

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



MEMOIRE

Présenté

AU DEPARTEMENT DE MECANIQUE
FACULTE DES SCIENCES DE LA TECHNOLOGIE

UNIVERSITE DE BATNA

Pour obtenir le titre de

MAGISTER EN GENIE MECANIQUE

Option : Biomécanique.

Par

SOUALHI Amel

Etude du choix des biomatériaux dédiée
à l'implantologie dentaire et
développement d'un modèle numérique.

Soutenu publiquement le : 30/06/2012, devant le jury composé de :

| | | |
|-------------------|--|-------------|
| Dr. ASSAS MEKKI | M.Conférences, Université de Batna. | Président. |
| Pr. BRIOUA MOURAD | Professeur, Université de Batna. | Rapporteur. |
| Dr. ZIDANI KAMEL | Professeur, Université de Batna. | Examineur. |
| Pr. ZEDIRA HAMMA | Professeur, Universitaire de khenchela. | Examineur. |

2011/2012

Remerciements

*Louange à Dieu avant tout.
Je remercie sincèrement mon directeur de recherche, M
BRIOUA Mourad pour son précieux soutien, pour qui j'exprime
aujourd'hui une reconnaissance infinie. Merci aux membres du jury qui
ont lu avec attention et examiné mon travail. Je remercie également ;
« Mr. AMADDAH Hassan, Mr FARROUDJI Karim, et Mr AMRANI Hicham. »
Un grand merci à ma famille et à mes ami(e)s proches qui n'ont jamais cessé de
m'encourager durant la rédaction de mon mémoire.*

Dédicace :

À la cause de mon existence.

À mes frères et sœurs.

Je dédie ce modeste travail.

Table de matières

➤ Introduction générale.

Chapitre I – Etat de l’art sur les biomatériaux dédiés à l’implantologie.

| | |
|---|----|
| I- Généralités sur des biomatériaux | 12 |
| I.1. Définition..... | 12 |
| I.2. Les différentes classes des biomatériaux | 13 |
| I.2.1. Les biomatériaux métalliques..... | 14 |
| I.2.2. Les biomatériaux céramiques et les verres..... | 21 |
| I.2.3. Les biomatériaux polymères et la matière « molle »..... | 24 |
| I.2.4. Les biomatériaux d’origine naturelle..... | 26 |
| I-3- Anatomie osseuse de la mâchoire..... | 27 |
| I-4- L’implantologie orale | 32 |
| I-4-1. Définition | 32 |
| I-4-2. L’implant dentaire | 33 |
| I-4-3. Acte chirurgical et acte prothétique..... | 34 |
| I-4-4. Les différents protocoles | 35 |
| I-5- L’état de l’art sur les biomatériaux dédiés à l’implantologie..... | 37 |
| I-6- Les biomatériaux dentaires..... | 49 |

Chapitre II : Méthode de choix un biomatériau dédiée à l’implantologie.

| | |
|--|----|
| II-1- Introduction..... | 51 |
| II-2- Biocompatibilité | 51 |
| II-2-1- Définition..... | 51 |
| II-2-2- Les influences de l’environnement cellulaire sur les implants..... | 52 |
| II-2-3- Les testes de la biocompatibilité..... | 54 |
| II-2-3-a-Tests in vitro (tests initiaux): | 54 |
| II-2-3-b-Tests in vivo (tests secondaires)..... | 55 |
| II-2-3-c-Tests précliniques..... | 55 |

| | |
|--|----|
| II-2-4 - La biocompatibilité structurale..... | 55 |
| II-2-5- La biocompatibilité des surfaces. | 57 |
| II-3- Les propriétés essentielles pour une implantation..... | 59 |
| II-4- Sélection d'un biomatériau dédié à l'implantologie..... | 59 |
| II-4-1 La méthode des k plus proches voisins (KNN) | 60 |
| II-4-2- Application de la méthode des k plus proches voisins (KNN) | 63 |

Chapitre III : Les implants dentaires.

| | |
|--|----|
| III-1-Introduction..... | 71 |
| III-2- Les sections d'un implant | 71 |
| III-2-1- Le corps de l'implant | 72 |
| III-2-1 -a Les implants lames..... | 72 |
| III-2-1-b Les implants cylindrique | 72 |
| III-2-1-c- Les implants A gradins « anatomiques » | 74 |
| III-2-1-d- Les implants coniques | 74 |
| III-2-2 Le col | 75 |
| III-2-2-a-Col droit | 76 |
| III-2-2 -b Col évasé | 76 |
| III-2-2 -c - Col présentant des microspires | 77 |
| III-2-2 -d- Col transgingival (pour implants dits en un temps) | 78 |
| III-2-3- L'apex | 78 |
| III-2-3-a- Apex arrondi | 78 |
| III-2-3-b- Apex travaillant | 78 |
| III-2-4- Spires | 79 |
| III-2-4-1- La géométrie des vis..... | 79 |
| III-2-4-2- Pas de vis..... | 80 |
| III-2-4-3- Double filet | 80 |
| III-2-5-Système de connexion prothétique..... | 81 |
| III-2-5-1 Connexion externe hexagonale | 82 |
| III-2-5-2 Connexion interne | 82 |
| III-2-5-2-a- Cône morse | 83 |
| III-2-5-2-b- Hexagone interne..... | 83 |
| III-2-5-2-c- Polygone interne | 84 |

| | |
|---|----|
| III-2-5-2 -d- Formes variées | 84 |
| III-3- Sélection du diamètre implantaire | 84 |
| III-3-1-Les implants de diamètre réduit (petit) | 85 |
| III-3-2-Les implants de gros diamètre..... | 85 |
| III-3-3-Les implants de diamètre standard | 87 |
| III-4- Etat de surface d'un implant | 88 |
| III-4-1-Etat de surface usinée..... | 89 |
| III-4-2-Etat de surface rugueuse..... | 89 |
| III-4-2-a- Moyens additifs..... | 90 |
| III-4-2-b- Moyens soustractifs..... | 91 |

Chapitre IV : Modélisation par éléments finis et simulations.

| | |
|--|-----|
| VI-1-Introduction..... | 95 |
| VI-2-Développement de modèle..... | 97 |
| VI-3- Conditions aux limites et chargement..... | 99 |
| VI-4- Modélisation de l'implant pour différents biomatériaux | 100 |
| VI-5- Interprétation des résultats..... | 105 |

- **Conclusion générale.**
- **La liste des figures.**
- **La liste des tableaux.**
- **Références bibliographiques.**

Introduction générale

Introduction générale :

Etymologiquement, la biomécanique est la mécanique appliquée aux sciences vivantes. Cette définition est à la fois vaste et imprécise ; elle est également limitative, car elle n'inclut pas les effets physiologiques ou pathologiques engendrés par les contraintes appliquées. Trois approches (plus ou moins complètes) peuvent définir les champs de la biomécanique.

La première propose, par l'application des lois de la mécanique, de trouver des solutions à des problèmes médicaux, biologiques, ergonomiques ou sportifs.

La deuxième, envisage l'étude des propriétés mécaniques des cellules et des tissus en tenant compte de la complexité des structures étudiées (ex : propriétés du muscle cardiaque, de la paroi des vaisseaux, étude de la microcirculation sanguine, ...).

Enfin, la troisième, plus récente et sans doute plus intégrative, s'intéresse non seulement aux propriétés des objets étudiés à travers leurs structures, mais également à leurs fonctions et aux conséquences physiopathologiques.

La science des biomatériaux ne s'intéresse pas seulement à l'élaboration de nouveaux matériaux utilisables en pratique clinique, mais aussi à l'évaluation de leur comportement global dans le corps humain à plus ou moins long terme, le problème le plus souvent abordé dans l'étude des biomatériaux est celui de la réponse de l'organisme aux implants. Cette réponse n'est pas toujours favorable à cause de nombreux problèmes qui peuvent apparaître après l'implantation d'un matériau.

L'implantologie est l'un des domaines où on peut appliquer les biomatériaux, elle est une partie de l'odontologie qui ne cesse d'évoluer et qui permet de proposer de nouvelles solutions thérapeutiques afin de restaurer la fonction et l'esthétique.

L'implantologie orale est un traitement permettant le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes par une ou plusieurs racines artificielles que l'on appelle implant dentaire. Ces implants permettent de réaliser une prothèse qui remplacera la (ou les) dent(s) absente(s).

Les biomatériaux employés dans le domaine de l'odontologie sont nombreux et diversifiés.

Dans ce but, nous avons opté d'étudier les méthodes de choix d'un biomatériau dédié à l'implantologie.

Notre étude sera divisée en quatre parties dont la première sera consacrée à des rappels sur les biomatériaux et une vue sur l'implantologie et ses différents protocoles, ensuite, l'état de l'art des récents travaux sur les implants dentaires, et enfin, à sélectionner les biomatériaux qui sont largement employés pour les implants dentaires.

Dans la seconde partie on traitera la notion de la biocompatibilité, puis nous utiliserons la méthode des KNN pour sélectionner le biomatériau qui possède les propriétés mécaniques les plus proches à celles de l'os.

Ensuite, dans la troisième partie on mettra en évidence les différents implants disponibles dans le marché, leurs formes, système de connexion, l'état de surface....

Enfin dans la quatrième partie nous réaliserons une simulation numérique d'un implant dentaire pour différents biomatériaux.

Chapitre I:
Etat de l'art sur les
biomatériaux dédiés à
l'implantologie.

I- Généralités sur les biomatériaux:

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.

I.1. Définition:

Les matériaux synthétiques et naturels en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques sont nommés biomatériaux. De nombreuses définitions ont été développées pour le terme de biomatériau. Une définition qui a l'assentiment de l'ensemble des experts est la suivante : "*un biomatériau est un matériau non viables utilisé dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques*" [1]. Un peu plus tard, Williams compléta cette définition par: "*dans le domaine médical et dentaire, les biomatériaux sont utilisés pour évaluer, traiter, améliorer ou remplacer tissus ou d'organes endommagés*" [1,2].

L'évolution des biomatériaux dans le dernier siècle fait apparaître, d'après Jandt quatre catégories de matériaux qui se distinguent par le degré de complexité et la capacité d'interagir avec l'environnement biologique [3].

✓ **les matériaux bio-incompatibles:** qui libèrent des ions à des concentrations toxiques, provoquant une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet) : c'est le cas des ions du vanadium ou nickel présents dans certains alliages [4].

✓ **Les matériaux bios-inertes :** leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus hôtes ne se développe. Ces matériaux sont ostéo-intégrés, 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 [4,5].

✓ **Les matériaux bios actifs :** 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 [6].

✓ **Les matériaux biocompatibles ou bio-tolérés :** ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires. 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) [5,7].

Il s'agit de matériaux qui interagissent en profondeur sur les systèmes biologiques, régulation de processus biologiques, intégration véritable dans l'organisme, capacité de se dégrader ou de lutter contre les infections après l'implantation. Dans cette catégorie entrent aussi les biomatériaux intelligents qui adaptent leurs propriétés en fonction de stimulus extérieurs ou qui contiennent des capteurs pour surveiller les fonctions et interagir avec les systèmes biologiques [3,8].

I.2. Les différentes classes des biomatériaux :

La nature (métaux, greffes d'origine biologique, céramiques...), les applications biomédicales (prothèses, revêtement prothétiques, comblement de défauts osseux...), et les propriétés des biomatériaux (stabilité à long terme de l'implant, dégradation contrôlée,...) sont très diverses [4] .il existe donc une grande diversité de biomatériaux.

Les biomatériaux, à travers leurs objectifs communs de réparation ou de substituts de tissus ou d'organes lésés (applications biomédicales), peuvent être segmentés de la façon suivante [9] :

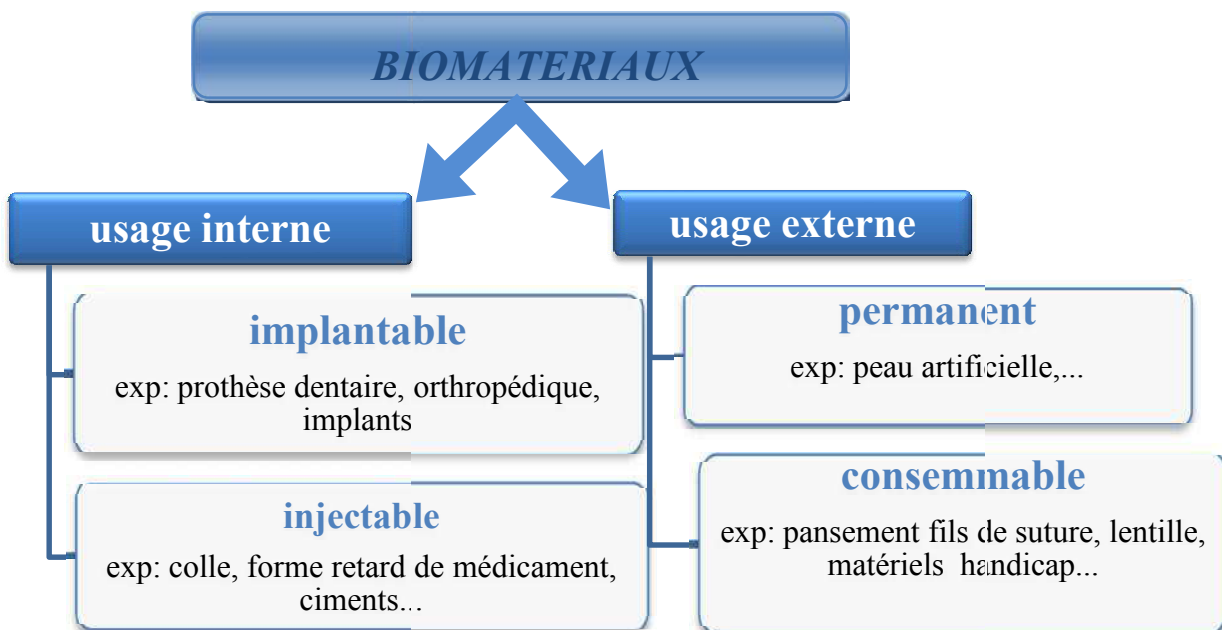


Fig. I.1 : Classification des biomatériaux selon leurs objectifs [9].

Selon la nature; Il existe une grande diversité de biomatériaux que l'on peut classer en quatre grandes catégories [10, 11,12] :

- ❖ Les biomatériaux métalliques:(Métaux purs, Les alliages métalliques.)
- ❖ Les biomatériaux en céramiques : (Céramiques bios inertes, Céramiques bios actives.)
- ❖ Les biomatériaux polymères et la matière molle.
- ❖ Les biomatériaux d'origine naturelle.

I.2.1. Les biomatériaux métalliques :

Les premiers biomatériaux employés furent les métaux. Ils sont bons conducteurs de la chaleur et de l'électricité, brillants et opaques et peuvent être déformés plastiquement. Toutes ces propriétés particulières résultent de l'existence de la liaison métallique. Celle-ci, comme son nom l'indique, est la liaison principale (mais pas l'unique) des métaux et de leurs alliages. Dans un métal, les électrons ayant l'énergie la plus élevée ont tendance à quitter leur atome d'origine (les transformant ainsi en ions) et à se mêler pour former une « mer » d'électrons plus ou moins libres. Les électrons se déplacent facilement, ce qui explique la conductivité électrique élevée des métaux [11].

Ces solides sont opaques, car les électrons « libres » absorbent l'énergie des photons lumineux, ils sont brillants car ces électrons réémettent de l'énergie absorbée par émission de photons en repassant de l'état excité à l'état normal.

Les atomes qui ont plusieurs électrons de valence les perdent moins facilement et constituent des solides où la liaison métallique est en compétition avec la liaison covalente. C'est le cas des métaux de transition tels que le fer, le nickel, le tungstène, le titane, dont les points de fusion sont élevés [11].

Les métaux et les alliages métalliques sont parmi les premiers biomatériaux à avoir été utilisés pour des applications biomédicales. Ils sont utilisés principalement en orthopédie (articulations, plaques, vis, clous), en stomatologie (prothèses, pièces de dentiers, pivots, plombage) et en chirurgie (instruments). La grande diversité de métaux et alliages métalliques permet la classification suivante [8,9] :

I.2.1.1. les métaux purs : les métaux pur fréquemment utilisés sont :

Le fer : manque de résistance à la corrosion et présente à l'état isolé une cytotoxicité certaine (qui disparaît lorsqu'il est mis en alliage). Il faut noter que pour la fixation des fractures, les ligatures à base de fil de fer ont été les premières utilisées et décrites déjà par Fabricius.

Le cuivre : est hautement cytotoxique et manque des propriétés mécaniques nécessaires.

Le nickel : a été considéré pendant de longues années comme intéressant en couche mince : en particulier, Lambotte de Bruxelles recommandait l'utilisation d'acier nickelé en 1909. en 1924 Zierold a reconnu que si le nickel provoquait une légère irritation des tissus, il déclenchait en revanche une accélération de l'ostéogenèse. Mais la démonstration d'effets carcinogènes et allergisants l'ont fait tomber en défaveur dans ce type d'application.

L'argent : a été utilisé avec succès par Lister pour la fixation des fractures. Il n'est pas toxique pour l'os, mais sa limite élastique est insuffisante. En implantation intramusculaire, il provoque une réponse locale similaire à celle produite par l'acier inoxydable, avec une légère réaction inflammatoire au début et une épaisse capsule collagénique vasculaire après 5 mois (actif chimiquement).

L'or : a été utilisé par Petronius dès le XVI^e siècle pour la réparation des fentes palatines. Sa ductilité est élevée. Mais, bien qu'il soit résistant à l'attaque par l'environnement biologique, ses très médiocres propriétés mécaniques le font écarter des matériaux destinés à l'implantation.

Le platine : est extrêmement résistant à la corrosion et parmi les mieux tolérés des métaux, mais il a de médiocres propriétés mécaniques. Il est essentiellement utilisé à l'état d'alliage.

Outre leur prix élevé, les métaux précieux de type or ou platine présentent l'inconvénient d'une masse volumique importante ainsi que d'une forte conductivité électrique et thermique.

Le tantale : a été envisagé pour la réalisation d'implants chirurgicaux par Burke dès 1940, essentiellement en raison de sa résistance à la corrosion, laissant constater une remarquable biocompatibilité. Jusqu'à une époque récente, ses propriétés mécaniques avaient toutefois restreint ses applications aux fils métalliques, agrafes et feuilles pliables.

Le zirconium : a été pris en considération pour des applications chirurgicales dès 1950, car il possède une excellente résistance à la corrosion et une absence de toxicité sur les tissus de l'organisme. Il possède des propriétés mécaniques voisines de celles du tantale, tout en étant nettement moins dense. Un alliage avec 2,5 % de columbium (autre dénomination du niobium) a été étudié plus récemment pour accroître sa résistance en fatigue.

Le niobium (ou columbium) : est un métal très similaire. Il faut cependant noter que le tantale et le niobium n'offrent de bonnes propriétés mécaniques (Tableau-I-01) et une excellente résistance à la corrosion que s'ils sont très purs (99,90 % au minimum). Leur point de fusion élevé nécessite le recours à la métallurgie des poudres ou à la fusion par faisceau d'électrons ou par arc sous ultravide (pour éviter la contamination par l'hydrogène, le carbone, l'oxygène, l'azote). Ainsi, par des conditions de fabrications appropriées, le tantale et le niobium peuvent être employés pour des implants soumis à des contraintes élevées en dépit de leur résistance à la rupture plus faible. En outre, leur comportement en fatigue ne varie pas de façon significative en environnement corrosif, la sensibilité à l'entaillement et la tendance à la propagation des fissures sont faibles.

