par des contraintes plus intenses et plus étendues dans l'os. Les filets, présentant des arrêtes vives, sont sources de concentration de contraintes dans le tissu vivant come le montre les figures 5b, c, e. Les implants coniques offrent un meilleur comportement biomécanique de l'implantologie dentaire par une aire interfaciale implant-os plus importante et un transfert de contraintes moins significative. Ceci assure une bonne ostéointégration et une bonne stabilité de l'implant. Ce comportement est en bon accord avec les cas cliniques.

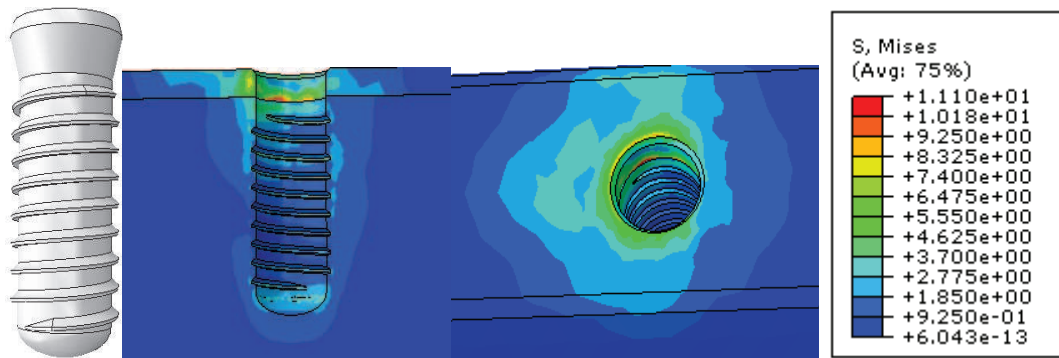
Les implants présentant du Filetage NPT Américain engendre, lors du processus de mastication, des contraintes dans l'os les plus fortes et les plus étendues. Ce type de configuration d'implant minimise l'aire de contact interfaciale entre l'implant et l'os et favorise les concentrations de contraintes dans le tissu osseux par effet d'entaille; il en résulte une mauvaise stabilité de l'implant et un transfert de charge à grande distance vers l'os. Ce comportement est en très bon accord avec ceux obtenus par Mansour Rismanchian et al [23]. Ces derniers ont montré que la forme triangulaire de filets conduit à un pic plus élevé de contrainte de traction et de compression que les implants non filetés. Ce comportement présente une bonne corrélation avec les travaux de Guillaume Haïat et al [24]. Ces auteurs ont analysé les effets des propriétés biomécaniques de l'interface os-implant sur la stabilité des implants dentaires: des approches in silico à la bouche du patient.