Leur module d'élasticité est plus proche de celui de l'os que celui des alliages à base de cobalt. Leur comportement en friction les rend toutefois peu indiqués pour des surfaces articulaires.

Des études in vitro et in vivo ont confirmé une excellente biocompatibilité à court et à long terme pour ces deux métaux. Il n'y a pas d'inhibition de la croissance des fibroblastes et un contact étroit avec l'os s'établit autour d'implants intra osseux, avec ou sans mise en charge. Ce contact osseux direct a pu être observé pendant des périodes allant jusqu'à 10 ans pour des implants dentaires en tantale. Le tantale est employé notamment pour des implants dentaires, des fils de suture tendineux ou cutanés, des treillis herniaires, des électrodes intracérébrales ou intramusculaires [4,11].

Tab. I.01 : Propriétés mécaniques du tantale et du niobium [11].

| Propriétés | Tantale | | Niobium | |
|---|---------|----------|---------|----------|
| | Recuit | écroui | Recuit | écroui |
| Dureté Vickers (HV 10) | 80-100 | 120-300 | 60-10 | 110-18 |
| Module d'élasticité (10³ MPa) | 186-191 | | 103-116 | |
| Résistance à la rupture (MPa) | 200-300 | 400-1000 | 275-350 | 300-1000 |
| Elongation (%) | 20-50 | 1-25 | 25-40 | 1-25 |

A cette catégorie, le plus connu est l'utilisation de l'or en dentisterie. Le coût élevé de ces matériaux rend leur utilisation de plus en plus rare [8,11].

1.2.1.2. Les alliages :

La combinaison d'un métal avec un ou plusieurs autres éléments métalliques ou non métalliques réalise un alliage [11].

Les alliages couramment utilisés pour les implants chirurgicaux incluent :

1. Les aciers inoxydables:

La combinaison originale du fer et du chrome dans un alliage a été développée en 1821, mais ce n'est pas avant 1926 que l'acier inoxydable a été utilisé en chirurgie orthopédique. Du molybdène a été ajouté dans les années 1940 (Molybdène joue un rôle primordial dans la résistance à la corrosion par piqûres) et l'alliage n'a guère changé depuis. L'acier inoxydable est encore largement utilisé pour les matériels d'ostéosynthèse et il conserve aussi sa place dans la panoplie des matériaux utilisables dans le cas de prothèses définitives internes ou dentaire. Les deux types de dommages contre lesquels il doit être prémuni sont la fatigue mécanique et la corrosion localisée (en particulier la corrosion caverneuse et la corrosion par frottement).

Bien que de nombreux types d'aciers aient été proposés pour l'utilisation comme matériaux implantés, le meilleur acier orthopédique est le 316L, norme française NF S90 401. Le « L » dans sa désignation correspond à sa basse teneur en carbone [11, 13, 14,15].

Cet alliage est essentiellement composé de fer, de carbone, de chrome, de nickel et de molybdène (Fe, <0.03% C, 16-18.5% Cr, 10-14% Ni, 2-3% Mo, <2% Mn, <1% Si, <0.045% P, <0.03%S) (Tableau 1). Cet alliage est utilisé depuis de nombreuses années pour des applications orthopédiques, notamment dans les tiges fémorales de prothèses de hanche, et ce grâce à ses propriétés mécaniques (Tableau 02) et son faible coût de production (comparativement aux autres alliages) [15].

Cependant cet alliage présente une résistance à la corrosion faible lorsqu'il est en contact avec un milieu physiologique. En effet, en raison de la concentration élevée d'électrolytes et de la température ambiante (37°C), les fluides physiologiques du corps humain peuvent être considérés comme un environnement sévèrement corrosif. Il est donc possible de voir apparaître des corrosions localisées, tels que des piqûres ou des crevasses, à la surface d'acier inoxydable. Les ions métalliques présents dans cet alliage, tels que le fer, le chrome et particulièrement le nickel peuvent donc être libérés et entraîner ainsi une toxicité et donc détériorer la biocompatibilité de ce matériau.

De plus cet alliage présente un module d'Young nettement supérieur à celui de l'os cortical ($E_{316L} = 190-200$ GPa ; $E_{os\ cortical} = 15-30$ GPa) (Tableau-I-02) [16]. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes : la limite élastique $\sigma_e = 280$ MPa, contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 586$ MPa, résistance à la fatigue $\sigma_f = 250$ MPa [12]. Les alliages à base de titane remplacent les prothèses en acier inox pour les personnes allergiques au nickel. [14,15]

Tab. I.02: Comparatif des principales propriétés mécaniques des alliages métalliques chirurgicaux et de l'os cortical [15].

| Matériau | Moule d'Young E (GPa) | Limite d'élasticité (MPa) | Résistance à la traction (MPa) |
|---------------|--------------------------|------------------------------|-----------------------------------|
| Acier 316L | 190-200 | 221-1213 | 586-1351 |
| Alliage Co-Cr | 210-253 | 448-1606 | 655-1896 |
| Titane | 110 | 485 | 760 |
| Ti-6Al-4V | 116 | 896-1034 | 965-1103 |
| Os cortical | 15-30 | 30-70 | 70-150 |

2. Les alliages Chrome-Cobalt:

Ils ont été mis au point par Haynes en 1907 et ils sont connus sous le nom de stellites en raison de leur brillant éclat métallique. Ils ont été utilisés pour la première fois en dentisterie vers le milieu des années 1930, et grâce à leur module d'élasticité élevé (210-253 GPa), leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Leur bonne résistance à la corrosion, jointe à leur tolérance par les tissus, ont conduit à leur introduction en chirurgie orthopédique quelques années après. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables [14, 16,17].

Ces matériaux sont habituellement dénommés alliages cobalt-chrome.

ASTM (L'American society for testing and materials) recommande quatre types d'alliages à base de cobalt pour la réalisation d'implants chirurgicaux [11,17] :

- L'alliage coulé Co-Cr-Mo (F 75),
- L'alliage Co-Ni-Cr-Mo forgé (F 562),
- L'alliage forgé Co-Cr-W-Ni (F 90),
- Et l'alliage forgé Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe.

Leurs compositions chimiques sont résumées dans le (Tableau I-03).

À l'heure actuelle que deux des quatre alliages sont largement utilisés dans les fabrications de l'implant, le coulable *CoCrMo* et l'alliage forgé *CoNiCrMo*.

Les deux éléments de base des alliages à base de cobalt forment une solution solide contenant jusqu'à 65 % de cobalt et 35 % de chrome. Le molybdène est ajouté pour produire des grains plus fins, amenant une résistance plus élevée après coulage ou forgeage [11,17].

Tab. I.03: Les compositions chimiques des alliages de CoCr [17].

| Elément | CoCrMo (F75) | | CoCrWNi (F90) | | CoNiCrMo (F562) | | CoNiCrMoWFe (F563) | |
|-----------|--------------|------|---------------|------|-----------------|-------|--------------------|-------|
| | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. |
| Cr | 27.0 | 30.0 | 19.0 | 21.0 | 19.0 | 21.0 | 18.00 | 22.00 |
| Mo | 5.0 | 7.0 | / | / | 9.0 | 10.5 | 3.00 | 4.00 |
| Ni | / | 2.5 | 9.0 | 11.0 | 33.0 | 37.0 | 15.00 | 25.00 |
| Fe | / | 0.75 | / | 3.0 | / | 1.0 | 4.00 | 6.00 |
| C | / | 0.35 | 0.05 | 0.15 | / | 0.025 | / | 0.05 |
| Si | / | 1.00 | / | 1.00 | / | 0.15 | / | 0.50 |
| Mn | / | 1.00 | / | 2.00 | / | 0.15 | / | 1.00 |
| W | / | / | 14.0 | 16.0 | / | / | 3.00 | 4.00 |
| P | / | / | / | / | / | 0.015 | / | / |
| S | / | / | / | / | / | 0.010 | / | 0.010 |
| Ti | / | / | / | / | / | 1.0 | 0.50 | 3.50 |
| Co | Balance | | | | | | | |

Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et 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. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 (Cr Co Mo Ni): $E = 220 \text{ GPa}$, $\sigma_e = 640 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 835 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 530 \text{ MPa}$.

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 [11, 16,18].

3. Les alliages à base titane :

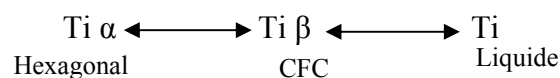
- Ti pure :

Bien que découvert en 1790 par le moine anglais Gregor, l'industrie du titane n'a réellement démarré que vers les années 1950 en raison de nombreuses difficultés de métallurgie extractive. L'essor du titane et de ses alliages dans l'industrie repose sur deux propriétés importantes recherchées : une résistance à la corrosion et des propriétés mécaniques élevées.

Le titane est classé comme métal réactif. En tant que tel, sa résistance à la corrosion repose sur l'existence d'un film d'oxyde protecteur. Ce film est un oxyde dur et tenace qui se forme instantanément au contact d'un milieu oxygéné, grâce à la grande affinité du titane avec l'oxygène.

L'épaisseur de la couche protectrice d'oxyde après 2 jours est d'environ 1,7 nm et, après 40 jours, de l'ordre de 3,5 nm. Il est important de savoir que la couche d'oxyde ne se compose pas seulement de dioxyde de titane (TiO_2), mais est constituée de plusieurs oxydes : TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 , Ti_3O_4 [2, 7, 9, 14,20].

Le titane c'est un élément de transition à densité basse 4.5 g/cm^3 et à point de fusion élevé .C'est un matériau allotropique, qui existe comme une structure hexagonale compacte à proximité (hcp, α -Ti) jusqu'à 882° C et le corps-structure cubique centré (bcc, β -Ti) au-dessus de cette température [14, 17,21].



Il comporte néanmoins des impuretés ou éléments sous la forme de traces, de l'ordre de 1%. (Tab I.05)

Il y a quatre catégories de non allié commercialement pur (cp) en titane pour les implants chirurgicaux. Caractérisant les différentes proportions en oxygène, carbone, et fer.

Le titane le plus pur (grade1 ⁽¹⁾) est le plus mou, le plus fragile (des proportions en oxygène, carbone, et fer négligeables) avec une résistance en traction de l'ordre de 240 MPa, la résistance à la rupture du titane grade 2 est de 345MPa (Tab I.04), Le titane de grade 4 a une résistance en traction de l'ordre de 500 MPa, que l'érouissage à froid peut encore améliorer à 800 MPa (qualité utilisée pour les implants dentaires) [2,11,21] .

(1) Le grade, c'est-à-dire le pourcentage d'impuretés, augmente du grade I au grade IV, améliorant ainsi les propriétés mécaniques.

Les propriétés mécaniques des différents grades de Ti illustrées dans le tab I.04 :

Tab. I.04 : Propriétés mécaniques du titane [4].

| | Limite élastique (MPa) | Limite de rupture (MPa) | Module d'élasticité (GPa) | Allongement (%) | Dureté (Vickers) |
|----------------|------------------------|-------------------------|---------------------------|-----------------|------------------|
| Grade 1 | 200 | 290-410 | 105-110 | >30 | 120 |
| Grade 2 | 250 | 390-540 | 105-110 | >22 | 150 |
| Grade 3 | 320 | 460-590 | 105-110 | >18 | 170 |
| Grade 4 | 390 | 540-740 | 105-110 | >16 | 200 |

Le titane a prouvé sa biocompatibilité remarquable, très bien tolérée par les tissus et n'induit aucun effet toxique, ni réaction inflammatoire. Ses propriétés mécaniques ou son excellente résistance à la corrosion l'ont amené à être un matériau métallique de plus en plus utilisé en implantologie. Le titane pur est utilisé surtout en stomatologie, il apparaît comme le matériau métallique idéal vis-à-vis des sollicitations mécaniques et chimiques existantes dans la cavité buccale.

- **Les alliages de titane :**

De bien meilleures propriétés mécaniques ont pu être obtenues par l'emploi du titane sous forme d'alliages. Les alliages de titane sont d'utilisation beaucoup plus récente que celle des aciers et des alliages à base de cobalt. Depuis une trentaine d'années, le F 136, plus connu sous le nom de Ti-6Al-4V (ou TA6V (contenant 90 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium, et des traces d'oxygène et d'impuretés), est largement utilisé en clinique en implantologie ou orthopédique (tiges fémorales de prothèses de hanche), et ne présente pas de contre-indication connue.

Cet alliage n'est pas reconnu comme corps étranger par l'organisme (une excellente biocompatibilité) grâce aux propriétés isolantes de la couche d'oxyde TiO_2 qui limite les échanges électroniques et ioniques. Il offre des caractéristiques mécaniques plus intéressantes que le titane commercialement pur illustrées par les valeurs de module d'Young (116 GPa) inférieur à ceux des aciers inoxydables ou des alliages Cr-Co-Mo (Tableau -I-05), une bonne résistance à la fatigue et un module d'élasticité qui reste relativement élevé comparativement à celui de l'os cortical. De plus, des études ont prouvé que la présence de vanadium et d'aluminium pouvait, à long terme, causer des problèmes de santé, comme la maladie d'Alzheimer, la neuropathie et l'ostéomalacie.

Les caractéristiques mécaniques de Ti6Al4V sont : $\sigma_e = 1050$ MPa, $\sigma_r = 1185$ MPa, $\sigma_f = 650$ MPa.

Par rapport au titane pur, les alliages Ti-6Al-4V présentent surtout l'avantage d'une conductivité thermique environ moitié moindre et d'une limite de fatigue supérieure d'environ 50 % [2, 11, 15, 16,22].

Tab. I.05 : Catégories de non allié commercialement pur de Ti et le Ti-6Al-4V [22].

| Elément maximum (%) | Titane | | | | |
|----------------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| | Grade 1 | Grade 2 | Grade 3 | Grade 4 | Grade 5 |
| N | 0.030 | 0.030 | 0.050 | 0.050 | 0.050 |
| C | 0.300 | 0.300 | 0.300 | 0.300 | 0.080 |
| H | 0.015 | 0.015 | 0.015 | 0.015 | 0.015 |
| Fe | 0.200 | 0.300 | 0.300 | 0.500 | 0.500 |
| O | 0.180 | 0.250 | 0.350 | 0.500 | 0.200 |
| Al | / | / | / | / | 6.000 |
| V | / | / | / | / | 4.000 |
| Résistance à la rupture (MPa) | 240 | 345 | 450 | 550 | 1000 |

I.2.2. Les biomatériaux céramiques et les verres :

Le terme de céramique est un terme désignant une famille d'éléments solides non organiques et non métalliques (sont des solides polyphasés) composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures.

Les céramiques et les verres ont en commun d'être, pour la plupart, constitués de matières premières minérales telles qu'oxydes ou silicates, traitées à des degrés divers à haute température. Utilisée pour la première fois en 1970 par Boutin en France [7, 14,23].

L'utilisation des céramiques pour la réalisation de prothèses biomédicales est justifiée par le fait que les matériaux mis en œuvre sont soit neutres pour le corps humain (problème de rejet des prothèses) et conservent dans cet environnement particulièrement agressif leurs propriétés mécaniques et, surtout, leurs propriétés tribologiques, soit présentent une composition voisine de celles des tissus osseux et donc jouent un rôle actif dans la fonction de réparation du corps humain.

Les céramiques et les verres sont utilisés en tant que matériaux de comblement osseux, pour les prothèses de hanche, les implants dentaires, les implants de l'oreille interne et les valves cardiaques. Cette classe de biomatériaux peut être divisée en deux sous-catégories : les céramiques bios inertes et les céramiques bioactives (Tableau- I-06) [4, 11, 15,23].

Tab. I.06 : Principales céramiques utilisées pour les applications médicales [15].

| Céramique | Formule chimique | Type |
|-----------------------|-------------------------|--------------------------|
| Alumine | Al_2O_3 | Bioinerte |
| Zircone | ZrO_2 | Bioinerte |
| Bioverre | $Na_2OCaOP_2O_3.Si$ | Bioinerte |
| Hydroxyapatite | $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ | Bioinerte |
| Phosphate tricalcique | $Ca_3(PO_4)_2$ | Bioactive+ biorésorbable |

a- Les céramiques bio inertes:

Un matériau bio inerte est un matériau doté d'une inertie biologique, chimique, physique et thermique afin de ne pas modifier les fonctions physiologiques normales du corps. La céramique inerte la plus utilisée en tant que biomatériau représentée par l'alumine (Al_2O_3) et la zircone (ZrO_2), qui sont utilisées pour les implants dentaires, pour les prothèses de hanche en raison de leur faible coefficient de frottement (Tableau -I-06) [10,15].

♦ l'alumine:

La céramique d'alumine occupe actuellement une place de choix parmi les matériaux utilisés en composants de frottement pour les arthroplasties. L'alumine réunit en effet de nombreuses qualités :

Une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio tolérance, une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, un indice de rugosité R_a très bas pouvant atteindre $0,01 \mu m$, et une pureté de 99,7 %, une dureté très élevée (c'est l'un des matériaux les plus durs après le diamant), un module d'élasticité élevé (très supérieure à celui des alliages métalliques), densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à $6 \mu m$, résistance à la flexion ≥ 500 MPa ; résistance à la compression $>5\ 000$ MPa ; résistance aux chocs : $45\ N/cm^2$ (0,50 MPa), Module d'Young (380 GPa). L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme [11, 115,16].

♦ la zircone:

Elle est généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO , CaO , Y_2O_3 , Al_2O_3 ,...) dont le taux varie entre 5 et 10%, elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : $6.02\ g/cm^3$, résistance à la flexion 1000-1500 MPa, module d'élasticité : 210 GPa; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement, leur résistance à la fatigue atteint 107 cycles sur le banc d'essai.

Les études de Christel en chirurgie orthopédique et de Dubruille et al en chirurgie orale n'ont montré aucune différence entre la réaction du tissu au contact de l'alumine et sa réaction au contact de la zircone. Les travaux d'Ichikawa et Ito (in vitro et in vivo chez l'animal) ont également montré l'excellente biocompatibilité de la zircone [11,16].

b- Les céramiques bioactives et les bioverres :

Un matériau bioactif est un matériau capable de créer des fortes interactions avec des tissus vivants. Il existe essentiellement deux catégories de céramiques bioactives : les céramiques phosphocalciques et les bioverres [15].

Les céramiques phosphocalciques : sont utilisées dans l'industrie biomédicale principalement pour leur biocompatibilité, leur faible densité, leur stabilité chimique, leur résistance à l'usure élevée et pour leur similitude compositionnelle avec la phase minérale de l'os. Les deux céramiques bioactives les plus utilisées à base de phosphate de calcium sont: l'hydroxyapatite (HAP) (est le composant minéral principal de l'os) et le phosphate tricalcique β (TCP).

♦ **L'hydroxyapatite (HAP) :** peut s'incorporer aux tissus osseux environnants sans apparition d'inflammations ni formation de capsule. Pour ces propriétés de biocompatibilité, il est fréquemment utilisé comme matériau de revêtement pour des prothèses d'articulation afin de favoriser l'incorporation de la prothèse dans les tissus en l'absence de ciment [7, 10,15].

Tab. I.07 : Caractéristiques techniques de l'hydroxyapatite [7].

| | P (g.cm⁻³) | Module d'élasticité E (Gpa) | R_m(Mpa) |
|------------|------------------------------|------------------------------------|---------------------------|
| HAP | 3.05-3.15 | 80-120 | 40-200 |

♦ **Tricalciumphosphate (TCP) :** c'est un biomatériau résorbable à surface active qui possède un rapport calcium/phosphate très proche de celui des os. Sa résistance à l'usure est cependant nettement inférieure à celle des céramiques d'oxydes. Le (TCP) n'est donc utilisé sous forme de poudre ou comme revêtement pour des substituts ou pour réparations de la mâchoire [7,15].

Différentes techniques permettent l'obtention des revêtements de phosphates de calcium sur des supports métalliques. Un dépôt céramique sur l'alliage métallique peut induire le phénomène de bio intégration dû au seul tissu osseux de reconstruction. Le principe des revêtements de surface ostéoconducteurs des prothèses est apparu en 1986. Depuis, les techniques ont été beaucoup développées et améliorées [10].

Les verres bioactifs : un verre est dit bioactif lorsqu'il est immergé dans le fluide physiologique, il développe à sa surface une couche d'hydroxyapatite cristallisée carbonatée (Kim et al. 1992). Cette couche est, par sa composition en calcium et phosphore, similaire à la phase minérale de l'os. Elle permet ainsi au matériau d'être utilisé comme implant osseux dans un organisme humain. Le premier verre bioactif a été mis au point par L.L. Hench en 1969. Il s'agit d'un verre composé de SiO_2 , CaO , Na_2O et P_2O_5 , appelé le « 45S5 de L.L. Hench ».

Actuellement, ce verre est utilisé en chirurgie réparatrice dans de nombreuses parties du corps humain dont les osselets de l'oreille, les dents, les genoux, les hanches. La résistance à la compression des bioverres est d'environ 500 MPa (Tableau I-08), ce qui leur permet de supporter de fortes contraintes mécaniques [15].

Tab. I.08. Principales propriétés mécaniques des biomatériaux céramiques [15].

| Céramique | Module d'Young (GPa) | Résistance à la compression (MPa) | Résistance à la traction (MPa) |
|-----------------------|-------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|
| Alumine | 380 | 4500 | 350 |
| Bioverres | 22 | 500 | 56-83 |
| Phosphates de calcium | 40-117 | 510-896 | 69-193 |

I.2.3. Les biomatériaux polymères et la matière "molle" : [7, 10, 14,15]

Grâce à leur usinage aisé sous diverses formes, les matériaux polymériques ont une très grande diversité d'applications dans l'organisme humain (Tab I-09.1), ils sont largement utilisés en implantologie : fibres, bandes, feuilles, fils, etc. Les propriétés macromoléculaires de certains polymères présentent une forte ressemblance avec celles des composants fonctionnels de l'environnement biologique: lipides, protéines, polysaccharides. Ainsi, dans certaines situations la liaison entre un polymère synthétique et un polymère tissulaire (naturel) devient possible. Un des plus connus des biomatériaux polymères est le polyéthylène (PE) dans ses trois variantes : basse densité (LDPE), haute densité (HDPE), masse moléculaire ultra forte (UHMWPE). D'autres polymères fréquemment utilisés sont le poly (éthylènetéréphthalate) (PET), le poly (tétrafluoroéthylène) (PTFE), le poly (carbonate) (PC), le poly (méthylmétacrylate) (PMMA).

Tab. I.09.1: Applications biomédicales de quelques polymères [15].

| Applications | Polymères |
|-----------------------------------|--|
| Implants cardiovasculaires | Polyéthylène téréphtalate (PET), Polytétrafluoroéthylène expansé (PTFEe) |
| Implants orthopédiques | Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE), Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) |

Tab. I.09.2 : Principales propriétés mécaniques de biomatériaux polymères [15].

| Polymères | Module d'Young (GPa) | Résistance à la traction (MPa) | % d'élongation |
|--|----------------------|--------------------------------|----------------|
| Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) | 2.2 | 30 | 1.4 |
| Polyéthylène téréphtalate (PET) | 2.14 | 53 | 300 |
| Polytétrafluoroéthylène (PTFE) | 0.5 | 17-28 | 120-350 |
| Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE) | 4-12 | 35 | 300 |

Comparativement aux métaux et aux céramiques, les polymères ne possèdent pas un module d'Young et une résistance au frottement élevés (Tab. I.09.2). Pour cette raison, le Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE) et le Poly méthacrylate de méthyle (PMMA) sont les rares polymères à être utilisés en chirurgie orthopédique. En effet l'UHMWPE, qui présente un module d'Young de 12 GPa, est utilisé en tant que composant de la cupule cotyloïdienne cimentée opposée à la prothèse fémorale.

Cependant, à long terme, ce polymère se dégrade et les débris peuvent engendrer une inflammation des tissus environnants ainsi qu'un descellement de la prothèse. De récentes études tentent de minimiser cette formation de particules en créant un UHMWPE réticulé. Le PMMA est utilisé en chirurgie orthopédique pour la fixation des prothèses.

Le vieillissement du PMMA peut réduire la durée de vie de la prothèse, c'est la raison pour laquelle des équipes de scientifiques cherchent à améliorer ces propriétés mécaniques en y ajoutant des fibres de titane [15].

I.2.4. Les biomatériaux d'origine naturelle:

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Parmi ces matériaux, les plus courants sont : les tissus biologiques, valves porcines, carotide de bœuf

Les applications existantes ou envisageables de ces matériaux d'origine naturelle sont très nombreuses : cosmétologie et chirurgie esthétique, pansements et éponges hémostatiques, implants oculaires et pansements ophtalmologiques, reconstitution de tissus ou peau artificielle (derme) [4,12].

I-3-Anatomie osseuse de la mâchoire :

L'étude des propriétés physiques, chimiques et mécaniques des tissus durs est très importante pour la détermination des paramètres quantitatifs nécessaires à la fabrication des implants. Les tissus durs, les os et les dents sont des composites organo-céramiques qui ont une microstructure très complexe.

L'os mature existe sous deux formes principales : l'os cortical ou compact dont la porosité est faible (moins de 20%), et l'os trabéculaire ou spongieux dont la porosité est supérieure à 70% (Fig. I.2.a.b).

Les composants principaux de l'os sont : le collagène (20%), le phosphate de calcium (69%) et l'eau (9%), ou les pourcentages sont exprimés en poids. En outre, d'autres matériaux organiques comme des protéines, des polysaccharides et des lipides y sont aussi présents en faibles quantités [25,26].

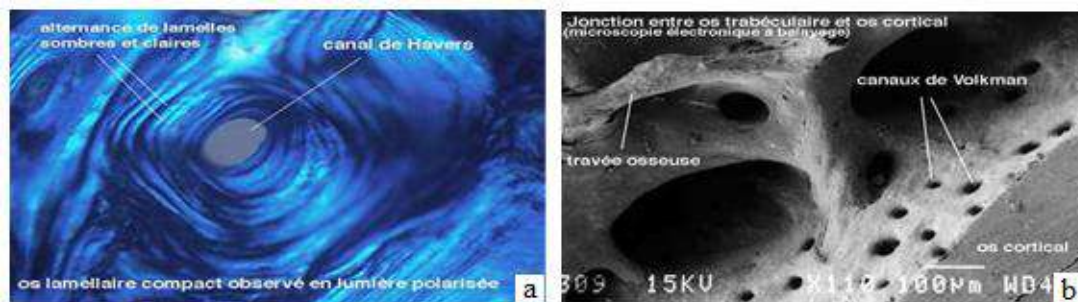


Fig.I.2: Vue microscopique de [27] : a : l'os compact, b : l'os trabéculaire.

La face est composée de deux étages, délimitant entre elles la cavité buccale, ce sont: l'étage maxillaire et l'étage mandibulaire.

I-3-1- La description de maxillaire:

Le maxillaire constitue le squelette de la mâchoire supérieure, élément fixe et soudé à la base du crâne, s'articule avec tous les autres os de la face. Il est creusé d'une vaste cavité, le sinus maxillaire, et contribue à limiter les fosses nasales en dehors, les cavités orbitaires en bas et la cavité orale en haut.

Il supporte les dents maxillaires [22,28].

Le maxillaire n'a pas de véritable corticale osseuse vestibulaire. L'os compact est réparti en piliers, épais de 3 à 5 mm en moyenne (fig. I.03).

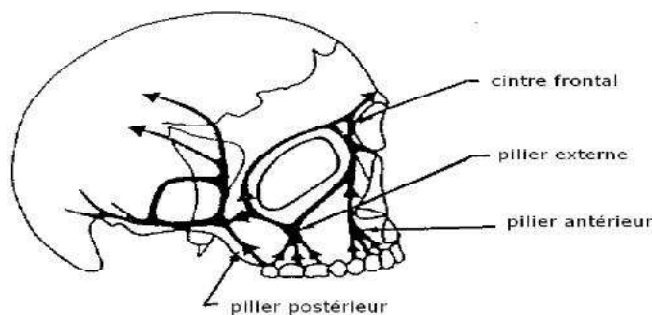


Fig. I.3: Système des piliers maxillaires [27].

- **Pilier antérieur**: canin, il part du bloc incisivo-canin, suit le bord antérieur du maxillaire, puis son processus frontal (branche montante) et se dirige vers l'auvent nasal et le cintre supra-orbitaire.
- **Pilier latéral (externe)**: molaire ou zygomato-maxillaire. Il part de l'alvéole ⁽²⁾ de la première molaire, forme le bord inférieur du processus pyramidal du maxillaire et se poursuit à travers le corps de l'os zygomatique vers ses processus frontaux et temporaux.

Ces deux piliers antérieur et latéral, sont réunis par des lames d'os compact.

- **Pilier postérieur ptérygoïdien**: il naît de la jonction ptérygo-palato-maxillaire. L'os spongieux se trouve dans la région tubérositaire et dans la voûte palatine [27].

I-3-2- La description de mandibule :

La mandibule est un os impair et symétrique qui constitue à lui seul le squelette de l'étage inférieur de la face. C'est le seul os mobile de la face, Il supporte les dents mandibulaires.

La mandibule développe une corticale osseuse qui lui assure une grande rigidité. En effet, la concentration des systèmes haversiens a lieu dans des zones à hautes contraintes mécaniques [22,27].

- ✓ **Zone de la région incisive**: l'étui cortical est épais et dense au niveau symphysaire.
- ✓ **Zone de la canine jusqu'à la dent de sagesse** : l'épaisseur de l'étui cortical est variable avec des infléchissements au niveau du trou mentonnier, de la deuxième prémolaire et de la dent de sagesse.
- ✓ **Zone de la branche montante** : une coupe horizontale au niveau du triangle rétro-molaire montre qu'à cet endroit existe une très faible corticale osseuse [27].

L'os spongieux entoure les alvéoles⁽²⁾ qui à leur tour entourent les racines des dents.

La mandibule présente une configuration idéale pour la pose d'implants. Est un os dont le mode de croissance permet de distinguer différentes sous unités :

- L'unité corporéale ou corps de la mandibule constituée de la symphyse et des branches horizontales droite et gauche, c'est la partie dentée qui permet l'activité masticatoire.
- L'unité angulaire ou angle de la mandibule.
- L'unité coronoïdienne ou apophyse coronoïde.
- Unité condylienne qui participe à l'articulation temporo-mandibulaire (Figure I. 4) [26, 27,29].

(2) os alvéolaire os qui maintient la dent en place.

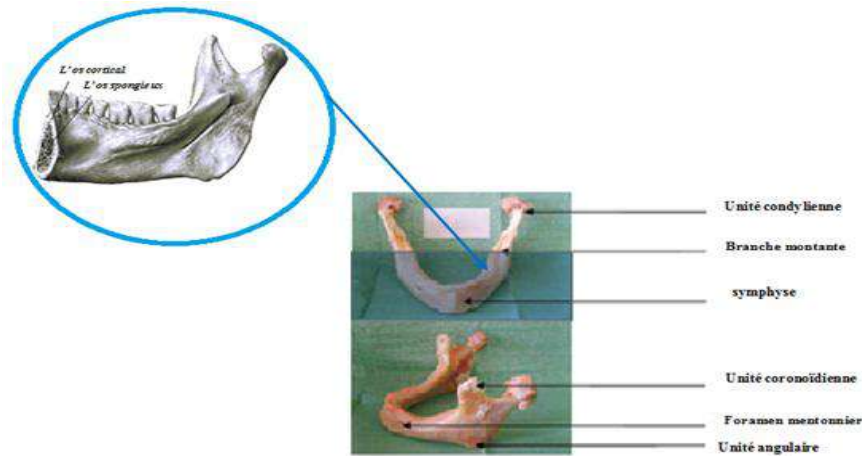


Fig. I.4 : Les différentes sous unités de la mandibule et la structure de mandibule humaine [28,29].

I-3-3- Les propriétés mécaniques de l'os : L'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée. C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction.

Le tableau I.10 montre l'écart des valeurs de module d'Young de l'os mandibulaire définie dans les logiciels d'analyse par éléments finis en fonction des auteurs [29].

Tab. I.10 : Valeur du module d'Young de l'os mandibulaire (cortical et spongieux) renseignée dans les logiciels éléments finis selon les auteurs [29].

| Auteurs | E_{cortical} (GPa) | $E_{\text{spongieux}}$ (GPa) | ν | logiciel |
|----------------------------|--------------------------------|---------------------------------|-------------------|------------|
| Lin CL et al.(2003) | 3.43 | - | 0.3 | ANSYS (2D) |
| Lang LA et al. (2003) | 9.5 | 6 | 0.3 | ABAQUS |
| Eskitascioglu et al (2004) | 13.7 | 1.37 | 0.3 | COSMOS |
| Sutpideler M et al(2004) | 15 | 1.5 | 0.3 | ABAQUS |
| Sevimay M et al (2005) | 13.7 | 1.37 | 0.3 | COSMOS |
| Tie Y et al (2006) | 15 | 1.5 | 0.33(C) 0.3(S) | ANSYS |
| I.Ichim et al. (2006) | 14.7 | 0.49 | 0.3 | COSMOS |
| Yang Jet al. (2007) | 14 | 3 | 0.3 | ANSYS |

Le tableau I.11 résume les résultats des principales études relevées dans la littérature et réalisées sur l'os mandibulaire. Les études ont été réalisées selon 3 types d'essai mécanique (compression, flexion 3 points et méthode acoustique) sur des échantillons d'os mandibulaire standardisés. En fonction des études l'anisotropie était prise en compte ou non [29].

Tab. I.11: Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études [29].

| Références | Méthodes d'essai | Usinage/ Site/ dentaire | Statut Os | Es (GPa) Min- Max | Es (MPa) Min- Max |
|---|----------------------------------|-------------------------------|---------------|-------------------|-------------------|
| Nakajima & al (1984) | Compression Isotropique | Standard / édenté | Mandibule/ C | 1.5-15 | — |
| Tamatsu & al (1996) | Flexion (3-points) anisotropique | Standard/ denté | Mandibule/ C | 12.6-21 | — |
| Hara & al (1998) | Flexion (3-points) anisotropique | Standard/ denté | Mandibule/ C | 5.4-17.8 | — |
| Misch & al (1999) | Compression Isotropique | Standard/ denté et édenté | Mandibule/ S | — | 3.5-240 |
| Sewartz-Dabney & Dechow (2003) | Acoustique Anisotropique | Standard/ denté | Mandibule/ C | 10-29.9 | — |
| Lettry & al (2003) | Flexion (3-points) anisotropique | Standard / édenté | Mandibule/ C | 4.7-16 | — |
| Stoppie & al (2006) | Compression Isotropique | Standard / maxillaire/ édenté | Mandibule C/S | — | 22-950 |

C: Cortical C/S: Cortical et spongieux (trabéculaire) ν : coefficient de Poisson.

Ec : Module d'Young de l'os cortical Es : Module d'Young de l'os spongieux (trabéculaire).

Les matériaux servant à remplacer les tissus endommagés doivent avoir des propriétés mécaniques les plus proches possibles de celles des tissus.

I-3-4- La description des dents :

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons.

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé la couronne, est recouverte d'émail, qui est la substance la plus dure du corps. Les nerfs

et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine, un tissu calcifié moins dur que l'émail.

Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de cément, qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire (Fig. I.05) [30,31].

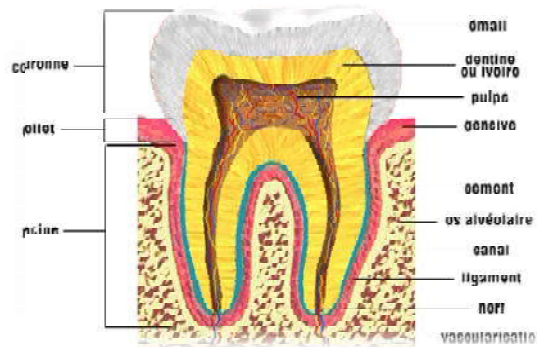


Fig. I.5 : La dent [30].

Chez les êtres humains deux séries de dents se succèdent: les dents primaires (dents temporaires ou dents de lait) et les dents permanentes (dents définitives ou dents adultes). Les 20 dents primaires apparaissent entre l'âge de 6 mois et l'âge de 30 mois. L'éruption de dents permanentes, au nombre de 32, est plus étalée; elle commence à partir de l'âge 6 ans et s'achève à 12 ans. Les dernières quatre molaires - les dents de sagesse - peuvent rester incluses, ou faire éruption au début de l'âge adulte [30,31].

Les propriétés mécaniques de la dent et l'os sont présentés dans le tab. I.12 :

Tab. I.12 : Les propriétés des matériaux de l'os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (émail, dentine, pulpe) [32].

| | Module d'Young (MPa) | Coefficient du poisson |
|---------------------|----------------------|------------------------|
| Email | 4.8×10^4 | 0.23 |
| Dentine | 1.80×10^4 | 0.31 |
| Pulpe | 2×10^4 | 0.45 |
| Os compact | 1.30×10^4 | 0.30 |
| Os spongieux | 0.13×10^4 | 0.30 |

Tout le monde est à risque de perdre une dent, mais les raisons peuvent varier dépendant de l'âge d'une personne. Bien que la perte des dents soit surtout liée aux personnes âgées, les recherches montrent que 27 pour cent des personnes perdent leur première dent adulte entre les âges de 21 et 30 ans. Il existe de nombreuses raisons pour lesquelles on risque de perdre une dent.exp : Mauvaise hygiène buccale, mauvaise nutrition, ... etc.

Peut causer plus que seulement des problèmes de santé, difficulté de parler; de mastiquer, rigidité des mâchoires et problèmes de relaxation; affaiblissement des autres dents puisqu'il y en a moins pour manger; mouvement et inclinaison des autres dents et de leur perte éventuelle; problèmes de nutrition,... etc [30,33].

Pour remplacer la dent, le dentiste peut avoir recours aux différentes prothèses. La technique la plus classique est le bridge, qui sert à remplacer une dent perdue. Une fausse dent et deux ailettes mécaniques sont fixées sur les dents voisines, qui servent de piliers pour former un pont, d'où le nom de bridge [34].



Fig. I.6 : Traitements traditionnels: appareil amovible. [35]

a : unitaire, b : partiel, c : complet.

L'inconvénient du bridge est qu'on doit parfois mutiler des dents saines pour qu'elles servent de piliers. Ce n'est pas le cas si, en revanche, on utilise des prothèses montées sur implant. Celles-ci sont constituées de deux parties : un implant destiné à remplacer la racine d'une dent manquante, le plus souvent en titane, et une prothèse, une fausse dent en céramique, en or ou en argent [34].

I-4- L'implantologie orale :

I-4- 1- Définition :

L'implantologie est un domaine chirurgical de la médecine dentaire. Une science éprouvée qui repose sur 40 années d'études scientifiques, qui permet de mettre en place des implants dentaires (remplacer une seule dent manquante, de multiples dents manquantes, pour supporter un dentier ou pour restaurer une bouche entière.), qui permet d'améliorer la qualité de vie des patients totalement édentés, porteur de dentier, et souffrant d'un gros handicap concernant leur vie sociale [29,33].

I-4-2- L'implant dentaire :

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, il transmet les forces de mastication au support osseux [36].