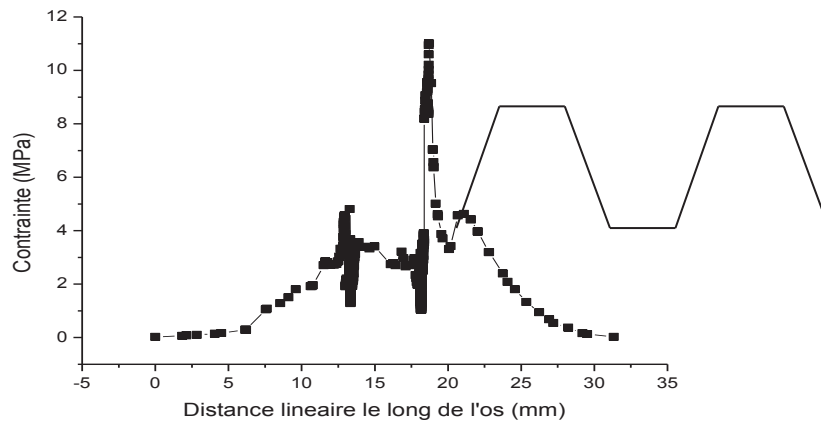
a) Filetage conique



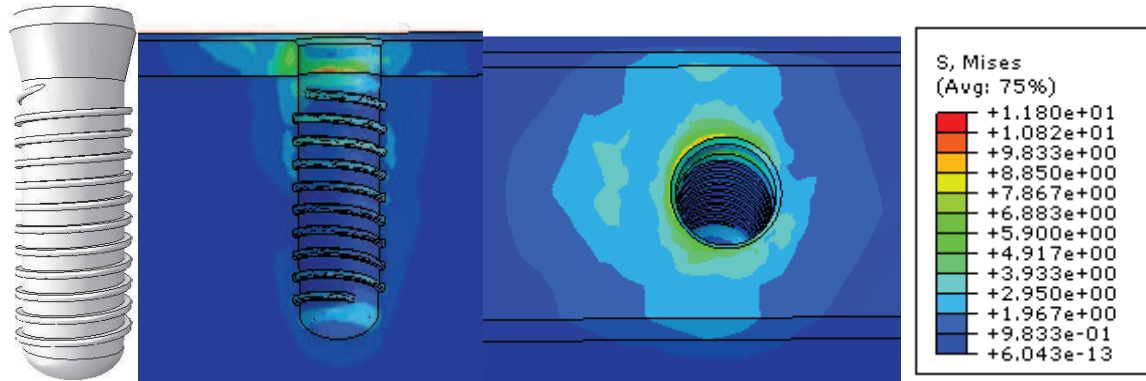
$\sigma_{max}=10.50\text{MPa}$



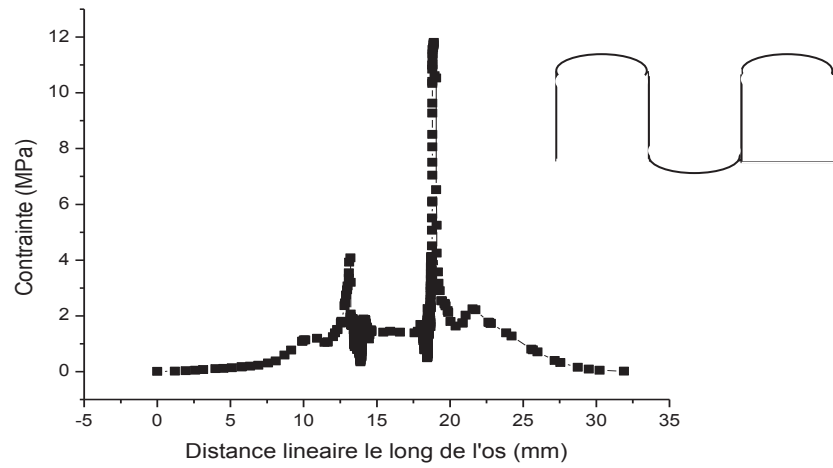
b) Filetage Trapézoïdal



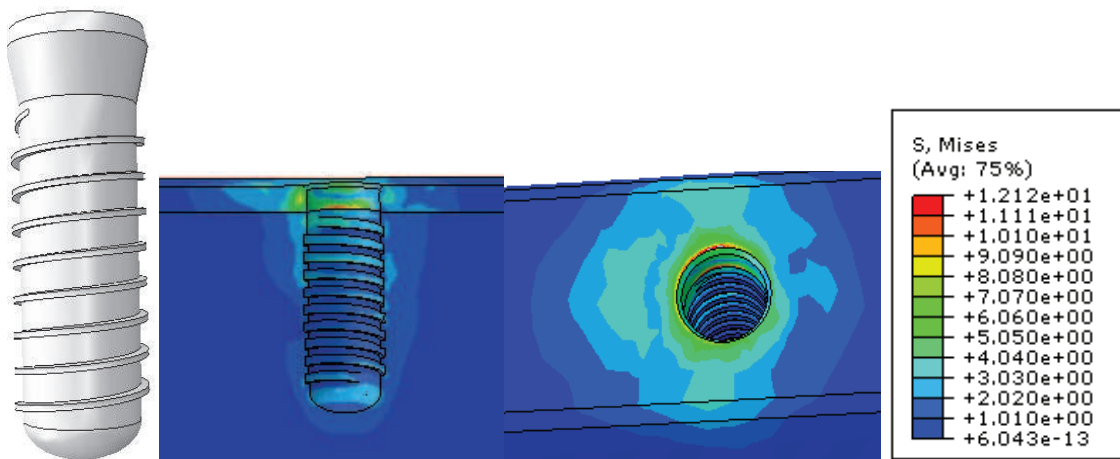
$\sigma_{max}=11.10\text{MPa}$



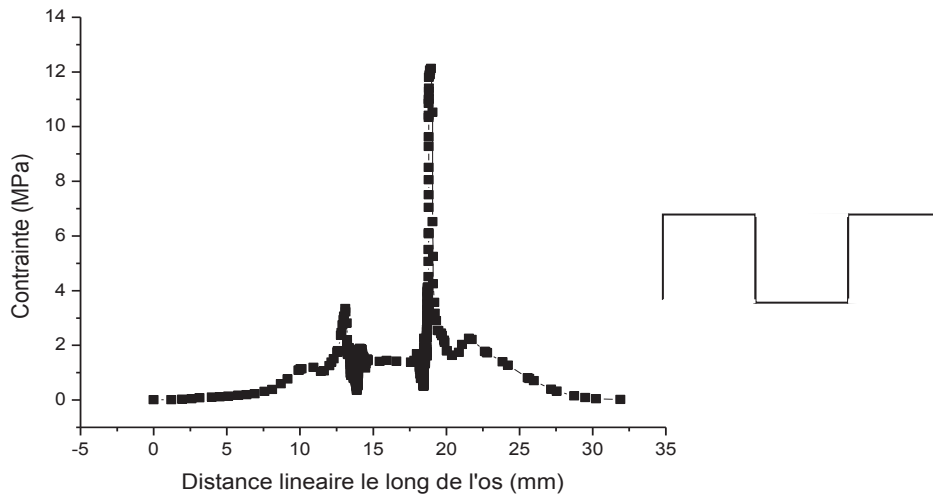
c) Filetage API Butress Casing



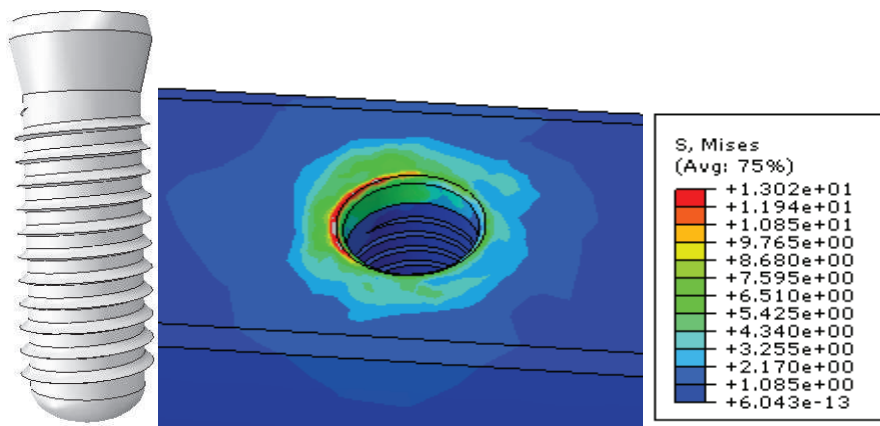
$$\sigma_{max} = 11.80 \text{ MPa}$$



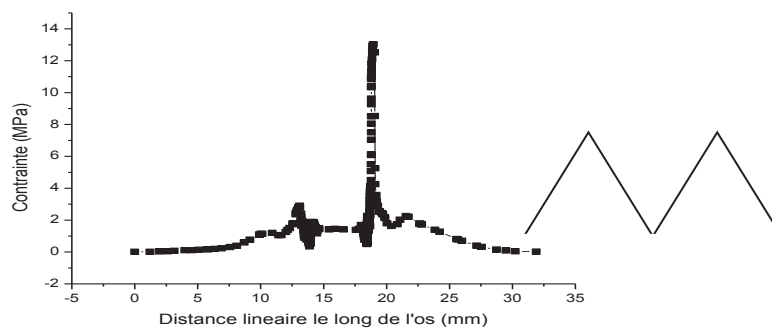
d) Filetage caré



$$\sigma_{max} = 12.12 \text{ MPa}$$



e) Filetage NPT Américain



$$\sigma_{max} = 13.02 \text{ MPa}$$

Figure.4.28. Distribution et variation des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire

Pour une meilleure représentation de l'effet de la forme du filetage du corps de l'implant, le tableau I regroupe les valeurs des contraintes induites dans l'os cortical lors de la mastication, simulée ici par des efforts dynamiques. Ces valeurs montrent clairement que le transfert des efforts de l'implant à l'os est fortement conditionné par la nature des filets du corps de l'implant. Ce transfert est d'autant plus fort que les filets présentent des formes aiguës, formes favorisant des concentrations des contraintes engendrées dans l'os. Une réduction de ces formes (filetage conique) induit des contraintes peu intenses. Il est donc nécessaire de conjuguer transfert d'effort-ostéointégration. De l'ostéointégration dépend la stabilité de l'implant et la performance de l'implantologie dentaire figure 4.3.

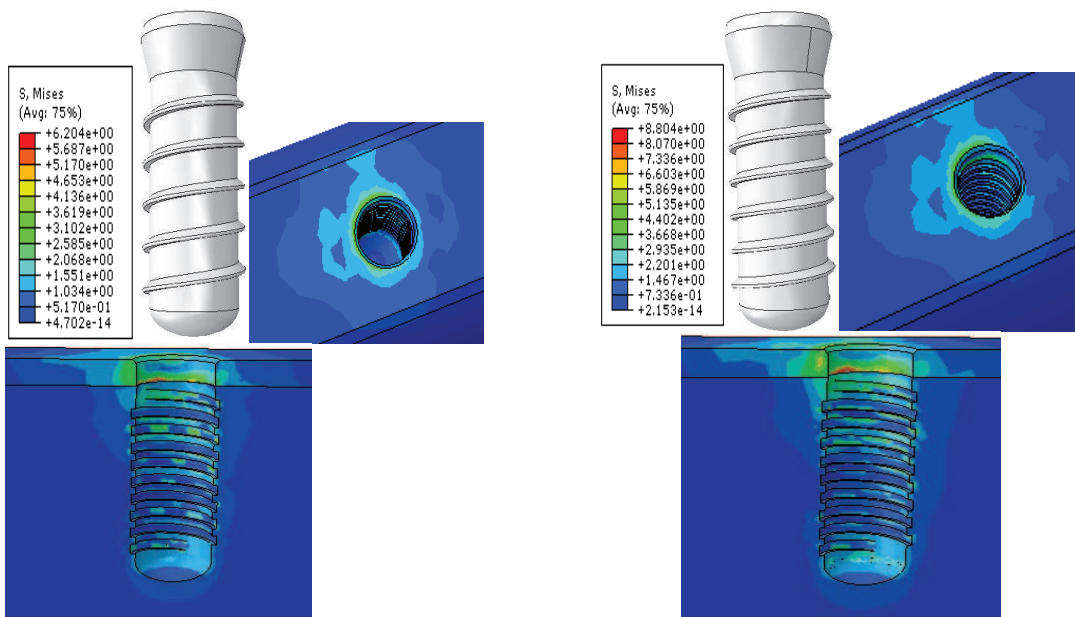
	Forme de Filetage	Contraintes (MPa)
a	Filetage conique	10.50
b	Filetage Trapézoïdal	11.10
c	Filetage API Butress Casing	11.80
d	Filetage caré	12.12
e	Filetage NPT Américain	13.02

Tableau 4.3. Effet de la forme de filetage du corps de l'implant sur le transfert des contraintes de Von Mises implant-os

4.3.3.2 Effet du pas d'ostéointégration

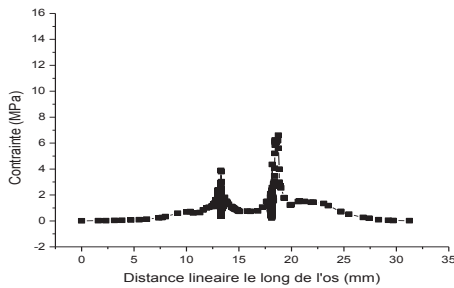
Nos résultats ont montré que la stabilité de l'implant dans l'os et le transfert de charge de l'implant vers l'os cortical et l'os spongieux, lors du processus de mastication, dépend entre autre de la nature des filets du corps rugueux de l'implant. Dans ce qui suit, une analyse de l'effet des pas du filetage sur le comportement biomécanique de l'implantologie dentaire est menée. Pour ce faire, la nature du filetage conduisant à une meilleure ostéointégration et à une réduction de transmission des efforts de l'implant vers l'os a été retenue. Le filetage conique, conduisant à un faible transfert de contraintes à l'os, a été retenu pour cette analyse. Les modèles développés dans cette partie du travail ne se différencient donc que par le pas des filets. Quatre modèles ont été retenus pour cette analyse (fig.4.29). Cette figure montre que la contrainte transmise à l'os a été affectée par l'utilisation d'implants filetés à petits pas. Autrement dit les efforts transférés au tissu sont d'autant plus forts que le pas des filets sont

petits. Le comportement biomécanique est fortement influencé par la distance entre filets. Pour les cas cliniques qui nécessitent une plus grande interface os-implant, les implants filetés trapézoïdaux avec pas de fil de 1.6 mm engendrent, dans la région osseuse au voisinage très de l'implant une plus faible concentration de la contrainte. Un tel pas ne conduit pas à une grande stabilité de l'implant et à la fiabilité de l'implantologie. En effet, l'accrochage mécanique implant-os est conditionné, non seulement par la morphologie du filetage, mais également par la taille du pas des filets. En effet, des filets trop serrés assurent une bonne adhérence de l'implant par l'os ce qui conduit à une bonne ostéointégration mécanique et à un fort transfert de charge. Cependant, cliniquement pour des considérations biomécaniques qui nécessitent une plus grande interface os-implant, les implants filetés à forme conique avec pas de fil de 1,5 mm offrent une plus grande stabilité primaire et conduisent à des contraintes acceptables dans l'os. L'ostéointégration est fortement affectée par l'utilisation des filets à pas grand.