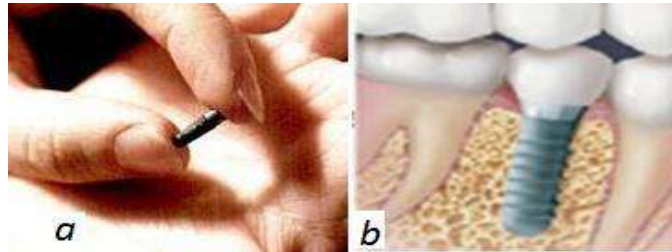


Fig. I.7: implant dentaire.

a : implant dentaire avant la mise en place [37], b : implant est remplacer la racine d'une dent [38].

Il existe trois indications principales pour les implants dentaires (Fig. I.08) :

- ✓ Edentation unitaire.
- ✓ Edentations multiples.
- ✓ Edentations totales [39].

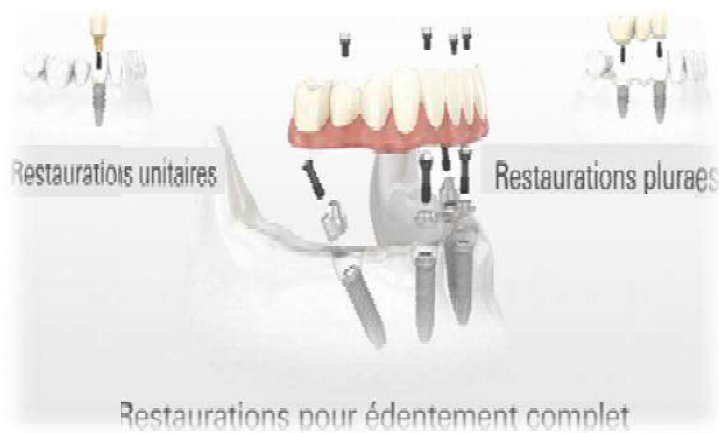


Fig. I.8 : Les trois indications principales pour les implants dentaires [40].

La réhabilitation prothétique sur implant, elle permet au patient de retrouver une fonction masticatoire et un résultat esthétique satisfaisant. Pour atteindre cet objectif les étapes cliniques et de laboratoires pour la reconstruction prothétique en implantologie comporte deux actes thérapeutiques : un acte chirurgical, la mise en place d'une racine artificielle ou implant, et un acte prothétique, la réalisation d'une prothèse fixée sur cet implant.

I-4-3- Acte chirurgical et acte prothétique: [22, 37,41]

La pose d'un implant est un acte chirurgical nécessitant la préparation d'un site édenté pour recevoir un implant ou une racine artificielle. L'acte chirurgical consiste, dans un premier temps, à réaliser un lambeau pour dégager et mettre à nu l'os. Le site osseux est ensuite préparé à l'aide de forets adaptés et calibrés pour réaliser une mise en forme précise pour recevoir l'implant (être vissé dans l'os (Fig. I.09).



Fig. I.9 : Préparation d'un site osseux à l'aide de foret pour une mise en forme précise en vue de la pose d'un implant [37].

Après un temps de cicatrisation (l'ostéo-intégration⁽³⁾ réussie) de deux à six mois, l'implant est utilisé pour soutenir une prothèse. Cette seconde phase est un acte prothétique nécessitant plusieurs séances, empreintes essayage et séance de pose, comme toute prothèse traditionnelle.

Méthodes actuelles: Le chirurgien dentiste fait une ouverture circulaire de 3 à 4 millimètre dans la gencive, ce qui correspond environ au diamètre de l'implant. Moins de traumatisme au niveau de la gencive, conservation des papilles. Cette méthode en implantologie ne peut être réalisée que si les conditions sont favorables, entre autre un minimum de hauteur et largeur d'os.

Implantologie dentaire avec la robotique : Elle permet au chirurgien dentiste de planifier à l'avance l'intervention et de visualiser en direct le forage où va être placé l'implant dentaire. Cette nouvelle technologie en implantologie dentaire a largement fait ses preuves dans d'autres chirurgies (neurologie, cardiologie ou orthopédie), et devrait s'imposer dans l'avenir car elle permet une chirurgie moins traumatisante dite " non invasive " (sans ouvrir de la gencive) et en 1 seul temps [42].

(3) l'ostéo-intégration : l'os se reconstruit intimement à la surface de l'implant.

I-4-4- Les différents protocoles : [22, 37, 43,44]

A l'heure actuelle, il existe cinq protocoles implantaires selon le temps global du traitement et les phases du traitement.

I-4-4-a- Protocole en deux temps « la technique " suédoise " »:

L'implant est totalement enfoui sous la gencive, et nécessite après la période de cicatrisation une nouvelle intervention chirurgicale pour accéder à la tête de l'implant (Fig. I.10).



Fig. I.10: Protocole en deux temps [37].

A gauche vue occlusale après la mise en place de 3 implants et de vis de couverture.

A droite fermeture du lambeau a l'aide d'une technique de suture continue.

I-4-4-b-Protocole en un temps " la technique suisse " de Schroöder:

Les implants sont mis en place dans l'os avec un col implantaire dépassant la gencive. La prothèse est réalisée après un temps de cicatrisation de 3 à 6 mois (3 à 4 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire) (Fig. I.11).

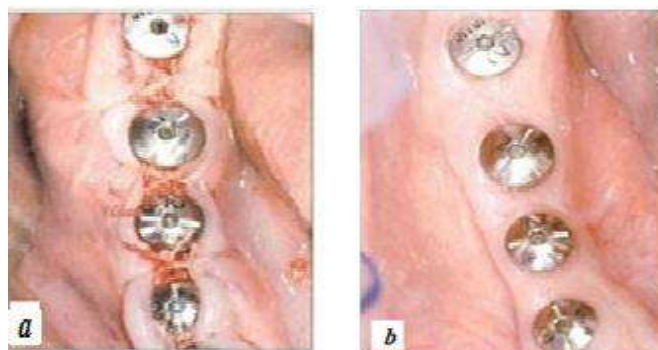


Fig.I.11 : **a :** Protocole en un temps chirurgical [22].

a : mise en place de 4 implants avec les vis de cicatrisation. **b :** vue occlusale après 2 mois de cicatrisation tissulaire.

Le seul et unique temps chirurgical permet la cicatrisation de l'os et de la muqueuse autour de l'implant. Ce protocole impose l'utilisation des implants monoblocs ou la mise en place de la vis de cicatrisation sur l'implant dans le même temps opératoire.

I-4-4-c- Protocole de mise en charge précoce ou rapide :

Un seul temps chirurgical est utilisé dans ce protocole. Le temps de cicatrisation est réduit à 6-8 semaines avant de réaliser la prothèse. Selon le consensus d'Espagne (2002), la mise en charge rapide consiste en la réalisation de la prothèse en occlusion au bout de moins de 3 mois à la mandibule et de moins de 6 mois au maxillaire. Selon Cochran et al. (2004), la mise en charge rapide consiste à réaliser une prothèse fonctionnelle entre 48 heures et 3 mois après la mise en place de l'implant.

I-4-4-d- Protocole de mise en charge immédiate :

Une prothèse provisoire fonctionnelle (contacts en occlusion) est placée immédiatement après la mise en place des implants. Généralement, ce protocole est préconisé chez l'édenté total. La prothèse définitive est réalisée après confirmation de l'ostéo-intégration (Fig.I.12).



Fig. I.12 : Pose immédiate d'une couronne provisoire le jour de la chirurgie [44].

I-4-4-e- Protocole de prothèse immédiate non fonctionnelle :

Une prothèse provisoire non fonctionnelle (en sous-occlusion) est placée immédiatement après la mise en place des implants. Ce protocole est fréquemment indiqué chez l'édenté partiel ou unitaire dans le secteur antérieur. La prothèse définitive est réalisée après confirmation de l'ostéo-intégration.

I-5- L'état de l'art sur les biomatériaux dédiés à l'implantologie:

Oğuz Kayabaşı et al. en 2006 [45], ont fait une étude sur les comportements statiques, dynamiques et de fatigue d'un implant dentaire. Ils ont modélisé l'implant de la seconde prémolaire de la mâchoire inférieure et en utilisant le logiciel (CAD software Pro/Engineer 2001) (Fig. I.13).

Dans ce travail, un implant en Ti-6Al-4V utilisé dans les analyses par éléments finis.

Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans cette étude sont présentées dans le Tableau I.13.

Tab. I.13 : Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans cette étude.

| Matériau | Module d'Young (GPa) | Coefficient de poisson | La limite d'élasticité |
|-----------|----------------------|------------------------|------------------------|
| Ti 6Al 4V | 110 | 0.32 | 800 |
| L'os | 14.7 | 0.03 | 130 |

La simulation numérique avec le logiciel AnsysWorkbench en utilisant la méthode des éléments finis, leur a permis de représenter les contraintes équivalentes de Von-Mise en appliquant un chargement statique et dynamique (Fig. I.14).

Et ils ont conclu que les valeurs maximales des contraintes ont été situées au premier fil de l'implant pour les deux conditions de chargement. Pour le chargement statique et dynamique, les valeurs de la contrainte maximale à corps de l'implant sont inférieures à la limite d'élasticité.

L'avantage essentiel de ce travail, est que l'implant peut être conçu et étudié avant qu'il ne soit mis en application sur le patient.

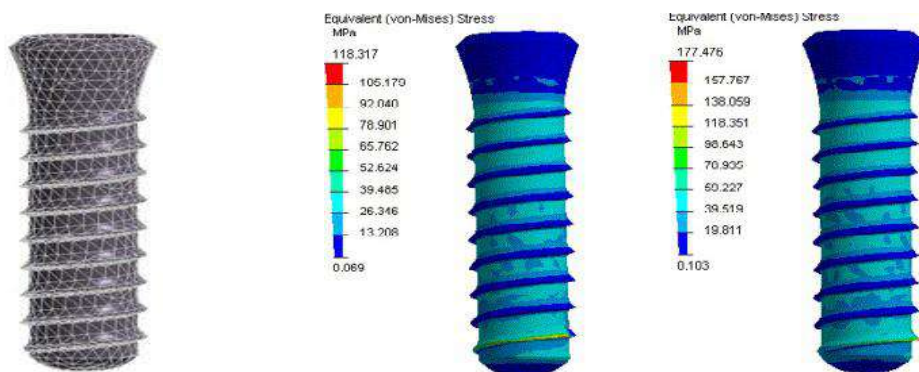


Fig.I.13 : Modélisation et maillage de l'implant.

Fig.I.14: Distribution des contraintes sur l'implant pour un chargement statique et dynamique.

R. Hunter a et al, en 2007 [46], L'originalité de cette recherche est la conception d'un nouveau modèle du monobloc de l'implant dentaire. La structure de cet implant améliore les propriétés mécaniques, de réduire le coût de fabrication et les complications chirurgicales.

Cette méthode permet d'allouer un implant avec une fausse couronne dans le stade précoce du processus de réadaptation, et offre une solution esthétique pour le patient et une réponse rapide à toutes les fonctionnalités du système dentaire. Principalement, il simplifie le nombre d'outils nécessaires à son positionnement, diminue le nombre de chirurgies et augmente la résistance mécanique d'implants dans la zone du cou, et élimine les micromouvements entre les pièces. D'autre part, il évite la formation de colonies bactériennes ou le dépôt de saleté dans les zones communes, comme il arrive dans les implants traditionnels.

La figure I.15 montre le processus de la conception de l'implant. (2,2 mm de diamètre et 6 mm de longueur de l'implant et 7 mm de longueur pilier).

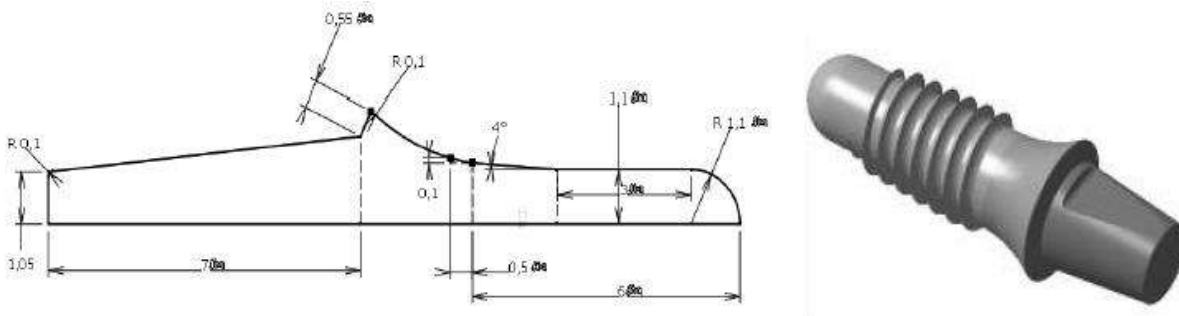


Fig. I.15 : Le processus de la conception de l'implant.

Les caractéristiques des matériaux utilisés dans cette étude sont apparentes dans le tableau I.14 :

Tab. I.14-a : Les propriétés des matériaux utilisés :

| les propriétés | L'os cortical | La moelle | Titane |
|------------------------|---------------|-----------|--------|
| Module d'Young | 17 | 0.69 | 102 |
| Coefficient de poisson | 0.3 | 0.25 | 0.34 |

Les valeurs obtenues dans l'analyse statique FEM sont présentées dans le Tableau I.14.b. Le facteur de sécurité définie à l'analyse FEM a pris en considération le point de rendements et les valeurs de Von Mises.

Tab. I.14-b : les résultats de stress dans l'analyse statique :

| le point de rendements | Von Mises | Le facteur de sécurité |
|---------------------------|---------------------------|------------------------|
| 7.200 Kg/ cm ² | 4.000 Kg/ cm ² | 1.8 |

La figure I.16 montre l'ordre d'analyser, en prenant en considération l'application des conditions de limite et les charges appliquées dans le cas statique.

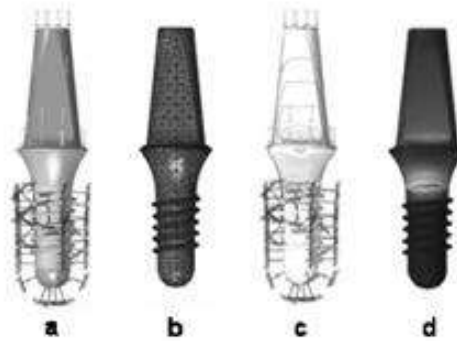


Fig. I.16: Analyse dans le cas statique.

La figure précédente montre que les derniers modèles (c et d), la concentration des contraintes sont situées dans le col de l'implant, plus que le profil de l'os. En ce sens, en prenant en compte la configuration de l'implant. Toutefois, la géométrie de l'implant a proposé, dans cette recherche, à réduire les problèmes posés à l'égard des autres implants. La principale valeur de cet avantage est l'augmentation de la rigidité de l'implant, fournissant une plus grande stabilité de l'implant.

Par l'autre côté, une comparaison entre le modèle proposé dans cette recherche avec d'autres implants ont été présentées. Les cas analysés correspondent à l'implant proposé dans cette recherche (CA1), cylindrique non fileté (CA2), cylindrique fileté (CA3), conique non fileté (CA4), conique fileté (CA5) et enfin un implant non filetés (CA6). La charge appliquée à l'analyse a été défini dans 100 N compressions axiales et 50 N radiale. Les modèles utilisés pour les six cas sont montré dans la figure I.17.

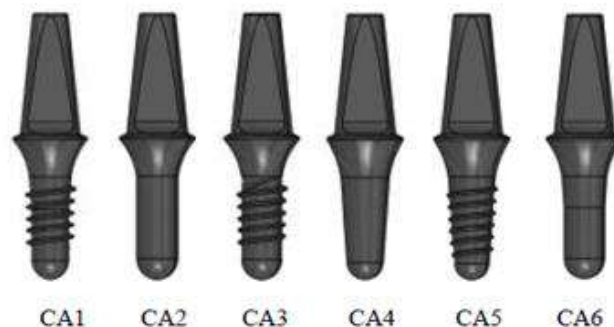


Fig. I.17: Les cas étudiés.

Les analyses détaillées fournissent à un meilleur résultat des capacités d'implants monobloc.

D'un côté, les résultats de l'analyse graphique et les résultats numériques montre la réduction de la pression et le stress de l'implant fil par rapport à un implant lisse, la réduction de la souche dans

l'interface os améliore l'intégration et le processus de guérison de l'os. De l'autre côté, l'implant de conception proposé montre l'une des meilleures souches générées au niveau de l'os.

En2008, Kong et al [47]; ont fait une étude dont l'objectif principal est l'évaluation de la largeur et la hauteur de filetage d'un implant cylindrique, l'étude a été réalisée au moyen d'une analyse par éléments finis 3D, en utilisant un programme de modélisation 3D (Pro / E Wildfire, Parametric Technology, Needham, MA).

Un implant cylindrique de 13mm fileté (Nobel Biocare) a été utilisé comme une référence, et un pilier de 5 mm de haut. Une superstructure en porcelaine avec une épaisseur de 2 mm d'occlusion a été appliquée sur le pilier en titane (Fig. I.18).

Les paramètres sont présentés dans la figure I.19. H varie de 0,20 mm à 0,60 mm, et W allant de 0,10 mm à 0,40 mm.

Forces de 100 N et 50 N ont été appliquées le long des axes de l'implant (AX) et un angle de 45 degrés dans le sens bucco-lingual (BL 45 degrés), respectivement.

Tous les modèles ont été maillés en utilisant ANSYS Workbench 9.0 (Ansys, Canonsburg, Pennsylvanie). (Fig. I.20).

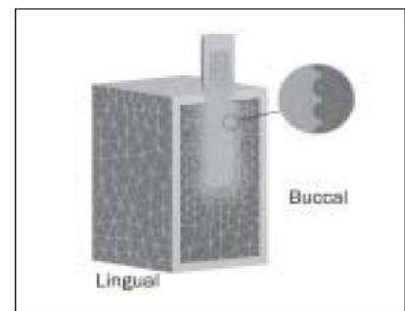
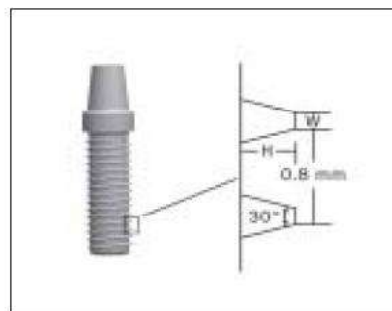
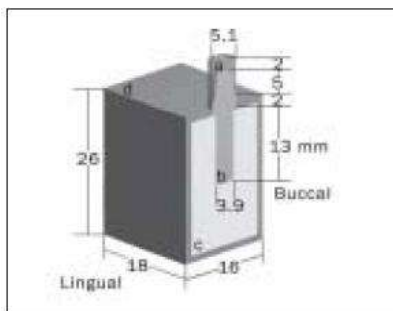


Fig.I. 18 : Vue en coupe du plan de symétrie du modèle :

a = la superstructure; b = implant et le pilier;
c = os spongieux; d = os cortical.

Fig.I. 19: Représentation schématique des paramètres à vis: Vue Zoom de la vis.

Fig.I.20 : Vue en coupe d'un modèle maillé.

Les propriétés élastiques des matériaux sont montrées dans le tableau I.15.

Tab. I.15: Les propriétés des matériaux :

| Propriétés | L'os cortical | L'os spongieux | Titane | Porcelain |
|------------------------|---------------|----------------|--------|-----------|
| Module d'Young (GPa) | 14 | 1.37 | 110 | 68.9 |
| Coefficient de poisson | 0.30 | 0.30 | 0.35 | 0.28 |

Les contraintes de Von Mises de la mâchoire sont présentées sous forme de graphiques de réponse, avec des couleurs différentes pour chaque plage (figures I. 21-I.22-I.23).

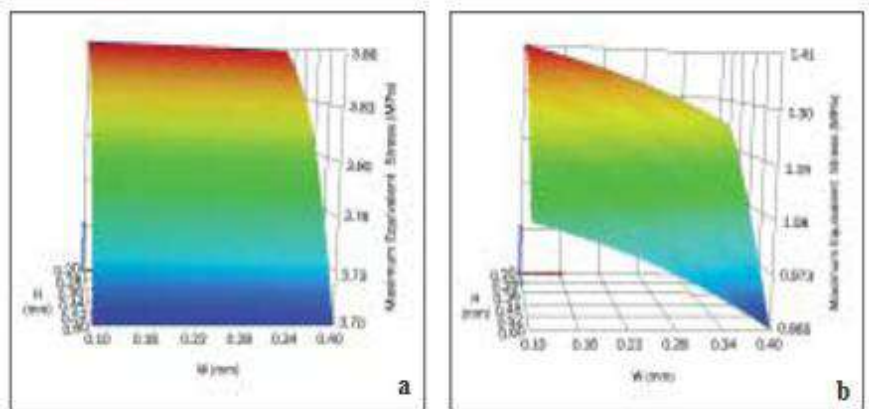


Fig. I. 21: Sous charge AX, nephogram surface de réponse de la relation entre les différentes combinaisons hauteur et la largeur maximale et les contraintes de Von Mises :

A : dans l'os cortical.

B : dans l'os spongieux.

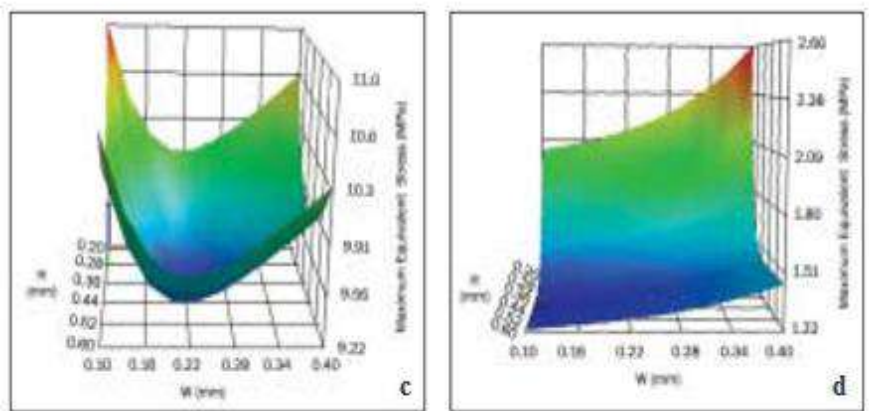


Fig. I.22 : Moins de 45 degrés de charge bucco-lingual, nephogram surface de réponse de la relation entre la hauteur et combinaisons diverses largeur maximale des contraintes de Von Mises :

C : dans l'os cortical.

D : dans l'os spongieux.

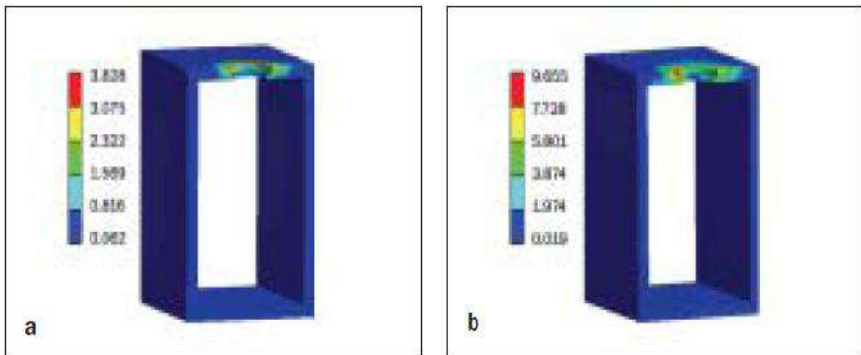
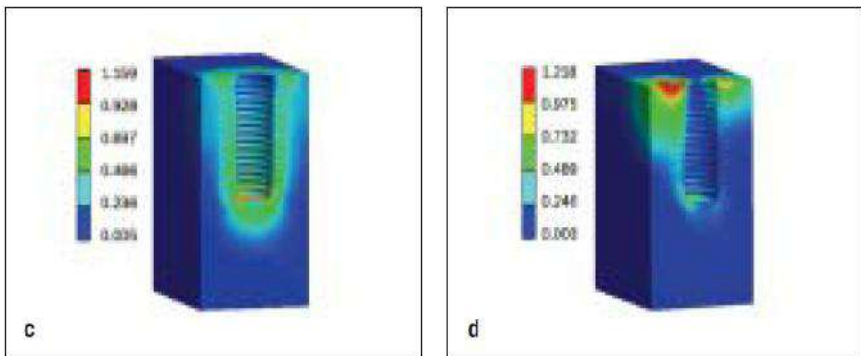


Fig. I.23: Vue en coupe illustrant la répartition des contraintes BQE dans l'os maxillaire (H = 0,40 mm, W = 0,40 mm).

(a) la répartition des contraintes dans l'os cortical en charge AX.

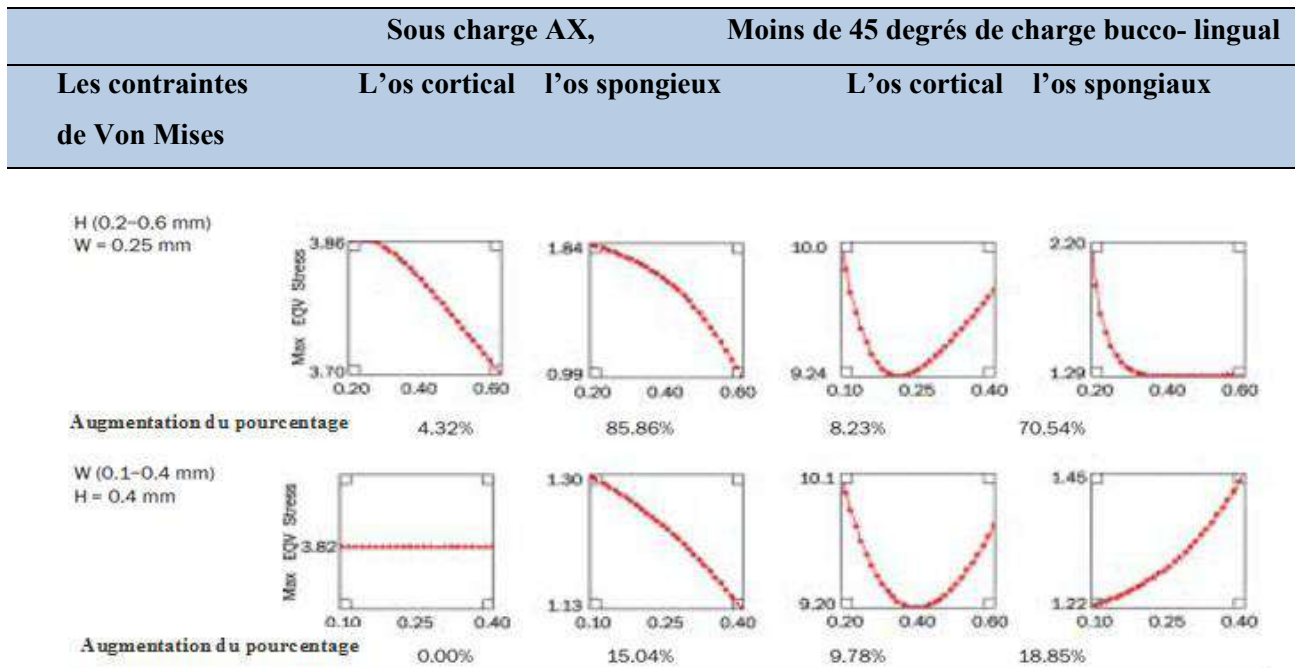
(b) la répartition des contraintes dans l'os cortical de moins de 45 degrés de charge BL.



(c) la répartition des contraintes dans l'os spongieux en charge AX.

(d) le stress de distribution dans l'os spongieux de moins de 45 degrés de charge BL.

Tab. I.16 : Courbe de réponse de l'analyse unie variée à Max BQE (Les contraintes Von Mises) dans la mâchoire.



Augmentation du pourcentage = (Stress Max– Stress Min)/Stress Min * 100%.

Sur la base des résultats de ces analyses, Leurs conclusions étaient :

1. Le stress dans l'os spongieux est susceptible d'être influencé par des paramètres fil.
2. Force appliquée à 45 degrés au sens vestibulo-lingual est susceptible d'être influencée par des paramètres de fil.
3. Fil des hauteurs 0,34 à 0,50 mm et des largeurs 0,18 à 0,30 mm sont optimales pour des implants de type à vis d'un point de vue biomécanique.
4. Plus d'attention devrait être accordée à hauteur de filet que de largeur de filet dans la conception des implants de type vis.

En 2008 ; Shahram Zamani [48], a fait une analyse biomécanique son but été de comparer le niveau de stress généré par conceptions implant une seule pièce et deux pièces dans l'os homogène simulés afin de déterminer si les distributions de charge ont été sensiblement différentes. Le matériau en alliage de titane (Ti-6Al-4V) a été utilisé pour les implants. Pour les modèles d'étude, un uniforme, de 2 mm d'épaisseur d'os entourés chaque implant.

La figure I.24 montre le type des conditions aux limites et le maillage utilisé dans différentes simulations. Une charge de compression de 222,4 N appliquée à un décalage par rapport à l'axe de l'implant de 30 °.

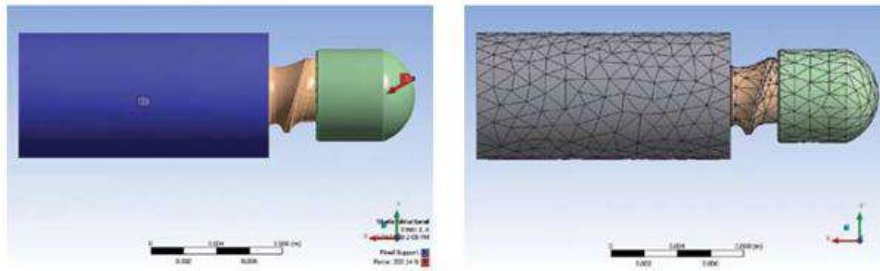


Fig. I.24: Type des conditions aux limites FEA et des maillages.

Les contraintes maximums au niveau d'os pour les deux implants résumés dans les (Fig. I.25, I.26) et tableau I.17.

Tab. I.17: Comparaison des valeurs de contrainte maximale en fonction du diamètre de l'implant et la conception

| Diamètre de l'implant | Valeur de la contrainte maximale monobloc (1P) | Deux-pièces (2P) | Différence de contrainte maximale (1P vs 2P) |
|-----------------------|--|------------------|---|
| 3.7 mm | 30MPa | 27 MPa | 3 MPa |
| 4.7 mm | 18 MPa | 18 MPa | Pas de différence; mêmes valeurs de contrainte maximale |

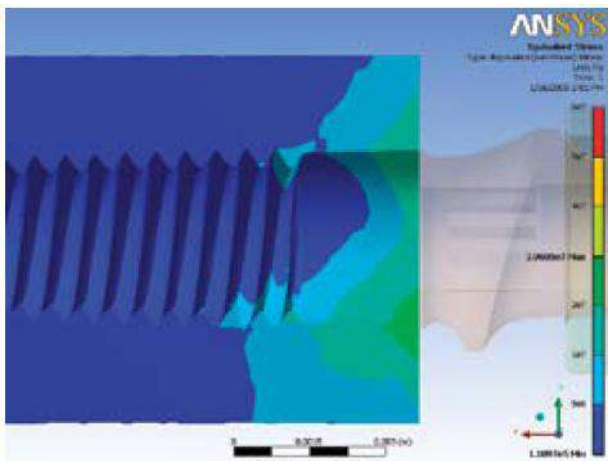


Fig. I.25: La distribution des contraintes sur dans l'os de la mâchoire.

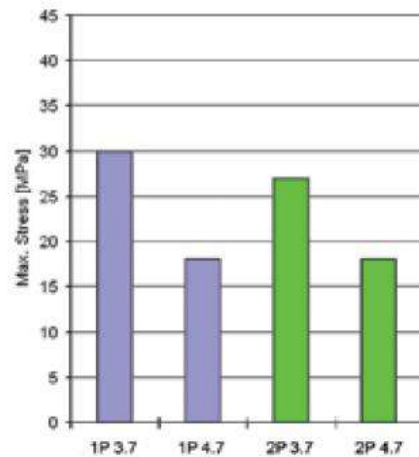


Fig. I.26 : Contraintes maximums dans l'os basé les résultats FEA pour différents implants.

Dans les limites de cette étude, ils sont constaté que d'une seule pièce d'implants on peut créer des contraintes semblables aux implants deux parties dans la même longueur et le diamètre, et

différences relevées dans les niveaux d'os marginal entre une pièce et deux pièces d'implants peuvent être attribuables à des variables indépendantes de la conception de l'implant.

A.Merdji et al. (2010) [49]; Dans cette étude, l'analyse par éléments finis 3D est utilisée à étudier la distribution des contraintes équivalentes dans les composants de la prothèse dentaire sous l'action des efforts mécaniques combinés simulant le processus de la dent.

Le modèle de l'implant dentaire est basé sur le système Brånemark de 4,8 mm de diamètre et 8 mm de long (Fig. I.27.a).

Le modèle initial en 3D de la section molaire à partir des structures osseuses mandibulaires a été construit sur la base tomographie technologie (TDM) (Fig. I.27.b).

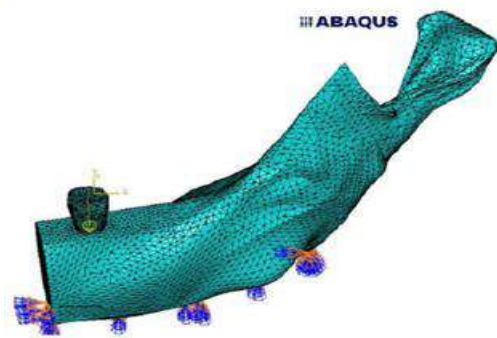
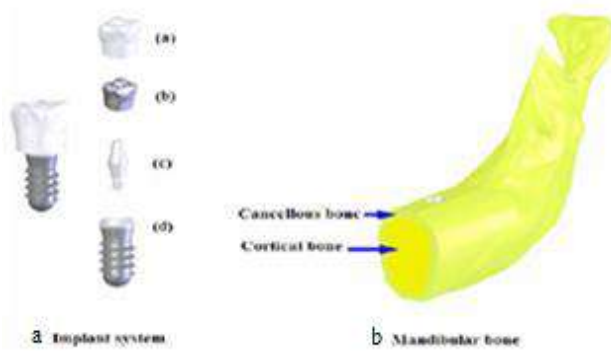


Fig. I.27: les composants de système.

Fig. I.28 : Le maillage de système.

Le maillage d'éléments finis a été généré en utilisant des éléments tétraèdre avec quatre nœuds. Le modèle complet (os-implant) a au total 560 494 éléments (Figure I.28), et ABAQUS (6.5.1) est utilisé pour des analyses statiques linéaires.

Une charge occlusale de 10 MPa dans la direction coronale-apicale et 3 MPa soit dans le sens lingual buccale ou mésiale-distale ont été appliqués à la surface supérieure de la couronne (Figure I.29).

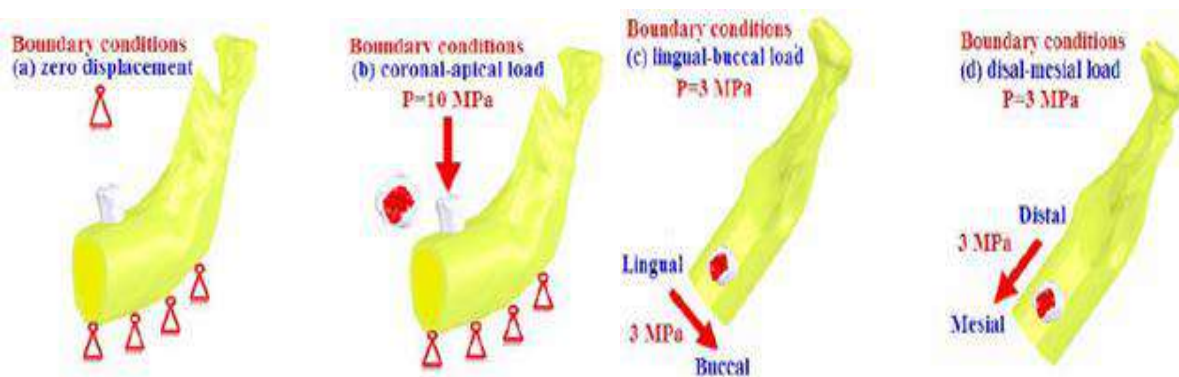


Fig. I.29 : Les conditions aux limites:

(a) un déplacement nul, (b) coronale-apicale de charge, (c) lingue-buccale de charge, et (d) mésio-distal de charge.

Les propriétés du matériau de l'implant et l'os mandibulaire de cette étude sont présentés au tableau I.20.

Tab. I.18: Résumé des composants et de leurs paramètres comportement mécanique :

| Les composants | Les matériaux | Module d'Young (MPa) | Coefficient de poisson |
|----------------------------|----------------|----------------------|------------------------|
| pilier | Titane | 110 | 0.3 |
| L'implant | Titane | 110 | 0.3 |
| L'os de la mâchoire | L'os cortical | 14.5 | 0.323 |
| | L'os spongieux | 1.37 | 0.3 |

La distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant représente dans la (Fig.I.30).

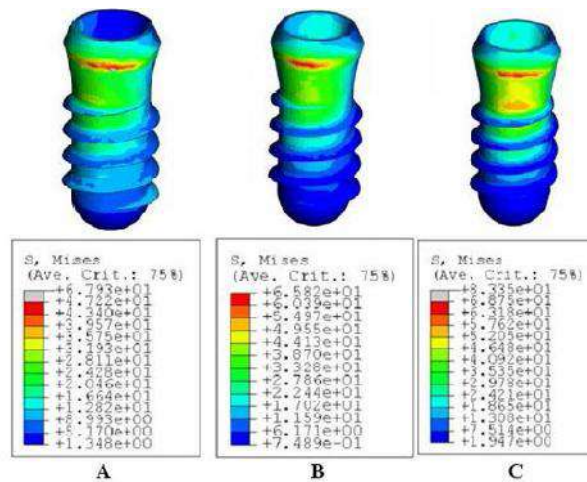


Fig. I.30 : Distribution des contraintes dans l'implant:

(A) charge coronale-apicale, (B) charge lingue-buccale, (C) charge mésio-distale de charge.

Ils sont constatés que la contrainte mécanique se propage dans les domaines de l'os qui sont plus proches de l'implant dentaire, et atteint la plus haute dans les zones d'os cortical qui sont juste à côté du col, et une diminution de l'ampleur vers la région extérieure.

En 2011, Wiwat Tanwongwan et al [50], ont étudié la possibilité d'utiliser Ti-foam pour les applications dentaires. Analyse (3D) des éléments finis pour le système d'implant dentaire Ti-foam a été réalisée. Et à des fins de comparaison, un modèle à éléments finis pour les implants dentaires en titane a également été mené.

Le modèle en trois dimensions de l'implant dentaire et en soutenant le système osseux et le chargement de l'implant est montré dans la (Fig. I.31), avec les forces de 17,1 N, N et 114,6 23,4 N dans un multilingue, une direction axiale et mésio-distal. Le Ti- foam supposé être élasto-plastique.