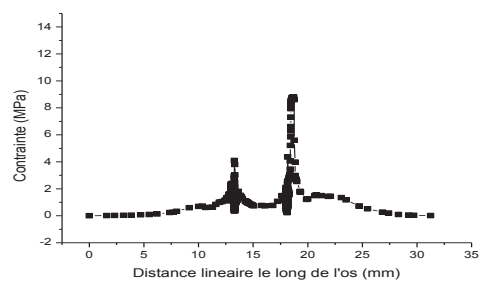


a)

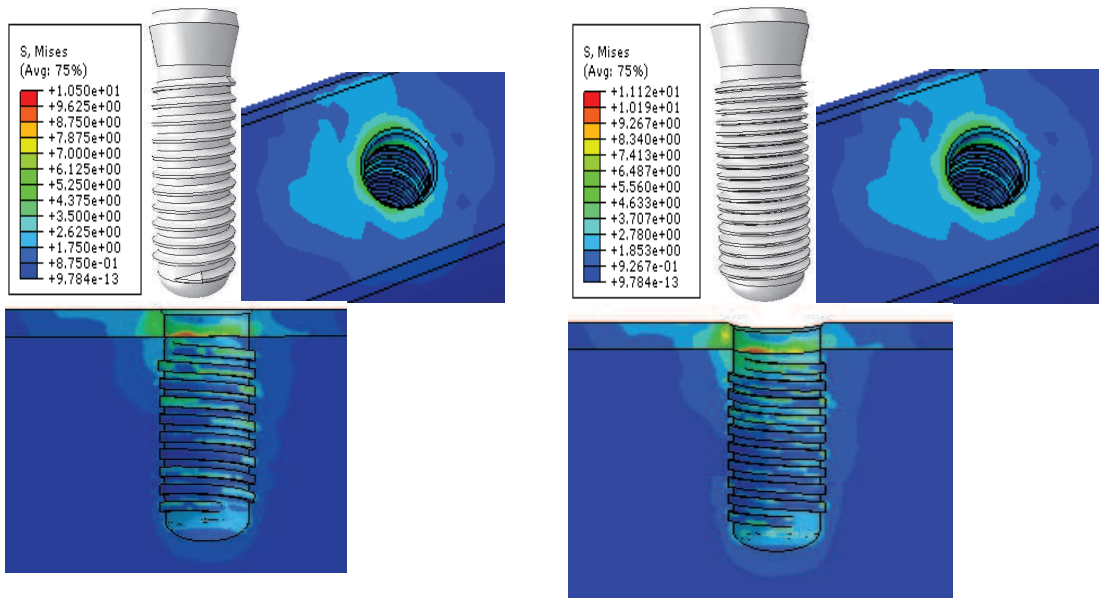
b)



Pas 1.8 mm $\sigma_{max}=6.20\text{MPa}$

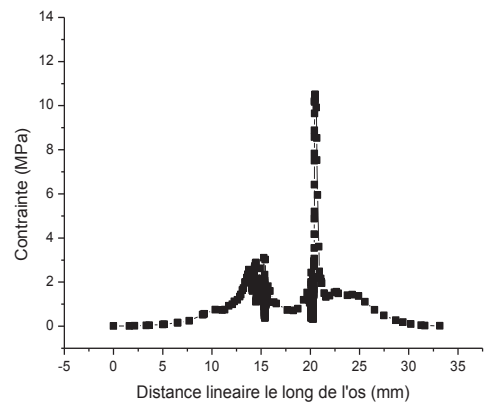
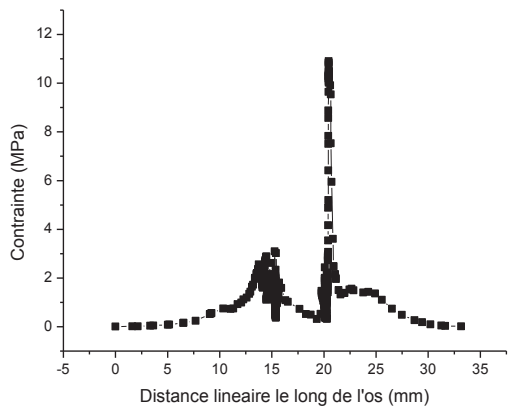


Pas 1.5 mm $\sigma_{max}=8.80\text{MPa}$



c)

d)



Pas 0.8mm $\sigma_{max}=10.50$ MPa

Pas 0.5 mm $\sigma_{max}=11.12$ MPa

Figure.4.29. Distribution et variation des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire

Pour une meilleure représentation de l'effet du pas de filetage conique sur le transfert des contraintes, engendrées dans l'os par les efforts de mastication, sur la figure 4.30 est illustré le niveau de ces contraintes en fonction de la distance entre les filets (pas). Il est clairement indiqué sur cette figure que des filets à grands pas induisent des efforts moins intenses dans le tissu vivant. De tels pas affectent considérablement l'accrochage mécanique de l'implant par l'os conduisant ainsi une mauvaise ostéointégration et donc à une mauvaise

stabilité de l'implant. Il est donc nécessaire d'optimiser le pas des filets afin d'assurer à l'implantologie dentaire une stabilité et un transfert de charge acceptables.

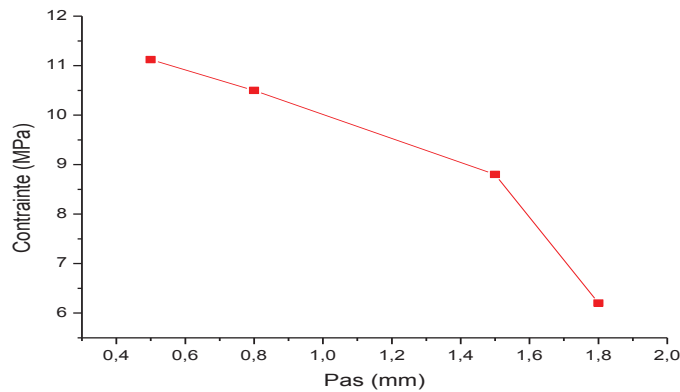
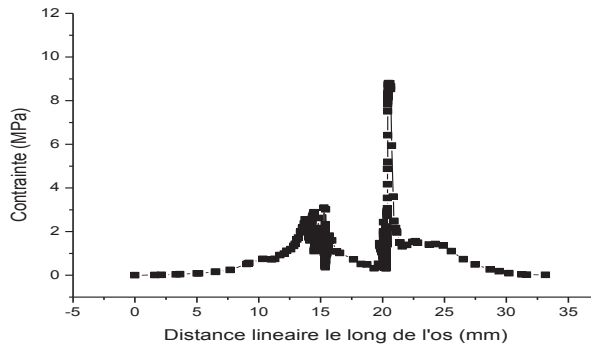
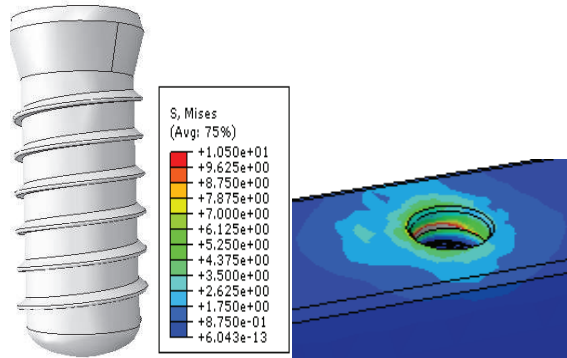


Figure 4.30. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os en fonction du pas