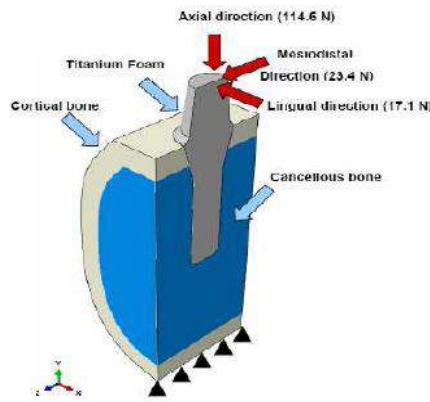


Fig. I.31 : L'implant dentaire et le système osseux environnants avec les charges appliquées et les conditions aux limites.

Le maillage d'éléments finis a été généré en utilisant des éléments 3D, la forme de l'implant a été simplifiée comme le montre la figure I.32.

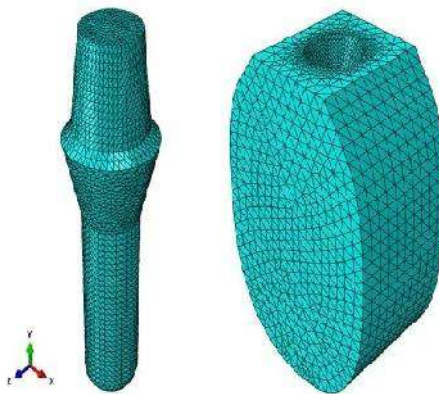


Fig. I.32 : Le maillage de modèle.

Les propriétés des matériaux du système d'implant de cette étude sont résumées dans le tableau I.24.

Tab. I.19 : Les propriétés des matériaux utilisés :

| Les matériaux | Module d'Young | Coefficient de poisson |
|----------------|----------------|------------------------|
| L'os cortical | 14.5 | 0.32 |
| L'os spongieux | 1.37 | 0.3 |

| | | |
|----------------------------------|-----|------|
| Titane | 110 | 0.3 |
| Ti- foam (62.5% porosité) | 9.9 | 0.33 |

Deux analyses ont été effectuées l'une avec l'implant en titane et l'autre avec l'implant Ti- foam.

Maximum stress équivalent est concentré dans les implants à la région du cou. Le niveau de stress au sein de l'implant Ti- foam est inférieur à celui de l'implant en titane comme le montre la figure I.33.

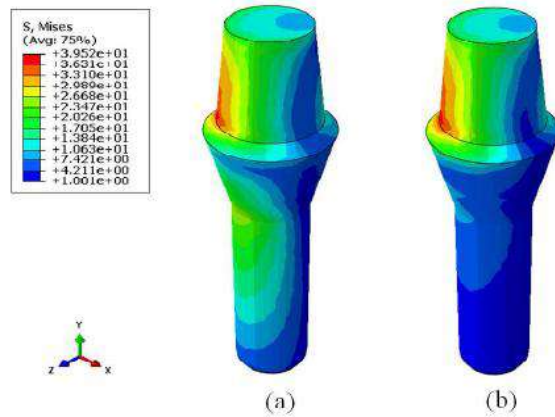


Fig. I.33 : Représentation des contraintes Von Mises distribution dans (a) l'implant en titane et (b) l'implant Ti- foam.

Les contraintes dans les os entourant l'implant Ti- foam sont un peu plus élevés que celles avec le titane autour de la région du cou (zone A de la figure I.34). Cela implique que plus de charges peuvent être transférées à l'os entourant l'implant, si Ti- foam est utilisé. Les contraintes dans les autres pièces sont presque uniforme montrent donc peu de différence.

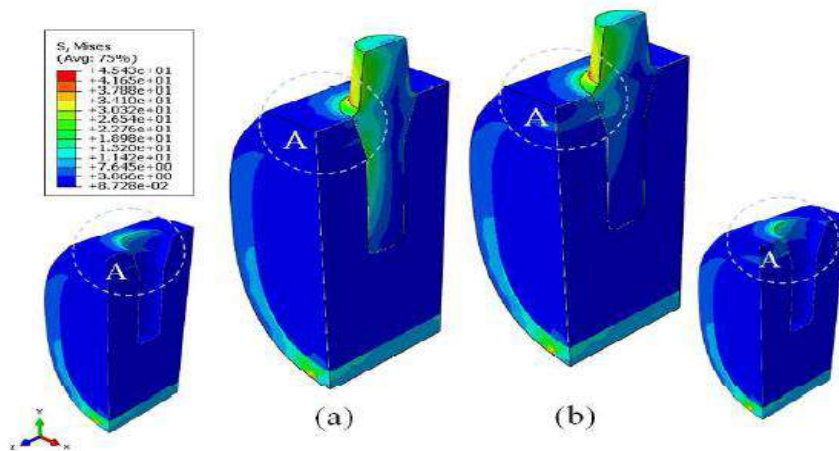


Fig. I.34: La répartition des contraintes de Von Mises dans les os autour ainsi que a) l'implant en titane et b) de l'implant Ti- foam.

Ils ont trouvé que l'implant Ti- foam effectue moins de stress que l'implant en titane. Toutefois, l'os entourant l'implant Ti- foam a transporté plus de stress. Cela implique que plus de charges ont été transférées à l'os environnant si le Ti- foam a été utilisée. Par conséquent, le problème de stress shielding est possible d'être résolu.

Dans tous les travaux précédents, les matériaux utilisés dans les modèles ont été considérés comme isotrope, homogène, et linéairement élastique. L'interface entre l'implant et l'os, ainsi que entre l'os cortical et spongieux sont traités comme interface parfaitement collé.

I.6. Les biomatériaux dentaires:

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. Aujourd'hui, métaux différents sont utilisés dans la réalisation des prothèses dentaires métalliques. Les métaux principaux sont 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. [12] 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) [2, 12,14].

Récemment, des nouveaux implants dentaires poreux à la mousse de titane sont en cours de développement, cette technologie participe au développement de la prochaine génération d'implants orthopédiques. Ce qui est nouveau ici, c'est la structure de l'implant qui correspond aux propriétés de l'os. Le matériau n'est pas nouveau, c'est la manière dont il est présenté qui l'est. En particulier, la structure poreuse de l'implant en titane aide à créer un environnement où l'os peut se reconstruire. Jusqu'à présent les recherches portaient sur les surfaces poreuses permettant aux cellules osseuses d'adhérer [50,51].

Chapitre II :
Méthode de choix un
biomatériau dédiée à
l'implantologie.

II-1- Introduction :

Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant.

Pendant longtemps la préoccupation essentielle des odontologistes concernait les qualités physico-chimiques des matériaux dentaires. Ces caractéristiques étaient abordées lors de la conception et de l'élaboration des matériaux et faisaient l'objet d'études expérimentales préalables à leur utilisation clinique. Ce n'est que dans les années 1950 que l'intérêt pour les effets toxiques éventuels des matériaux dentaires a pris de l'ampleur et a abouti dans les années 1970 aux premières normes d'évaluation biologique dans les pays anglo-saxons et scandinaves. A l'heure actuelle, le concept de biocompatibilité est présent chez tous les acteurs de la santé [52].

Les premiers matériaux implantés ont été l'or, l'argent et le cuivre, sans aucune notion de **biocompatibilité**, un terme apparu il y a une cinquantaine d'années [5]. C'est une condition indispensable pour l'utilisation de biomatériau (on dit un biomatériau qu'il est biocompatible). Elle permet de caractériser la fonctionnalité d'un matériau placé dans un tissu fonction sans effets adverses sur l'environnement biologique dans lequel il est appelé à fonctionner [52, 7].

Un **implant dentaire** est conçu pour remplacer la racine dentaire, il doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm² qui peuvent s'exercer dans des directions différentes [53], et ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche.

II-2- Biocompatibilité :

II-2-1- Définition :

Par biocompatibilité, on entend la compatibilité entre un système technique et un système biologique [07].

En 1986, Williams a proposé la définition suivante : *"biocompatibilité est la capacité d'un matériau à jouer avec une réponse de l'hôte appropriée dans une application spécifique"*. Cette définition met en évidence les trois rôles qu'un matériau doit jouer : le matériau doit agir et ne pas simplement être présent dans les tissus ; la réponse doit correspondre au but recherché. Considérant la diversité croissante des matériaux disponibles, des applications envisagées et des mécanismes d'interactions relevant aussi bien de la science des matériaux que de la biologie, Williams propose en 2008 une définition plus complète : *"biocompatibilité se réfère à la capacité d'un biomatériau à remplir ses fonctions souhaitées par rapport à un traitement médical, sans provoquer aucun effet indésirable local ou systémique chez le receveur ou le bénéficiaire de ce traitement, mais générant le plus*

approprié réponse bénéfique tissu cellulaire ou dans cette situation spécifique, et l'optimisation de la performance clinique de ce traitement." [8,54,55].

La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes : à la fois 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 manifestent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments relègues. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme suivant le type de matériau. Ces interactions peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique [2,7].

II-2-2- Les influences de l'environnement cellulaire sur les implants : [07]

L'implantation de tels « corps étrangers » présupposé également qu'ils ne seront pas endommagés par les fluides corporels ou par les mécanismes de défense de l'organisme. Les exigences quant au matériau dépendent donc de sa fonction et de l'endroit de l'implantation.

Les influences de l'environnement cellulaire sur les implants sont :

- De nature physicochimique, ces réactions se déroulent durant les premières secondes ou minutes de contact à l'interface biomatériau/ tissu (bioadhésio, biofilms).
- Des influences à long terme, qui durent plusieurs mois ou années et peuvent engendrer des dommages cellulaires de grande étendue comme la lyse de tissus par des contraintes mécaniques à l'interface, ou l'endommagement des cellules par des ions toxiques libérés par bio corrosion.
- Des conditions à l'interface biomatériau/ tissu, variant au cours du temps suite à des modifications du matériau au cours de la durée de l'implantation, par exemple suite à de la bio corrosion, de la fatigue ou de la transition de phase.
- Des effets à distance provoqués par des particules détachées par des mécanismes chimiques ou tribologique, ces particules sont réparties dans tout l'organisme par l'intermédiaire des fluides corporels (thrombose, allergies, intoxications, paralysies).

En plus, l'utilisation de matériaux étrangers aux tissus provoque une réaction avec les cellules. Parmi les réactions non désirées, on trouve:

- Des irritations déclenchées par des facteurs chimiques ou physiques lors de contact avec la peau ou avec des muqueuses. Les symptômes se manifestent sous forme de douleurs légères, de démangeaisons ou de brûlures.
- Des inflammations qui sont une réaction de défense se traduisant par une augmentation de la température, des rougissements, l'enflure de la zone concernée, ou la douleur. Il s'agit cependant d'éviter les formes d'inflammations aiguës qui conduiraient à la formation d'une capsule en tissu inflammatoire autour de l'implant.

- La pyrogénéation qui est l'action d'une substance provoquant la fièvre. Les pyrogènes provoquent des réactions cutanées et une baisse de la tension.
- La toxicité systématique qui est un effet d'ions toxiques libérés par l'implant ou détachés par frottement. Ce terme comprend des modifications globales qui sont souvent dues à un manque de stérilité de l'implant.
- La sensibilisation par une stimulation allergène du système immunitaire.

Des patients avec une allergie au chrome et au nickel ne peuvent pas recevoir d'implant en aciers fortement alliés.

- La cancérogénicité qui est une réponse du corps à long terme à l'implant.

La fig. II.01 présent les différents problèmes à cause de l'incompatibilité des implants.



Fig .II.01 : Les différents problèmes à cause de l'incompatibilité des implants.

a,b : Pigmentation de la muqueuse bucale par suite de la corrosion du matériau métallique utilisé pour reconstruire la centrale [56] . **c :** Après pose d'implants, **d :** Après retrait des implants [57]. **e:** Allergie au bras déclenchée par une corrosion [56]. **f :** Allergie de contact après contact avec un patiente avec des gantiers de latex chez le dentiste [58] .

D'autres paramètres tels que les conditions de fabrication, le stockage et la stérilisation peuvent influencer la composition superficielle du matériau, capitale pour sa biocompatibilité [2].

II-2-3- Les tests de la biocompatibilité :

La biocompatibilité doit être évaluée par une série de tests donnés par la norme ISO. Celle-ci étant valable pour tous les dispositifs médicaux, quel que soit le domaine d'application médicale, elle ne donne que des directives générales [59].

La biocompatibilité des matériaux dentaires doit être définie sur trois niveaux successifs d'investigation : les tests *in vitro*, *in vivo* et préclinique 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.

II-2-3-a- Tests *in vitro* (tests initiaux):

Les tests de cytotoxicité *in vitro* constituent une première approche rapide et efficace réduisant l'expérimentation animale.

Les méthodes de cultures de cellules *in vitro* permettent d'évaluer la cytotoxicité et les interactions des matériaux ou des dispositifs par contact direct d'explants et/ou en présence d'extraits préparés à partir de ceux-ci, avec des cellules de lignée et/ou différenciées, sur lesquelles on observe et quantifie les effets provoqués.

Elles peuvent être employées pour aborder les aspects suivants de la réponse cellulaire :

- l'adhésion des cellules au substrat,
- la morphologie cellulaire et matricielle,
- la prolifération cellulaire,
- les fonctions cellulaires et matricielles.

Il est actuellement possible de cultiver à peu près tous les types cellulaires du corps humain. Ceci permet d'utiliser *in vitro* la même espèce que celle présente *in vivo* au contact du matériau. Ainsi, dans le domaine dentaire, un matériau implantaire peut être étudié avec des cellules osseuses ou cartilagineuses, des alliages prothétiques avec des cellules épithéliales ou conjonctives gingivales, des matériaux de restauration avec des cellules pulpaire. Les cellules cultivées peuvent être d'origine humaine ou animale. Les premières présentent l'avantage d'une meilleure prévisibilité mais de condition plus difficile de prélèvement tant du point de vue éthique que quantitatif. Les secondes présentent des atouts et inconvénients inverses.

Les recherches scientifiques faites jusqu'à présent démontrent que la culture cellulaire *in vitro* est bien adaptée pour une première analyse des interactions matériau/tissus.

Des résultats défavorables dans l'évaluation d'un matériau à ce stade impliquent invariablement le rejet de ce matériau pour l'application envisagée et la nécessité de son amélioration [07,12].

Les tests *in vitro* sont plus rapides que les tests *in vivo*, moins onéreux, et permettent d'évaluer séparément les effets biologiques de chacun des composants du matériau [60].

II-2-3-b- Tests *in vivo* (tests secondaires):

De façon à compléter les informations *in vitro*, il convient de réaliser des tests *in vivo* sur une espèce animale conformément à la réglementation sur les expérimentations animales (normes ISO 10993 et NF S90-701). Pour ce faire, le matériau est implanté pendant une durée déterminée afin d'appréhender le court, le moyen et long terme. Les tissus péri-implantaires (tissu osseux, tissu conjonctif, tissu épithélial) sont analysés histologiquement et comparés aux tissus dentaires non implantés [07, 12].

Les tests *in vivo* sont beaucoup plus proches de la clinique, ils permettent d'évaluer les effets d'un matériau sur des organes loin de l'organe cible, l'interprétation des résultats est parfois plus facile car le rapport avec la clinique est souvent plus évident [60].

II-2-3-c- Tests précliniques :

Les tests précliniques précèdent la mise sur le marché des biomatériaux et leur utilisation clinique exhaustive. Ils répondent, chez l'homme, à des protocoles précis et sont menés conformément à la loi Huriet (1988) sur la « protection des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales ». Ces sujets d'expérimentation, personnes volontaires qui répondent à certains critères, sont soumis à des tests pulpaire ou dentinaire pour le domaine odontologique [07,19].

Pour ce qui est du domaine médical, si les cellules ne sont pas endommagées par le matériau ni par des produits libérés par la corrosion ou le frottement, le matériau est considéré comme compatible avec l'organisme. On distingue alors la compatibilité de surface et la compatibilité structurale [5, 7,19].

II-2-4- La biocompatibilité structurale : résulte d'une adaptation de toutes les propriétés de la structure des matériaux aux systèmes biologiques, comme par exemple les caractéristiques mécaniques, et la forme d'un élément de construction.

Les propriétés mécaniques influencent directement le type de matériau qui sera sélectionné pour une application spécifique. Parmi les propriétés d'importance majeure on énumère la dureté, la résistance à la traction, le module d'Young et l'élongation. La réponse du matériau à des charges

cycliques est déterminée par la résistance à la fatigue, et cette propriété-ci détermine le succès à long terme d'un implant soumis à des efforts répétés. Si la fracture de l'implant intervient suite à une résistance mécanique inadéquate ou à la différence des propriétés mécaniques entre l'implant et l'os, alors ce fait est défini comme l'incompatibilité biomécanique. Le matériau qui prend la place de l'os doit avoir un module d'Young équivalent à celui de l'os. Le module de l'os varie entre 4 et 30 GPa, selon le type d'os et la direction appliquée pour la mesure. Si le module d'Young est trop différent il y aura un mauvais transfert de contraintes entre l'os et la prothèse d'où une résorption de l'os [62].

Les matériaux qui présentent une rigidité plus grande que l'os empêchent le transfert des contraintes mécaniques à l'os adjacent, fait qui détermine la résorption du tissu osseux autour de l'implant et, par conséquent, l'affaiblissement de la fixation de l'implant. Cette incompatibilité biomécanique qui conduit à la disparition des cellules osseuses est dénommée « stress shielding effect » « effet de stress shielding » [5, 7, 19,61].

Exigences mécaniques pour les biomatériaux :

Les propriétés d'un biomatériau doivent être adaptées à sa fonction. Les propriétés recherchées varient fondamentalement selon qu'il s'agit d'une articulation ou d'un vaisseau artificiels. Le tab. II.01 résume les propriétés mécaniques et signification pour des biomatériaux utilisés en médecine [7].

Tab. II.01 : Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en médecine [7].

| Propriétés | Signification pour des biomatériaux |
|--|--|
| <u>Mécanique</u> | <u>Selon la charge</u> |
| -Limite d'écoulement, résistance à la tension/compression, allongement à la rupture, striction | -Important. |
| -Résistance à la rupture. | -Important. |
| -Limite de fatigue (essai Wöhler, essai de propagation des fissures). | -Très important. |
| -Module d'élasticité. | -Très important. |
| <u>Physique</u> | <u>Applications spécifiques</u> |
| -Structure. | -Tensions aux interfaces. |
| -Densité, porosité. | -Incorporation, influence sur la déposition. |
| <u>Chimiques</u> | |
| -Oxydation, corrosion, résistance à l'usure. | -Très important. |
| <u>Biologiques</u> | |
| -Bio adhésion, bio compatibilité, bio corrosion. | -Très important. |

II-2-5- La biocompatibilité des surfaces : La biocompatibilité des surfaces sous-entend la compatibilité du point de vue topographique et biochimique entre le biomatériau et les cellules environnantes. En d'autres termes, elle définit la capacité de la surface de l'implant à favoriser ou empêcher l'adhésion et le développement cellulaire. Cette notion d'adhésion, condition sine qua none de l'ostéo-intégration, recouvre différents phénomènes qui demeurent le sujet de nombreuses recherches. Du point de vue du biomatériau, l'expérience a révélé que le développement cellulaire était influencé, outre les caractéristiques biomécaniques déjà développées, par différents paramètres physico-chimiques comme : composition chimique et les propriétés physiques du matériau, la résistance à l'usure, et la résistance à la corrosion [7].

Les constituants d'un matériau influencent sa biocompatibilité, soit directement s'ils sont présents en surface, soit secondairement s'ils sont relègues. Ainsi la composition d'un biomatériau doit être connue pour tenter d'identifier le ou les éléments responsables des effets biologiques observés au niveau cellulaire [2].