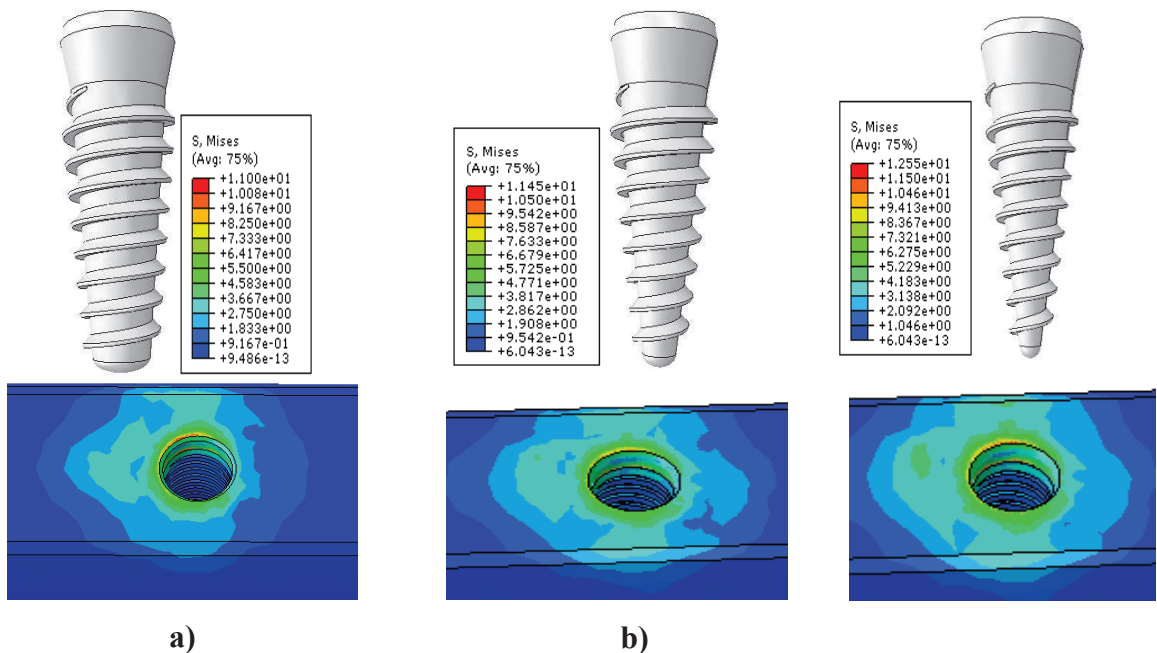
4.3.3.3 Effet de la conicité du corps de l'implant

Nous avons montré précédemment que les implants filetés jouent un rôle important sur le comportement biomécanique de l'os et sur l'amélioration de l'accrochage mécanique de l'interface implant-os et par conséquent assurent une bonne osséointégration mécanique. L'objectif de cette étude est d'analyser la répartition des contraintes induites à l'os cortical et à l'os spongieux autour d'un implant cylindrique et d'un autre conique. Pour ce faire quatre modèles ont été retenus pour cette étude (fig. 4.31). Ces derniers ne se différencient que par le degré de conicité du corps fileté de l'implant. Un filetage conique avec un pas de 1.5mm ont été retenus pour analyser le comportement biomécanique. Les résultats obtenus sont représentés sur la figure 4.30. Cette dernière illustre nettement, que comparativement aux implants cylindriques, les implants coniques engendrent dans l'os des contraintes de Von Mises plus importantes dont le niveau est étroitement lié à la pente conicité. En effet, plus cette pente est plus marquée, plus les contraintes, dans le tissu vivant pré l'interface avec l'implant, sont plus intenses. Les zones sous fortes contraintes sont plus étendues que le corps de l'implant présente une forte pente. Autrement dit, Le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises transmise à l'os n'a pas été affecté par la conicité du corps fileté de l'implant. C'est dans sa partie inférieure, partie de contact os spongieux-apex, que l'os est le plus fortement mécaniquement sollicité. La taille de cette partie de l'implant (apex) est d'autant plus petite que la pente du corps de l'implant est forte. Une section plus réduite de l'apex engendre dans ce tissu vivant des efforts plus intenses.

L'ostéointégration peut être atténuée par une conicité plus accentuée. En effet, la non homogénéité de la taille (diamètre) du corps de l'implant affecte de l'accrochage mécanique à l'interface implant-os, l'ancrage de l'implant par l'os est plus significatif sur les parties de fortes taille de corps. Un tel comportement conduit à une mauvaise stabilité de l'implant et donc à une faible durabilité de l'implantologie dentaire.



$$\sigma_{max} = 8.80 \text{ MPa}$$



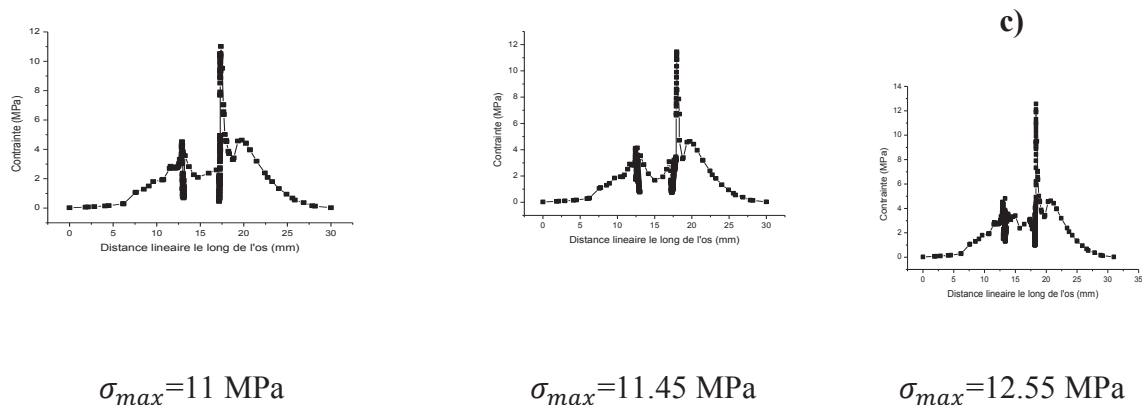


Figure.4.31. Distribution et variation des contraintes de Von Mises dans l'os cortical et spongieux dans une structure dentaire

Pour une meilleur représentation de l'effet de la conicité du corps de l'implant, nous avons représenté sur la figure 4.32 la variation de la contrainte équivalente de Von Mises en fonction de la pente du corps, initialement cylindrique caractérisé ici par une inclinaison à zéro degré), de l'implant. Cette figure indique qu'un accroissement de la pente du corps de l'implant, définie ici par un fort angle d'inclinaison, conduit à un transfert de charge à l'os plus important.

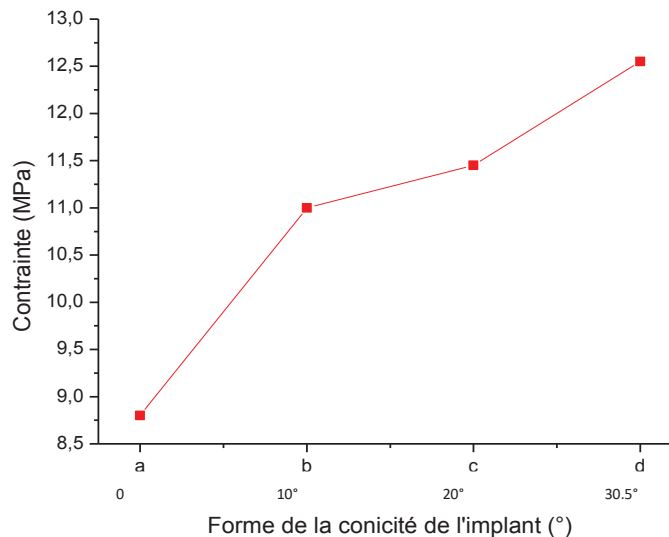


Figure.4.32. Variation de la Contrainte de Von-Mises induit dans l'os

4.3.4 Analyse comparative forme initiale-forme optimale globale

Il a été montré précédemment que les implants filetés déterminent la qualité de l'osséointégration mécanique et la stabilité des implants dentaire. En effet, les contraintes transmises à l'os dépendent, en autres, de la nature du filetage et de la taille de leur pas. Dans

ce qui suit, une analyse comparative a été menée pour étudier le comportement biomécanique d'une implantologie utilisant deux types d'implants cylindriques (fig. 4.33). Ces deux modèles se différencient donc que par la nature de leur filetage et son pas. Cette étude porte essentiellement sur les interactions entre implants disposés de façon adjacente sur la structure osseuse, autrement dit l'analyse de l'effet de la distance inter-implant sur le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises, induite dans l'os cortical lors du processus de mastication, entre deux implants. Rappelons que comparativement aux analyses précédentes, la structure étudiée dans cette partie du travail est composée seulement de trois éléments : l'abutement, de l'implant et de l'os. Une telle composition facilite l'analyse des interactions des champs de contraintes induits dans l'os cortical entre deux implants, lesquels se différencient uniquement par la nature des filets et leur pas (fig.4.33).

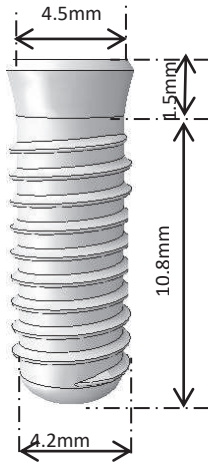

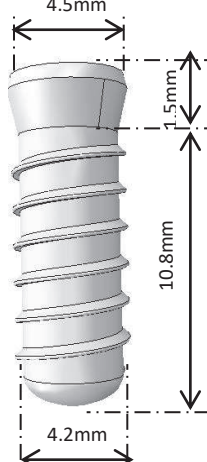

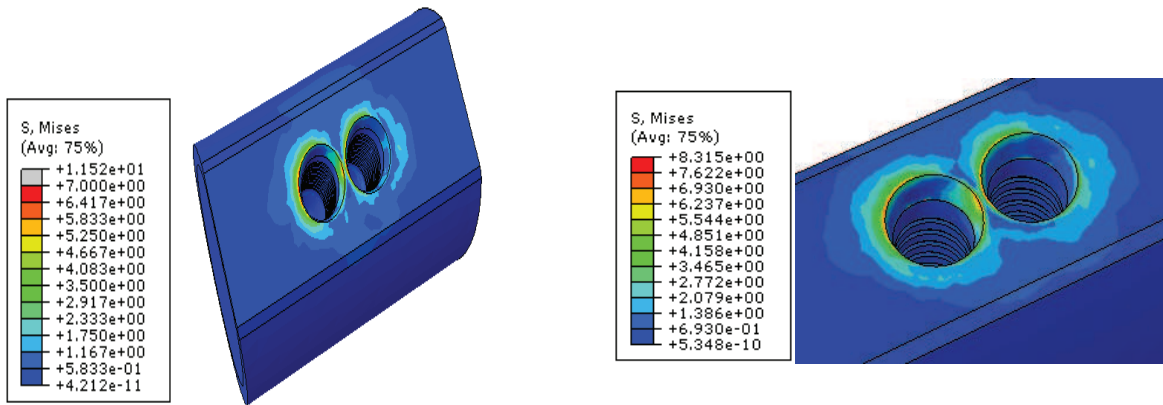
Forme initiale de l'implant	Forme optimale globale de l'implant
<p>longueur de 12,3 mm et de diamètre 4.2 mm et diamètre de col 4.28 et hauteur de col 1.5mm</p>  <p>Forme de Filetage Trapézoïdal</p>  <p>Profondeur du filetage 0,3 mm pas d'ostéointégration, P= 1mm</p>	<p>longueur de 12,3 mm et de diamètre 4.2 mm et diamètre de col 4.28 et hauteur de col 1.5mm</p>  <p>Forme de Filetage conique</p>  <p>Profondeur du filetage 0,3 mm pas d'ostéointégration, P= 1.5mm</p>

Figure.4.33. Les paramètres géométriques de l'implant

4.3.4.1 Cas deux implants

Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont illustrés sur la figure 4.34. Cette dernière montre la variation de la contrainte de Von Mises engendrée dans l'os cortical lors du processus de mastication. Cette figure montre clairement que le transfert de contraintes vers l'os est plus important autour d'un implant fileté en forme trapézoïdale de pas 1mm (fig.4.33a). Ces contraintes sont d'autant plus intenses que les implants sont localisés au voisinage très proche de l'autre. Ce comportement semble s'expliquer par l'interaction des champs de contraintes dans l'os entre deux implants. Ceci illustre nettement que cette disposition fragilise le tissu vivant. Cette fragilisation peut être fatale pour une qualité osseuse mauvaise. Ces contraintes sont fortement relaxées par une implantologie utilisant un implant de filetage conique (fig.4.33b). Cette relaxation partielle des contraintes est essentiellement due à l'absence de forme géométrique permettant une concentration des contraintes induites pendant le processus de mastication. Dans ce cas, le transfert de contraintes vers le tissu vivant est moins intense.

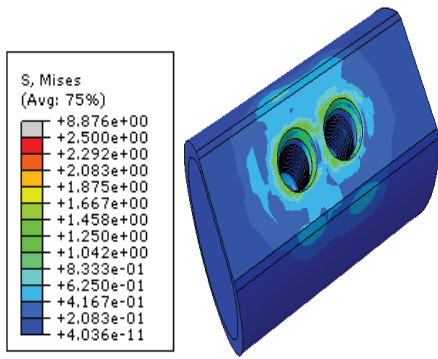


a)

a)

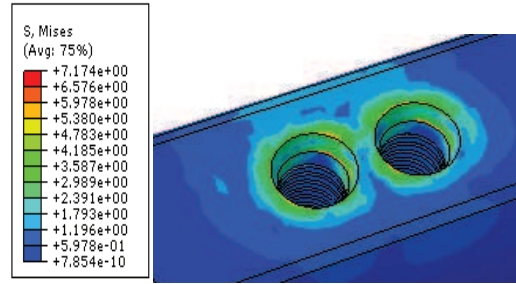
$d = 0.5mm, \sigma_{max}=11.5 \text{ MPa}$

$d = 0.5mm, \sigma_{max}=8.31 \text{ MPa}$



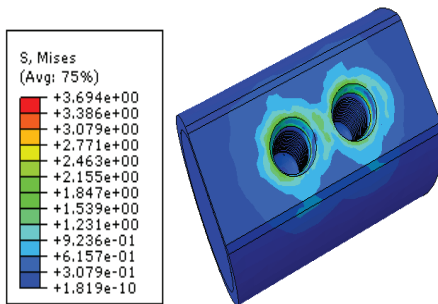
b)

$d = 1.5mm, \sigma_{max} = 8.87MPa$



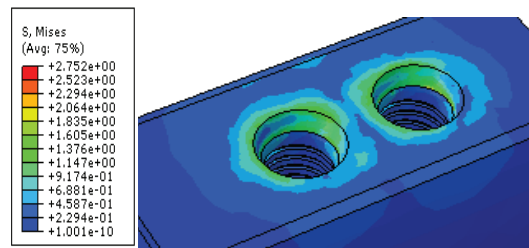
b)

$d = 1.5mm, \sigma_{max} = 7.17MPa$



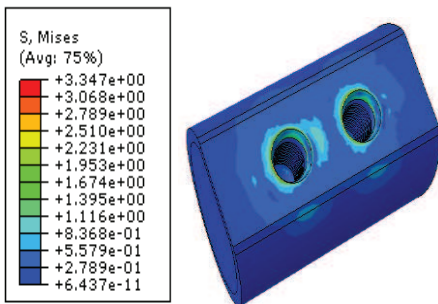
c)

$d = 2.5mm, \sigma_{max} = 3.69MPa$



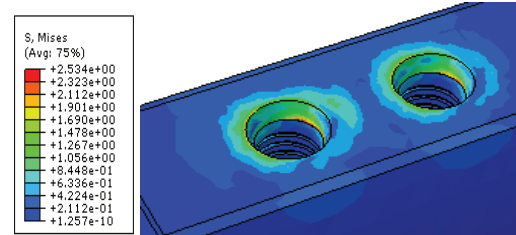
c)

$d = 2.5mm, \sigma_{max} = 2.75MPa$



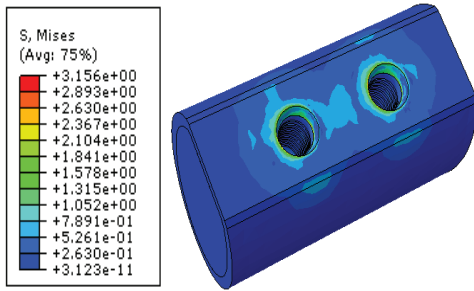
d)

$d = 5mm, \sigma_{max} = 3.34MPa$

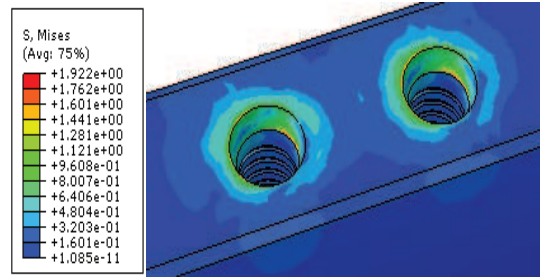


d)