Alors, ils ne doivent pas présenter d'ions susceptibles de provoquer une réaction immunitaire. En effet, par friction, par corrosion ou encore par dégradation lors de l'opération chirurgicale, des ions peuvent être relégués dans l'organisme et réagi avec les molécules organiques (cas des ions métalliques V^{4+} ou Ni^{2+}). Au contraire, la présence d'ions Ca^{2+} ou P^{5+} par l'intermédiaire de revêtement céramique (HAP ou TCP) s'est révélée très efficace quant à la reconstitution du tissu osseux.

La résistance à l'usure doit être maximale afin d'éviter la libération de débris lors de la friction de deux entités de dureté différente.

Aussi, afin de durcir la surface des biomatériaux métalliques, il est procédé à un grenailage de la surface ou encore à un revêtement d'un composé plus dur [7].

Les caractéristiques physiques influençant la biocompatibilité sont nombreuses, la principale est la topographie du matériau. L'architecture superficielle conditionne la relation des cellules avec la surface du matériau. Elle peut être lisse ou rugueuse afin d'augmenter la surface de contact et créer des zones d'ancrage biologique. Mais dans tous les cas, la topographie du matériau a une influence directe positive ou négative, *in vivo* et *in vitro*, sur l'adhésion, la migration, l'orientation, la morphologie des cellules et la synthèse des protéines matricielles.

Les matériaux sont rarement utilisés dans leur état brut, c'est-à-dire dans leur état de filetage à la sortie de l'usinage. Ils subissent des traitements de surface additifs (recouvrement par hydroxyapatite) ou

soustractifs (attaque par sablage d'alumine, par acide ou polissage mécanique). Ces différences de traitements et de rugosité de surface jouent un rôle très important dans la réponse cellulaire [2].

Dans l'eau ou les liquides physiologiques, la corrosion intervient comme un processus électrochimique où une oxydation, cette dégradation peut entraîner la destruction de l'implant et provoquant des réactions biologiques néfastes.

La corrosion est une réaction d'oxydoréduction qui provoque le relargage des débris ou d'ions métalliques et laisse une charge négative au métal, connue sous le nom de potentiel. Les métaux employés comme biomatériaux ont la particularité de posséder une barrière cinétique à la corrosion grâce la constitution d'une couche d'oxyde métallique en surface. Cette couche de passivation empêche la migration d'ions et d'électrons à l'interface implant milieu biologique [5, 7, 16,57].

La bio corrosion est une notion développée beaucoup plus récemment dans le domaine des biomatériaux.

Gelin et Niot de l'Institut Universitaire de Chimie de Besançon publient une plaquette (Fig. II.02) sur laquelle on peut représenter la biocorrosion comme la résultante de la conjonction défavorable de trois facteurs (les micro-organismes, le milieu et le matériau) [57].



Fig. II.02 : Les 3 facteurs de la bio corrosion [57].

✓ **Le milieu** : la salive constitue un électrolyte fort facilitant la corrosion des métaux présents en bouche. Le pH de la salive n'est pas constant mais la température reste stable autour de 37 ° C.

✓ **Les Micro-organismes agissent en accélérant la corrosion** : on observe un bio film s'apparentant à un écosystème bactérien se développant en milieu aqueux sur la plaque dentaire. Ces bactéries internes au milieu buccal peuvent isoler l'interface métal/liquide et ainsi modifier les réactions électrochimiques.

✓ **Le matériau** : divers métaux peuvent être utilisés et tous peuvent être sujets à la corrosion. Le choix du matériau doit viser à éviter toute libération de particules métalliques ou ioniques dans le corps humain [57].

II-3-Les propriétés essentielles pour une implantation :

Consistent les propriétés physiques, chimiques et biologiques :

- ✓ **Propriétés physiques « mécaniques »** : propriétés mécaniques proche de celles de l'os pour permettre le transfert des contraintes entre l'os et la prothèse.
- ✓ **Propriétés chimiques**: oxydation, corrosion, dégradation.
- ✓ **Propriétés biologiques**: bio-adhésion (intégration osseuse), réactions immunitaires (allergiques, toxiques, cancérogènes) [62].

En général, les composants de la biocompatibilité sont illustrés dans la (fig. II.03) [7].

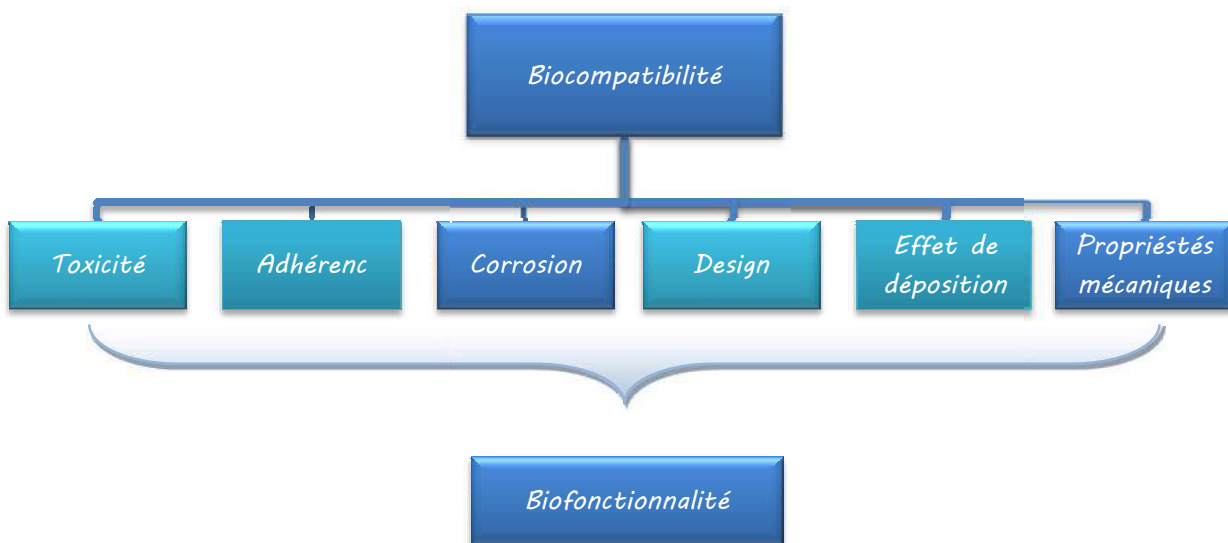


Fig. II.03 : Les composantes de la biocompatibilité [7].

II-4- Sélection d'un biomatériau dédiée à l'implantologie :

Comme nous avons trouvé dans le premier chapitre, il y a une vaste gamme des biomatériaux utilisée pour fabriquer les implants dentaires, qui a été réduite à cause du manque des propriétés physiques, chimiques, biologiques ou de leurs coûts élevés.

Le choix des biomatériaux chez un patient est difficile et doit être fait sur la base du bon sens et sur des données scientifiques. Ce choix est régi par divers facteurs, tel que physique, chimique et biologique.

Dans cette partie, nous essayons de choisir un biomatériau qui être capable de remplacer la racine naturel d'une dent manquante, sans des effets indésirable ou de rejet à cause des propriétés chimiques et biologiques, tel que (la corrosion, la dégradation, la toxicité...), Et ont les propriétés mécaniques plus proches a celle de l'os.

A ce but, nous citons parmi les biomatériaux utilisés souvent en implantologie: Ti ; Ti 6Al4V ; ZrO₂ ; Al₂O₃ [2, 12,14], et nous testons sa biocompatibilité des surfaces (propriétés chimiques et biologiques), et ensuite on utilise la méthode de KNN (les K plus proches voisins) pour choisir le plus proximité à l'os.

II-4-1- La méthode des k plus proches voisins (KNN):

Les méthodes d'apprentissage statistique et de classification sont d'un intérêt majeur en recherche diagnostique, plus précisément dans l'identification des combinaisons de bio- marqueurs qui constitueront les futurs tests de diagnostic in vitro. La méthode des k plus proches voisins, figurant parmi les méthodes à base de voisinage, offre dans ce contexte des performances très intéressantes.

Méthodologie :

L'algorithme KNN figure parmi les plus simples algorithmes d'apprentissage artificiel. Dans un contexte de classification d'une nouvelle observation x , l'idée fondatrice simple est de faire voter les plus proches voisins de cette observation. La classe de x est déterminée en fonction de la classe majoritaire parmi les k plus proches voisins de l'observation x .

La méthode KNN est donc une méthode à base de voisinage, non-paramétrique ; Ceci signifiant que l'algorithme permet de faire une classification sans faire d'hypothèse sur la fonction $y=f(x_1, x_2, \dots, x_p)$ qui relie la variable dépendante aux variables indépendantes.

Algorithme k-NN :

La méthode du plus proche voisin est une méthode non paramétrique où une nouvelle observation est classée dans la classe d'appartenance de l'observation de l'échantillon d'apprentissage qui lui est la plus proche, au regard des covariables utilisées. La détermination de leur similarité est basée sur des mesures de distance.

L'algorithme des k-NN est l'un des algorithmes les plus simples d'apprentissage automatique supervisé. En supposant qu'une base d'apprentissage correctement étiquetée soit à disposition, cette méthode permet d'obtenir de très bons résultats de classification.

Formellement, soit L l'ensemble de données à disposition ou échantillon d'apprentissage :

$$L = \{(y_i, x_i), i = 1, \dots, n_L\} \dots\dots\dots(1)$$

Ou $y_i \in \{i = 1, \dots, n\}$ dénote la classe de l'individu i , et le vecteur $x_i = (x_{i1}, \dots, x_{ip})$ représente les variables prédictives de l'individu i . la détermination du plus proche voisin est basée sur une fonction distance arbitraire $d(\dots)$.

La distance euclidienne ou dissimilarité entre deux individus caractérisés par p covariables est définie par :

$$d((x_1, x_2, \dots, x_p), (u_1, u_2, \dots, u_p)) = \sqrt{(x_1 - u_1)^2 + (x_2 - u_2)^2 + \dots + (x_p - u_p)^2} \dots\dots\dots(2)$$

Ainsi, pour une nouvelle observation (y, x) le plus proche voisin (x_1, y_1) dans l'échantillon d'apprentissage est déterminé par :

$$d(x, x_{(1)}) = \min_i (d(x, x_i)) \dots\dots\dots(3)$$

Et $\hat{y} = y_{(1)}$, la classe du plus proche voisin, est sélectionnée pour la prédiction de y . Les notations $x_{(j)}$ et $y_{(j)}$ représentent respectivement le $j^{\text{ème}}$ plus proche voisin de x et sa classe d'appartenance [63,64].

Les étapes de notre travail sont illustrées selon l'organigramme suivant :

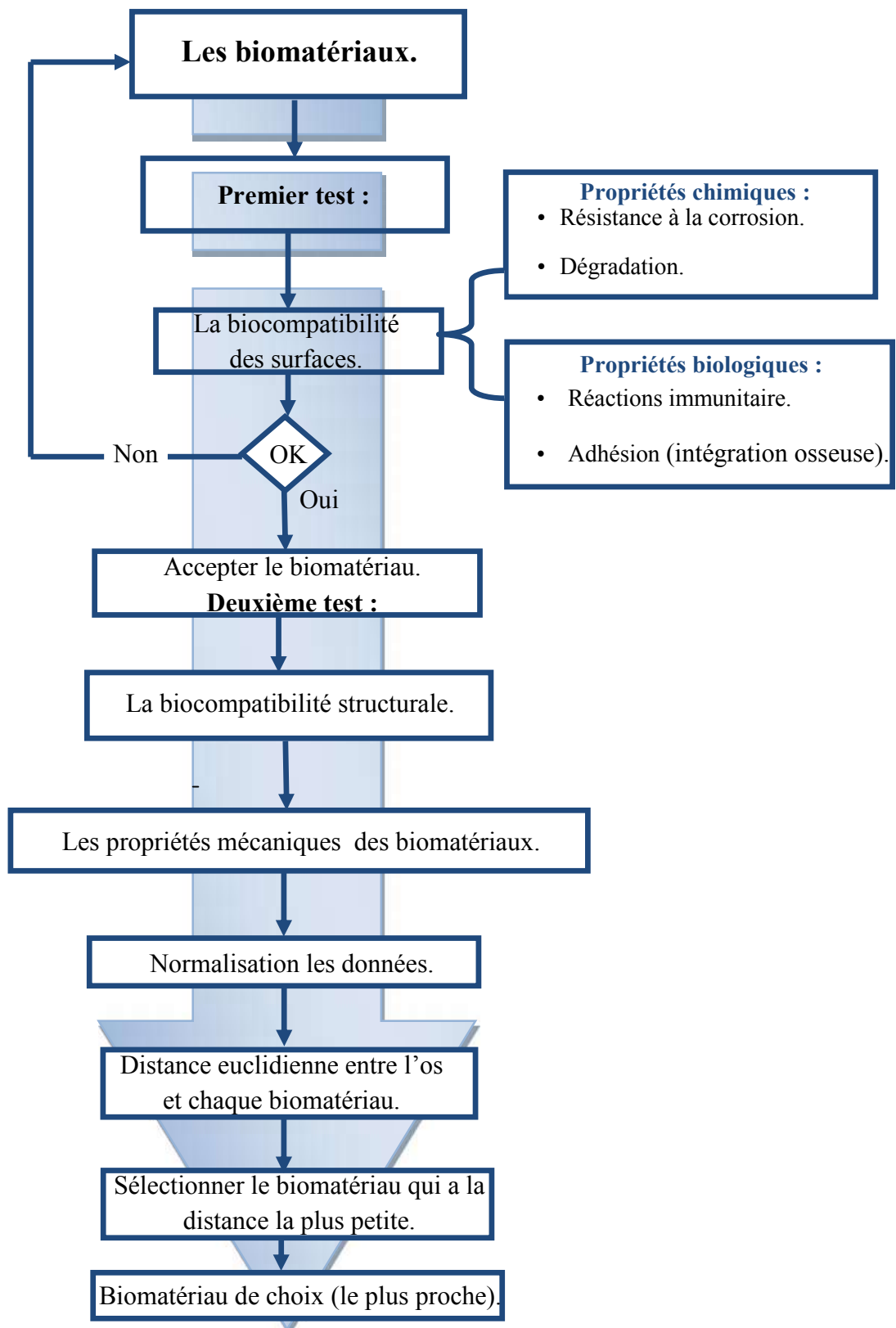


Fig. II.04: Organigramme de choix un biomatériau.

II-4-2 Application de la méthode des K plus proches voisins : (KNN)

La biocompatibilité des surfaces :

La biocompatibilité c'est une condition indispensable pour implanter un biomatériau dans le corps humain (§-II-1).

Cette notion est repose sur les critères suivants : propriétés mécaniques, propriétés chimiques (oxydation, corrosion, dégradation) et propriétés biologiques : bio-adhésion (intégration osseuse), réactions immunitaires (allergiques, toxiques, cancérigènes).

L'étape initiale dans notre travail est de tester la biocompatibilité des surfaces des biomatériaux choisis pour cette étude (Ti; Ti6Al4V; ZrO₂; Al₂O₃).

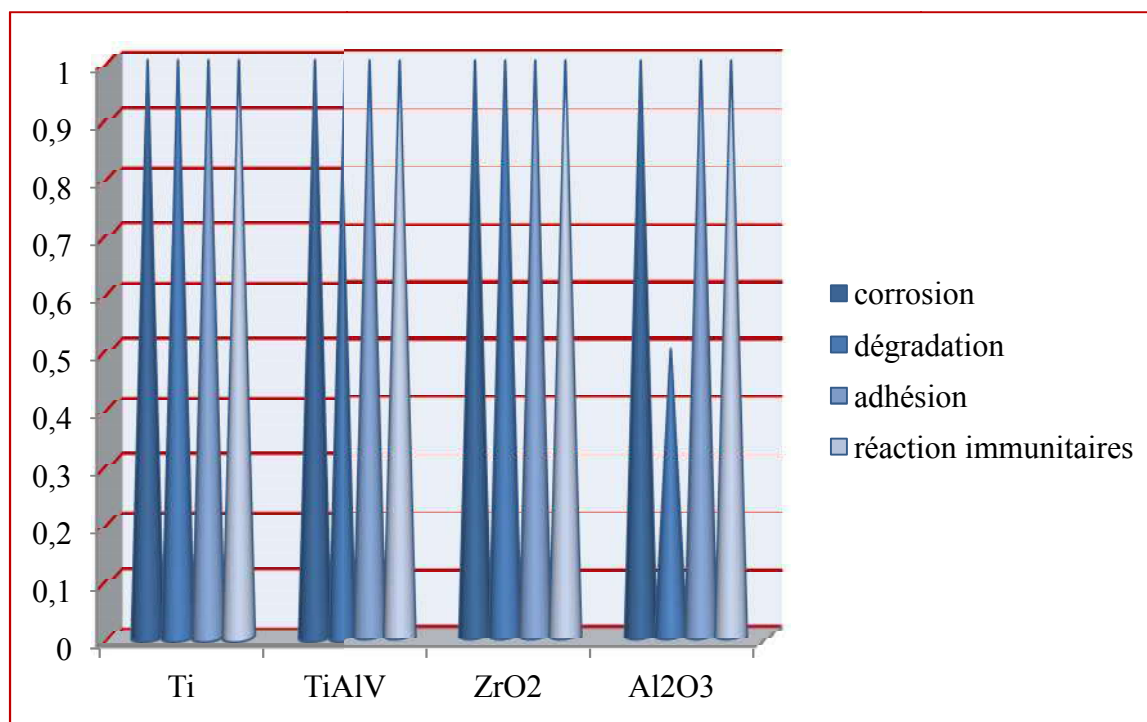
Les critères de la biocompatibilité des surfaces de ces biomatériaux sont présentés dans le tab. II.02.

Tab. II.02: les critères de la biocompatibilité des biomatériaux.

| | | les biomatériaux | Ti | Ti6Al4V | ZrO ₂ | Al ₂ O ₃ |
|---------------------|------------|---|---------------|--------------|------------------|--------------------------------|
| | | les propriétés | [4, 7,20, 21] | [10, 11, 20] | [7, 8, 15, 16] | [11, 15,16] |
| La biocompatibilité | Chimique | Corrosion | ++ | ++ | ++ | ++ |
| | | Dégradation | ++ | ++ | ++ | ± |
| | Biologique | Adhésion (Intégration osseuse) | ++ | ++ | ++ | ++ |
| | | Réactions immunitaires (Allergiques, toxique, cancérigènes) | ++ | ++ | ++ | ++ |

++: Élevée. ± : Moyenne. - : Faible.

Ces critères sont traduits sur le schéma qui suit :



1 : Excellente propriété 0,5 : moyenne propriété 0 : mauvaise propriété.

Fig. II.05 : Les critères de la biocompatibilité en schéma.

Après le test nous excluons le biomatériau qui possède une mauvaise compatibilité des surfaces, et on continue le deuxième test avec les autres biomatériaux.