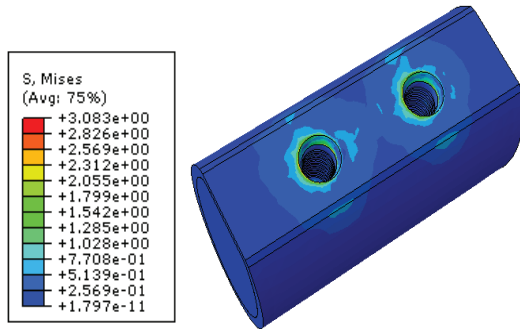
$d = 5mm, \sigma_{max} = 2.53MPa$



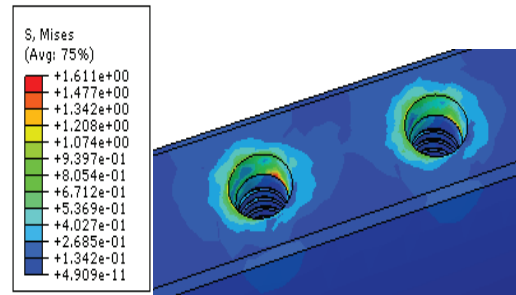
e) $d = 7.5mm, \sigma_{max}=3.15MPa$



e) $d = 7.5mm, \sigma_{max}=1.92MPa$



f) $d = 10mm, \sigma_{max}=3.08MPa$



f) $d = 10mm, \sigma_{max}=1.61MPa$

a) Implant à filetage trapézoïdal

b) Implant à filetage conique

Figure 4.34.

34.

Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os cortical entre deux implants

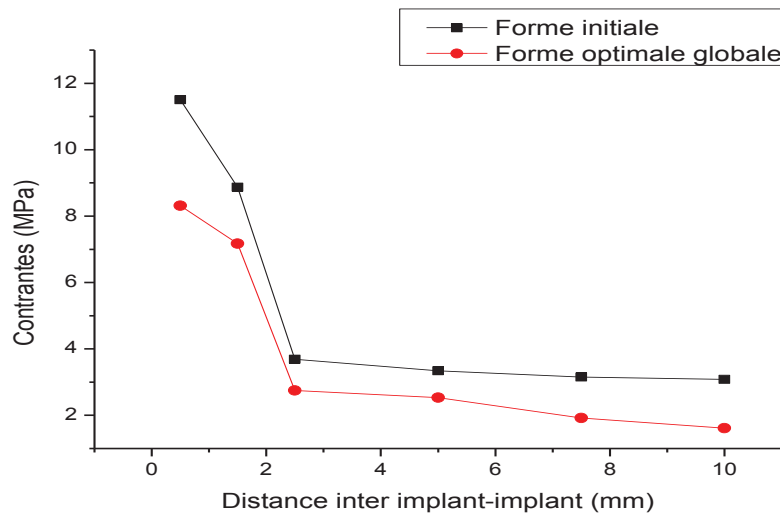
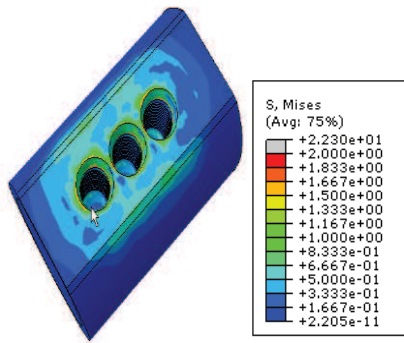


Figure. 4.35. Variation de la contrainte de Von Mises en induite dans en fonction de la distance inter implant

Pour une meilleure illustration de l'effet de la nature des filets et de leur pas sur le transfert de charge implant-os, nous avons représenté sur la figure 4.35 la variation de la contrainte de Von Mises, engendrée dans l'os cortical entre deux implants, par les efforts de mastication, en fonction de la distance qui les sépare. L'analyse de cette figure montre que le comportement biomécanique de l'os est étroitement lié à la morphologie des filets et à la taille de leur pas. En effet, quelle que soit cette distance, l'utilisation d'un implant à filetage conique engendre dans le tissu vivant des efforts moins intenses. Le chargement dynamique utilisé dans cette étude, simulant ici les efforts de mastication, est transféré de façon significative à l'os dans le cas d'une implantologie dentaire utilisant un implant dont le corps est fileté à l'aide d'un filetage trapézoïdal de pas 1mm.

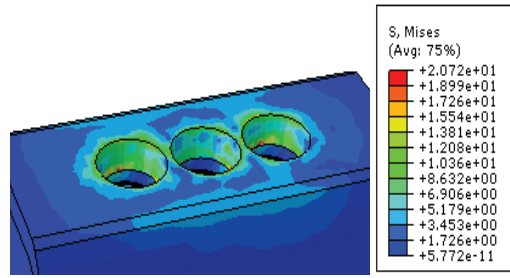
4.3.4.2 Cas trois implants

Nous avons montré précédemment que la location de deux implants au voisinage proche l'un de l'autre conditionne le comportement biomécanique de l'os, et ce comportement est étroitement lié à la forme géométrique du filetage et à son pas. Dans ce qui suit, nous analysons le transfert de contraintes à l'os dans le cas d'une implantologie dentaire utilisant trois implants. Pour ce faire et pour mener une analyse comparative avec une structure dentaire composée de deux implants, les mêmes modèles d'implants ont été utilisés, à (filets en forme trapézoïdale et conique). Les résultats sont représentés sur la figure 4.36. Cette figure montre que les contraintes induites dans le tissu vivant entre implant, par rapport à l'implant central, sont d'autant plus intenses que les implants sont situés l'un près de l'autre. Ce comportement est plus accentué pour une implantologie dentaire comportant un implant à filetage trapézoïdal (fig. 4.36a). Les formes géométriques des filets, siège des concentrations de contraintes, engendrées lors de la mastication (chargement dynamique), sont responsables de ce comportement mécanique de l'os cortical. Nos résultats montrent qu'une telle structure dentaire constitue un risque majeur d'endommagement de l'os et est source de douleur pour le porteur de la prothèse dentaire.



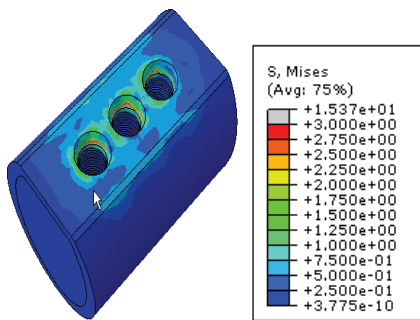
a)

$d = 0.5\text{mm}, \sigma_{max} = 22.3\text{MPa}$



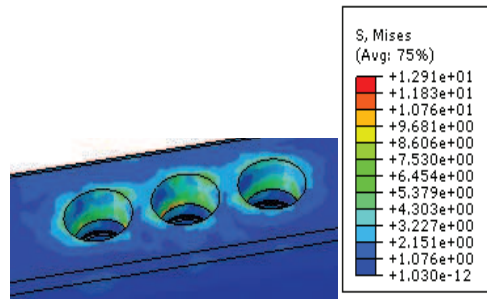
a)

$d = 0.5\text{mm}, \sigma_{max} = 20.7\text{MPa}$



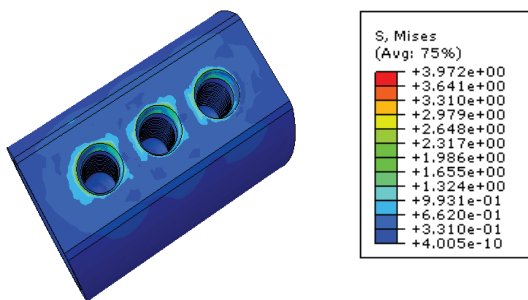
b)

$d = 1.5\text{mm}, \sigma_{max} = 15.37\text{MPa}$



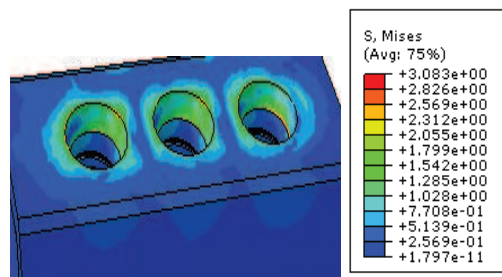
b)

$d = 1.5\text{mm}, \sigma_{max} = 12.97\text{MPa}$



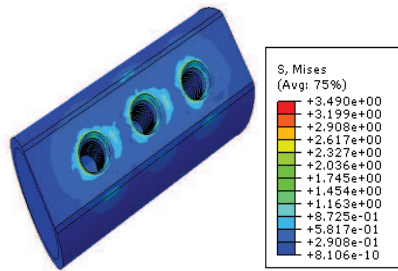
c)

$d = 2.5\text{mm}, \sigma_{max} = 3.97\text{MPa}$



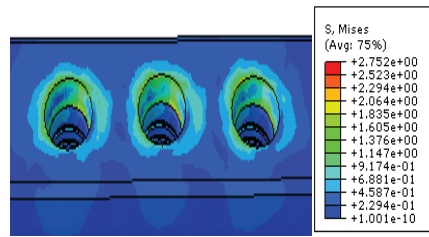
c)

$d = 2.5\text{mm}, \sigma_{max} = 3.08\text{MPa}$



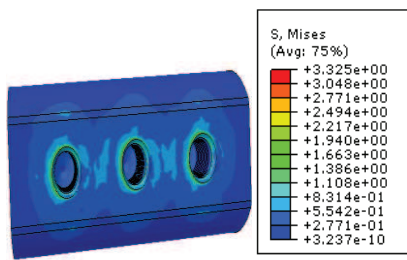
d)

$d = 5mm, \sigma_{max} = 3.49MPa$



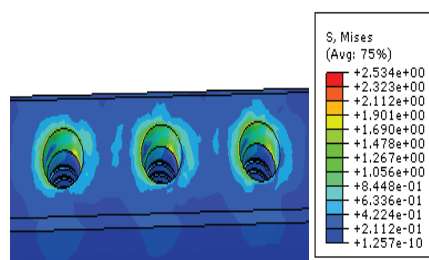
d)

$d = 5mm, \sigma_{max} = 2.75MPa$



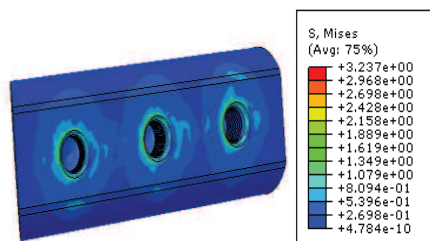
e)

$d = 7.5mm, \sigma_{max} = 3.32MPa$



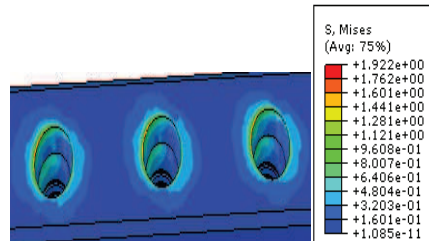
e)

$d = 7.5mm, \sigma_{max} = 2.51MPa$



f)

$d = 10mm, \sigma_{max} = 3.23MPa$



f)

$d = 10mm, \sigma_{max} = 1.92MPa$

a) *Filet trapézoïdal*

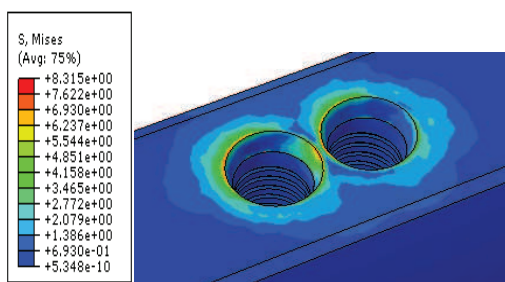
b) *Filet conique*

Figure.4.36. Effet de la morphologie des filets et de leurs pas sur la distribution de la contrainte de Von Mises induite dans l'os cortical entre deux implants

4.3.4.3 Analyse comparative

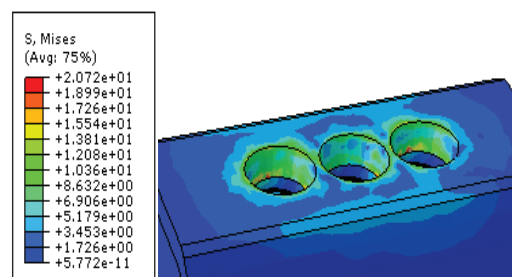
Une analyse comparative entre une implantologie dentaire utilisant, la même forme morphologique de filets et de leur pas, deux implants et une autre composée de trois implants a été menée. Les formes des filets retenues pour cette analyse est la forme conique conduisant à un transfert de contraintes à l'os moins important. Autrement dit les prothèses dentaires analysées ici ne se différencient que par le nombre d'implants. Sur la figure 4.37 est représentée la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os, lors de la mastication, entre deux implants d'une implantologie composée de deux et de trois implants. Elle indique que cette contrainte est plus intense entre deux implant d'une structure dentaire formée de trois implants et ce quelle que soit la distance qui les sépare. Pour une même distance entre les implants et la même géométrie des implants, le transfert de contraintes à l'os est plus important dans le cas d'une prothèse dentaire composée de trois implants.

L'effet d'interaction a tendance à disparaître lorsque les implants sont disposés l'un loin de l'autre. Dans ce cas, les contraintes induites dans l'os cortical entre deux implants adjacents sont d'intensité comparable à celles engendrée par une structure dentaire composée d'un seul implant. Nos résultats montrent clairement que la disposition des implants dans une structure osseuse détermine le niveau des contraintes équivalentes dans l'os.



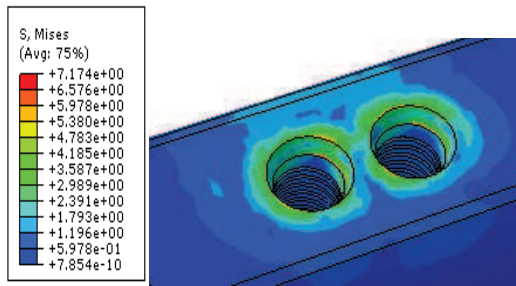
a)

$$d = 0.5\text{mm}, \sigma_{max} = 8.31\text{MPa}$$



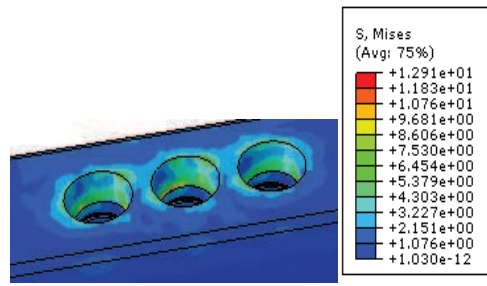
a)

$$d = 0.5\text{mm}, \sigma_{max} = 20.7\text{MPa}$$



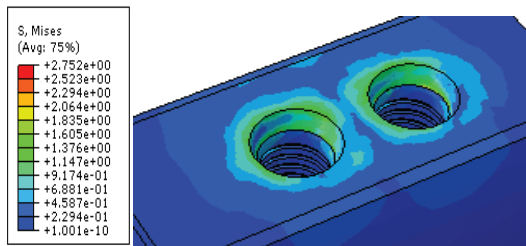
b)

$d = 1.5mm, \sigma_{max}=7.17MPa$



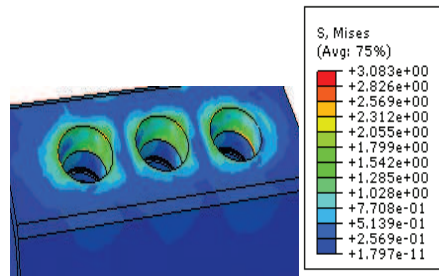
b)

$d = 1.5mm, \sigma_{max}=12.97MPa$



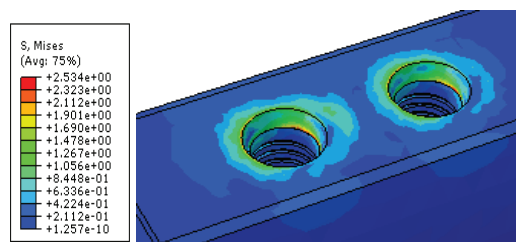
c)

$d = 2.5mm, \sigma_{max}=2.75MPa$



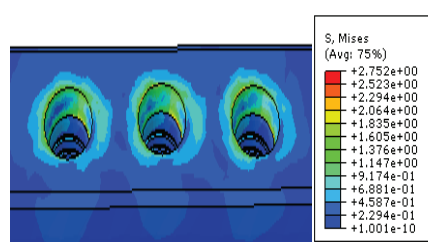
c)

$d = 2.5mm, \sigma_{max}=3.08MPa$



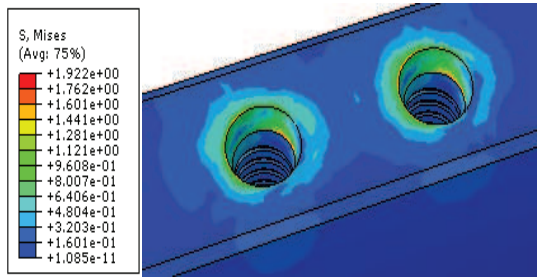
d)

$d = 5mm, \sigma_{max}=2.53MPa$



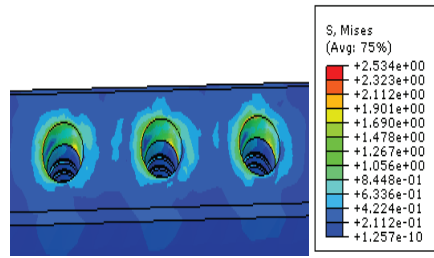
d)

$d = 5mm, \sigma_{max}=2.75MPa$



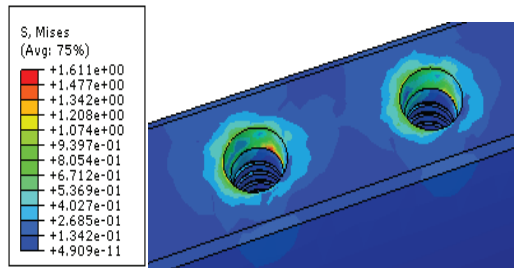
e)

$d = 7.5\text{mm}$, $\sigma_{max}=1.92\text{MPa}$



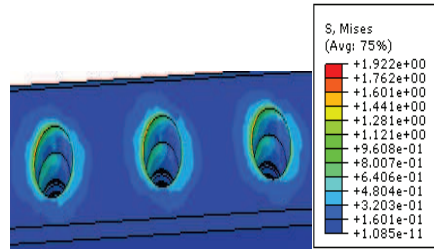
e)

$d = 7.5\text{mm}$, $\sigma_{max}=2.51\text{MPa}$



f)

$d = 10\text{mm}$, $\sigma_{max}=1.61\text{MPa}$



f)

$d = 10\text{mm}$, $\sigma_{max}=1.92\text{MPa}$

Figure.4.37. Effet de la densité des implants sur la distribution de la contrainte de Von Mises induite dans l'os cortical entre deux et trois implants

Référence

- [1] Human & Health. LES IMPLANTS DENTAIRE UN ANCRAGE SOLIDE POUR UN AVENIR SOURIANT | N°22 - January 2013.
- [2] Maalagh-Fard, A., Jacobs, L. C. Retrieval of a stripped abutmentscrew: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;104: 212-15.
- [3] Nergiz, I., Schmage, P., Shahin, R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91 : 513-17.
- [4] Santos, M., Pfeifer, A., Silva, M., Sendyk, C., Sendyk, W. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with SEM evaluation. *Journal of Applied Oral Science* 2007; 15 (2) : 148-51.
- [5] Lee, J. Y., Park, H. J., Kim, J. E., Choi, Y. G., Kim, Y. S., Huh, J. B., Shin, S. W. A 5-year retrospective clinical study of the Dentium implants. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2011; 3 : 229-35.
- [6] Branemark. P.I, Engstrand, L.O. Ohnrell, Rev. *Implant* 6 (1) (2000) 5–22.
- [7] Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O et Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw : Experience for a 10-year period *Scand J Plast Reconstr Surg* 11 16 : 17-132, 1977
- [8] informations de base sur la procédure chirurgicale. www.straumann.com. www.anthogyr.com
- [9] Hervé Oudin. Méthode des éléments finis. cel-00341772, version 1 - 26 Nov 2008.
- [10] Manuel Abaqus 6.9. Getting Started with Abaqus Interactive Edition. http://www.simulia.com/products/products_legal.html.
- [11] O.C.Zienwicz, R.L.Taylor, «La méthode des éléments finis formulation de base et problèmes linéaires», Édit. AFNOR, (1991).
- [12] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*.37, 649–658 (2006).
- [13] Jie Yang, Hong-Jun Xiang. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of a n FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal of Biomechanics*. 40, 2377- 2385 (2007).
- [14] O.C.Zienwicz, R.L.Taylor, «La méthode des éléments finis formulation de base et problèmes linéaires», Édit. AFNOR, (1991).
- [15] GINESTE Laurent. ANALYSE DES CONCEPTS IMPLANTAIRES SUR LE SECTEUR ANTERIEUR. Le 17 Décembre 2012. Thèse de doctorat.
- [16] MANUEL CHIRURGICAL ZIMMER www.zimmerdental.fr
- [17] Ali Merdji, Rajshree Mootanah, Bel Abbes Bachir Bouiadjra, Ali Benaissa, Laid minallah, El Bahri Ould Chikh, Sam Mukdadi. Stress analysis in single molar tooth. *Materials Science and Engineering: C*, Volume 33, Issue 2, 1 March 2013, Pages 691-698

- [18] Djebbar N, Serier B, BachirBouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des* 2010;31:2097–100.
- [19] M. Benlebna, B. Serier, B. BachirBouiadjra. Numerical analysis of stresses in the dental implants: case of three implants: *MECHANIKA*. ISSN 1392-1207. 2014 Volume 20(5): 460, 465.
- [20] Yamanishi T , Nishio J , Kohara H , Hirano Y. Effect on maxillary arch development of early 2-stage palatoplasty by modified furlow technique and conventional 1-stage palatoplasty in children with complete unilateral cleft lip and palate. 2009, *67(10):2210-2216*
- [21] HJ Yun, K Im, JJ Yang, U Yoon, JM Lee. Automated sulcal depth measurement on cortical surface reflecting geometrical properties of sulci. *PloS one* 8 (2), e55977
- [22] Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech* 2010; 43: s 287–293.
- [23] Mansour Rismanchian. Effect of Implants on Maximum Bite Force in Edentulous Patients. *35 (4):196-200 · August 2009*.
- [24] Guillaume Haiat. Acoustical estimation of endosseous implant stability: Finite element modeling and experimental validation. *140(4):3191-3191 · October 2016 with 19 Reads*

Conclusion générale

Conclusion générale

L'ostéointégration est un phénomène fondamental de l'implantologie dentaire. Elle assure une stabilité, une fiabilité et une durabilité des implants dentaires et un succès clinique prévisible à long terme. La forme géométrique de l'implant est un paramètre déterminant de l'ostéointégration et de l'intensité des efforts exercés sur l'os.

Les résultats obtenus dans cette partie de travail mettent en évidence le rôle prépondérant de la position d'un implant par rapport à un autre sur la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises induite dans l'os d'une structure dentaire soumise à des sollicitations dynamiques variables selon ses trois directions. L'implantation dans l'os d'une prothèse dentaire composée de deux implants conditionne l'intensité des contraintes dans ce tissu vivant et tant particulièrement ces deux constituants. Ce type d'implantologie peut constituer un risque de fragilisation de l'os;

Il est donc nécessaire de prendre en considération l'effet d'interaction des champs de contrainte dans l'os du voisinage très proche des implants forme optimale globale. Rappelons, que la structure dentaire analysée dans ce travail n'est formée que par l'abutement, l'implant et l'os. Ce qui explique dans ce cas, le faible niveau des contraintes enregistrées dans le tissu vivant. Une prothèse dentaire complète constituée de six éléments tels que couronne, porte couronne, abutement, implant et os, soumise à un chargement dynamique d'une telle intensité engendre, dans l'os, des contraintes beaucoup plus intenses;

Une analyse comparative entre une implantologie dentaire utilisant, la même forme optimale globale, deux implants et une autre composée de trois implants a été menée. La forme optimale globale conduisant à un transfert de contraintes à l'os moins important. Autrement dit les prothèses dentaires analysées ici ne se différencient que par le nombre d'implants ;

Dans ce travail. Nous avons montré précédemment que la location de deux implants au voisinage proche l'un de l'autre conditionne le comportement biomécanique de l'os, et ce comportement est étroitement lié à la forme géométrique du filetage et à son pas ;

L'effet d'interaction a tendance à disparaître lorsque les implants sont disposés l'un loin de l'autre. Dans ce cas, les contraintes induites dans l'os cortical entre deux et trois implants adjacents sont d'intensité comparable à celles engendrée par une structure dentaire composée d'un seul implant.

La forme optimale globale conduisant à un transfert de contraintes à l'os moins important. Autrement dit les prothèses dentaires analysées ici ne se différencient que par le nombre

d'implants. L'effet d'interaction a tendance à disparaître lorsque les implants sont disposés l'un loin de l'autre. Dans ce cas, les contraintes induites dans l'os cortical entre deux implants adjacents sont d'intensité comparable à celles engendrée par une structure dentaire composée d'un seul implant. Nos résultats montrent clairement que la disposition des implants dans une structure osseuse détermine le niveau des contraintes équivalentes dans l'os.