La biocompatibilité des structurale :

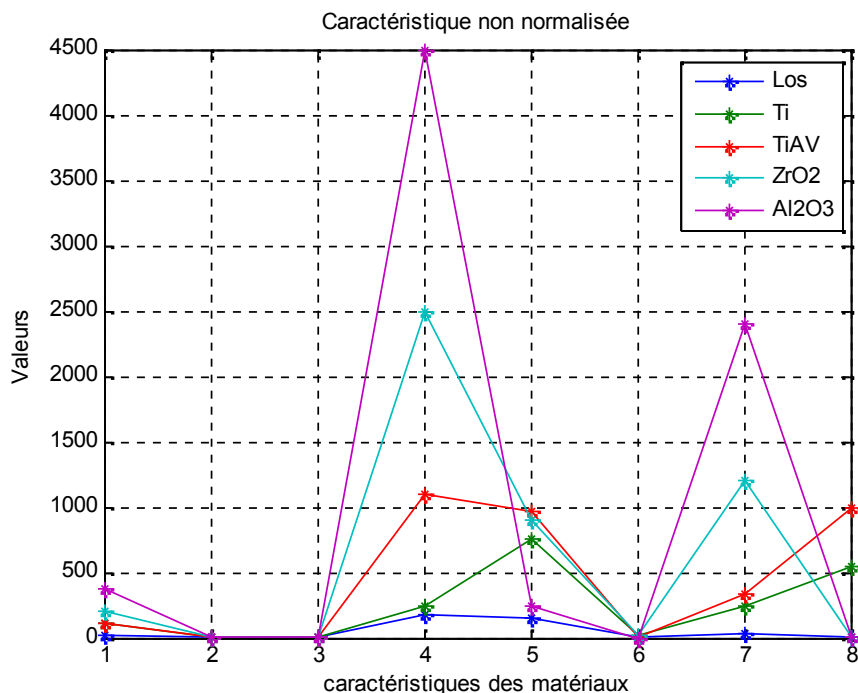
Les biomatériaux servant à remplacer les tissus endommagés doivent avoir des propriétés mécaniques les plus proches possibles de celles des tissus.

Dans le tableau suivant nous avons recueilli les caractéristiques mécaniques des biomatériaux dédiés à l'implantologie et celles de l'os :

Tab. II.03: Les caractéristiques mécaniques des biomatériaux ainsi l'os.

| N° | Propriétés | L'os S/C | Ti | TiAV | ZrO ₂ | Al ₂ O ₃ |
|----|--------------------------------------|----------------|------------------------|----------------|------------------|--------------------------------|
| 01 | Module d'Young (GPa) | 14.7 [45] | 110 [11, 15, 49,51] | 116 [45,51] | 200 [11,53] | 380 [15, 52,65] |
| 02 | ν coefficient poisson | 0.3 [12,49] | 0.3 [49,51] | 0.28 [49] | 0.35 [7] | 0.22 [52,65] |
| 03 | Densité g/cm ⁻³ | 2.3 [11] | 4.5 [7, 22,14] | 4.4 [7,11] | 6.08 [11,52] | 3.98 [7,52] |
| 04 | Résistance en compression (MPa) | 180 [11] | 250 [7] | 1100 [7] | 2500 [16] | 4500 [15] |
| 05 | La résistance à la déformation (MPa) | 156.9 [7] | 760 [15] | 965 [15] | 900 [7] | 250 [7] |
| 06 | A(%) | 1.49 [7] | 15 [22,65] | 10 [22,65] | 15 [7] | 0 [52] |
| 07 | HV | 26.5 [7] | 240 [7] | 330 [7] | 1200 [65] | 2400 [52,65] |
| 08 | Résistance à la rupture (MPa) | 12 [9] | 550 [22,65] | 1000 [22] | 10 [15] | 6 [15] |

Ces caractéristiques sont illustrées dans la figure présentée au dessous.

**Fig. II.06 :** Les caractéristiques mécaniques des biomatériaux.

Dans ce qui suit nous décrivons les étapes que nous avons exécutées pour trouver le biomatériau le plus proche :

L'idée est de calculer la distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau.

La distance euclidienne entre un point $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$ et un point $U(u_1, u_2, \dots, u_n)$ est donnée par [52]:

$$d(X, U) = \sqrt{\sum_i (x_i - u_i)^2} \quad (2)$$

U : propriétés de l'os. X : les propriétés d'un biomatériau

Le biomatériau qui a la distance euclidienne petite c'est le biomatériau que ses propriétés sont proches à celles de l'os :

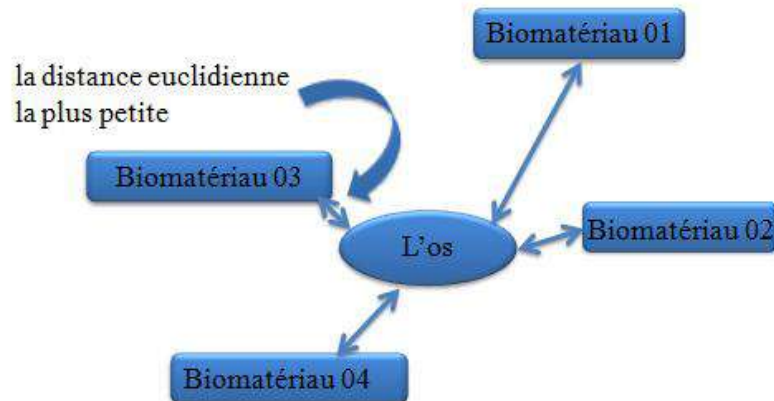


Fig. II.07: Montre la distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau.

On doit normaliser ces caractéristiques avant de calculer la distance euclidienne, pour unifier les valeurs et les unités.

➤ **Normalisation :**

La normalisation est un prétraitement effectué sur tous les caractéristiques. Elle consiste à normaliser chaque propriété à la valeur unitaire.

La normalisation est calculée selon l'équation suivantes :

$$\text{propriété_Normalisée}(i, j) = \frac{\text{propriété}(i, j)}{\max(\text{propriété}(i))} \quad (4)$$

$$i=1, \dots, 8. \quad j= 1, \dots, 5$$

Les résultats obtenus après la normalisation sont montrés dans le tab. II.04. Il est à noter que les valeurs des caractéristiques normalisées varient de 0 à 1.

Tab. II.04 : Les propriétés après la normalisation :

| N° | Propriétés | L'os | Ti | Ti6Al4V | ZrO ₂ | Al ₂ O ₃ |
|----|--------------------------------|-------|-------|---------|------------------|--------------------------------|
| 01 | Module d'Young | 0,039 | 0,289 | 0,305 | 0,526 | 1,000 |
| 02 | ν coefficient poisson | 0,857 | 0,857 | 0,800 | 1,000 | 0,629 |
| 03 | Densité | 0,378 | 0,740 | 0,724 | 1,000 | 0,655 |
| 04 | Résistance en compression | 0,040 | 0,056 | 0,244 | 0,556 | 1,000 |
| 05 | La résistance à la déformation | 0,163 | 0,788 | 1,000 | 0,933 | 0,259 |
| 06 | A | 0,099 | 1,000 | 0,667 | 1,000 | 0,000 |
| 07 | HV | 0,011 | 0,100 | 0,138 | 0,500 | 1,000 |
| 08 | Résistance à la rupture | 0,012 | 0,550 | 1,000 | 0,010 | 0,006 |

La distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau présenté dans le tab suivant :

Tab. II.05: La distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau.

| Les distances euclidiennes | | | |
|----------------------------|---------------|------------------------|--------------------------------------|
| L'os -Ti | L'os -Ti Al V | L'os -ZrO ₂ | L'os -Al ₂ O ₃ |
| 1.3012 | 1.5002 | 1.5981 | 1.7238 |

Les résultats que nous avons acquis en utilisant un programme Matlab R 2006 a.

On observe que les distances euclidiennes entre l'os et les biomatériaux sont très proches, mais la plus petite celle entre l'os -Ti (1.3012), et puis l'os -Ti Al V (1.5002), ensuite l'os -ZrO₂ et l'os -Al₂O₃ (1.5981, 1.7238) successivement.

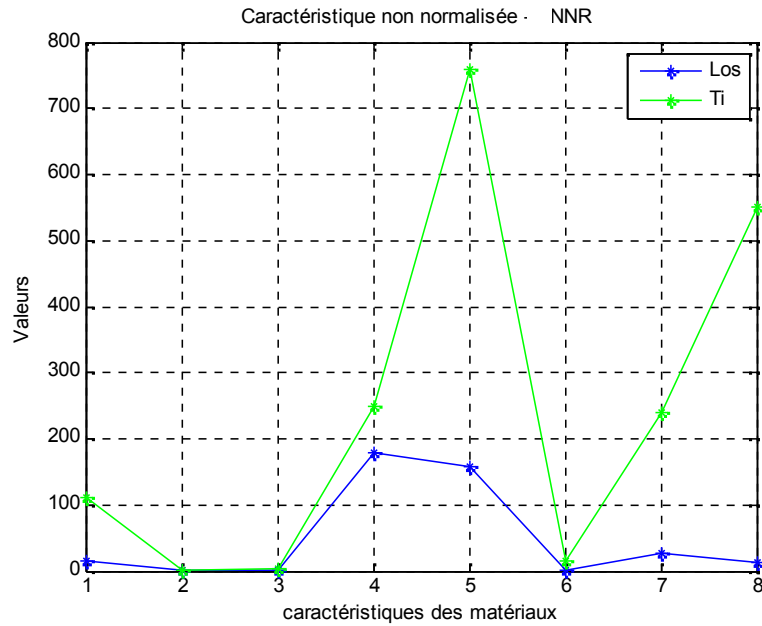


Fig. II.08: Les caractéristiques de l'os et Ti.

Donc le Ti est le biomatériau le plus proche voisin, cela signifie que ces propriétés mécaniques sont très proche à celle de l'os 'biocompatibilité structurale' (Fig. II.08), alors le Ti est le biomatériau de choix l'utilisation de la méthode de KNN. En outre, le Ti est possède excellente critères de biocompatibilité de surface.

En plus, la plus part des implants dentaires disponibles dans le marché sont en Ti [4, 11, 22,27], et en ZrO_2 mais les implants en ZrO_2 moins utilisés en raison de leur cout élevé [65,66], parce que le prix est l'un des facteurs de choix d'un biomatériau pour un implant.

Par exemple en France, l'implant dentaire en titane : de 700 à 1200€, le prix varie de manière importante en fonction de la marque.

Pour des implants dentaires en zirconium les prix sont plus élevés car plus rares, le prix est d'environ 1200€.

- Pilier en titane sur implant dentaire : de 250 à 500€, le prix du pilier varie aussi en fonction de la marque. Pour un pilier en zirconium compter 400€ environ.
- Couronne céramo-métal sur implant dentaire : de 500 à 800€. Pour une couronne dentaire en zirconium les prix est d'environ 800 à 1000€.

Le coût global implant dentaire + pilier + couronne pour remplacer une dent manquante varie entre 1500 et 2500€. Avec une couronne en zircone +300€, avec couronne et pilier en zircone +500€ minimum.

Dans la grande majorité des cas l'implant dentaire et le pilier sont en titane. La zircone est généralement une demande spécifique du patient.

En Hongrie, Maroc, Tunisie, Pologne, Roumanie, Algérie :

Implant dentaire en titane : de 500 à 750€, selon la marque, pour des implants dentaires en zirconium le prix est d'environ 1000€.

- Pilier en titane sur implant dentaire : de 100 à 250€. Pour un pilier en zirconium compter 300€ environ.
- Couronne céramo-métal sur implant dentaire : de 250 à 350€. Pour une couronne dentaire en zirconium les prix est d'environ 400 à 500€.

Le coût global implant dentaire + pilier + couronne pour remplacer une dent manquante varie entre 850 et 1350€. Avec une couronne en zircone +200€, avec couronne et pilier en zircone +400€ minimum [66].

L'utilisation d'implants en oxyde de zirconium est une alternative clinique possible aux implants en titane chez les patients présentant une allergie aux métaux et surtout pour les traitements dans la région visible esthétique [65].

Chapitre III :
Les implants dentaires.

III-1-Introduction:

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).

Quatre catégories d'implants ont été identifiées :

- les implants endo-osseux.
- les implants juxta-osseux ou sous-périostes.
- les implants trans-osseux.
- les implants endodontiques [12].

Dans la plupart des cas, les réhabilitations prothétiques qui font appel aux techniques implantaires utilisent des implants endo-osseux à insertion axiale [12,22].

Les implants varient par leur forme (vis, cylindres, lames), la nature de leur col, l'état de surface (lisse ou rugueux), et par le système de connexion (hexagone, octogone, triangle, etc.).

En plus de cela, il faut considérer les aspects de coût des matériaux, leur disponibilité, et également les possibilités de leur mise en œuvre.

Le choix des implants est fonction du volume osseux disponible, de la qualité osseuse et des impératifs esthétiques et prothétiques [12,44].

III-2- Les sections d'un implant:

La silhouette de l'implant renvoie à sa forme générale, c'est la caractéristique la plus aisément perceptible. La variation des silhouettes disponibles sur le marché démontre l'absence d'une forme idéale. Cela renforce l'idée que chaque silhouette exprime une préférence ou un compromis, elle correspond à un accent mis sur une propriété particulière, par exemple, la forme conique permet d'augmenter la stabilisation primaire, la forme plus cylindrique simplifie la mise en place. Une étude plus approfondie de leurs propriétés permet de définir, pour chacune des silhouettes des indications spécifiques [22].

L'implant est divisé en trois parties : un col, un corps et un apex (fig. III.01) chaque partie possède des spécificités propres et un rôle distinct. Cette séparation en différentes parties permet de simplifier la description d'un implant et de les classer en différentes familles [22].

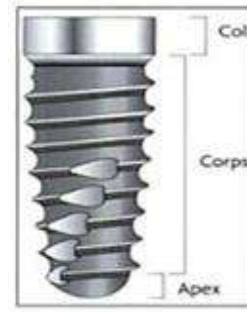


Fig. III.01 : Les parties d'un implant [22].

III-2-1- Le corps de l'implant: C'est la partie la plus étendue de l'implant, entre le col et l'apex. Elle définit la silhouette de l'implant et contient les spires qui en assurent la stabilité primaire [22].

Historiquement, de nombreuses formes d'implants ont existé : paniers, lames, disque, vis pleines ou creuses, cylindriques pleins ou creux. Certaines formes ont aujourd'hui complètement disparu [22, 66,67].

III-2-1 -a- Les implants lames: Ce sont des implants extrêmement fins de 1 à 2 mm d'épaisseur, allongés, surmontés d'un moignon implantaire. Implant dentaire lame est recommandé pour des crêtes fines et de faible hauteur. Il est actuellement disparaît progressivement des cabinets dentaires ; que ce soit pour l'aspect financier, mais surtout par rapport à la difficulté de la pose d'un implant lames, plutôt remplacé par des implants cylindriques vissés qui existent dans une variété importante de tailles et de largeurs (Fig. III.02) [65].

III-2-1-b- Les implants cylindrique: Il s'agit de la forme la plus ancienne, la plus standard et qui offre le recul clinique le plus important. Le corps est parfaitement cylindrique [22,44].

III-2-1-b -1- Les implants cylindriques impactés: Les implants cylindriques impactés (sans spires) (fig. III.02) présentent maintenant un bon recul clinique. Cependant, une résorption circonferentielle sous forme de caractérisation est souvent rapportée, plus particulièrement dans les secteurs postérieurs où les contraintes occlusales sont plus élevées. Elle est due à leur incapacité à répartir convenablement les contraintes dans le tissu osseux [22].

III-2-1-b -2 - Les implants cylindriques vissés:

Les implants vis présentent un corps fileté (fig. III.02) et sont proposés par les fabricants en différentes longueurs et en différents diamètres (correspondant au diamètre externe des spires) [41].

Cette forme autorise une marge de manœuvre appréciable lors du forage ainsi que lors du positionnement de l'implant. Un forage profond ne nuit pas à la stabilité primaire de l'implant car

l'immobilisation du corps implantaire dans l'os se fait par l'intermédiaire de ses spires, elle augmente aussi, la résistance aux forces de cisaillements et la distribution des forces dans le tissu osseux [37,67]. La position de l'implant dans son alvéole est aisément modulable [22].

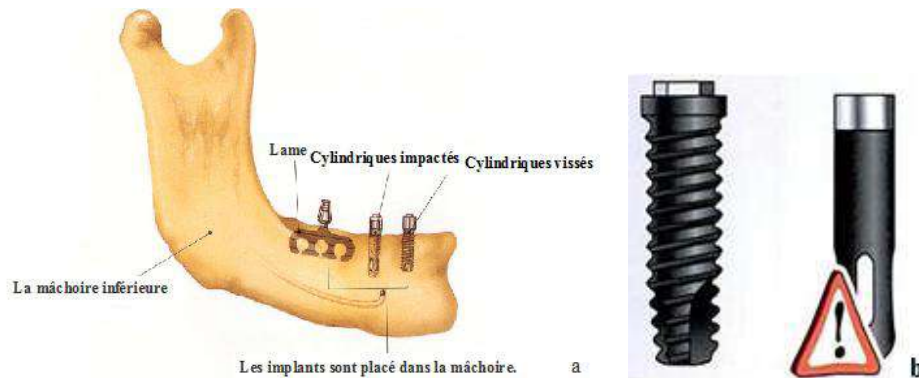


Fig. III.02 : Les implants : lame et cylindrique.

a : Implants endo-osseux [24]. b : implant cylindrique fileté et compact [22].

Ces implants peuvent avoir soit un diamètre cervical identique au corps de l'implant – par exemple, Nobel Biocare Narrow Platform[®], Nobel Biocare MK3[®] (Standard 3.75/4.1), Replace Straight[®], Screw-Vent[®], etc, soit un évasement cervical- 3i Miniplant[®], et MK4[®], 3i Standard[®] et XP[®], Astra[®] (fig. III.03) [44].

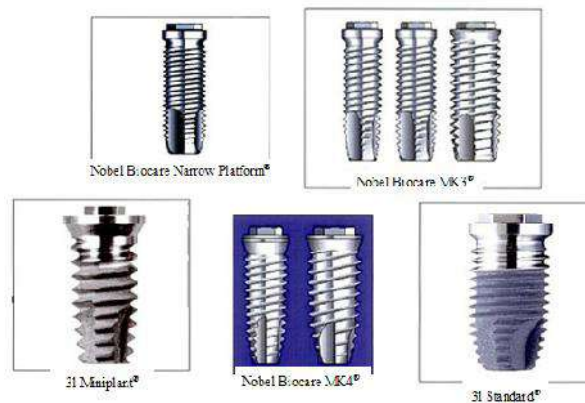


Fig. III.03 : Les implants cylindriques vissés [44].

Le choix de la forme de l'implant vis standard avec un plateau cervical évasé est privilégié car elle améliore la stabilité primaire de l'implant dans le cas d'os peu dense ou d'extraction-implantation immédiate.

Certains implants (3i XP[®] par exemple) présentent un évasement cervical plus important et sont particulièrement indiqués pour les réhabilitations molaires, dans les cas où le volume osseux

cristal ne permet pas la mise en place d'un implant de large diamètre, car ils améliorent la fonction et l'esthétique [22].

III-2-1-c- Les implants à gradins « anatomiques »:

Chronologiquement, l'implant à gradins apparaît en même temps que l'implant cylindrique (Schulte et al. 1976). Il se présente sous la forme d'une succession de parties coniques de diamètres décroissants (ont un diamètre qui diminue du col vers l'apex) (fig. III.04-a). Cette forme est une des plus anciennes pour les implants en céramique [22].

Cette forme est encore actuellement retenue car elle s'apparente à la forme d'une racine naturelle, elle permet de s'adapter à certaines situations d'extraction- implantation immédiate ou en présence de concavité vestibulaire, de convergence radiculaire ou d'obstacles anatomiques (sinus maxillaire, foramen mentonnier, canal mandibulaire). Dans ces cas où le volume osseux apical est restreint, l'utilisation de tels implants permet souvent d'éviter de poser des implants courts ou d'avoir recours à des techniques d'augmentation du volume osseux, et ceci sans compromis par rapport aux impératifs esthétiques et prothétiques [44].

III-2-1-d- Les implants coniques:

Le diamètre du corps implant a une forme conique est décroissant dans le sens corono-apical, la conicité est plus ou moins prononcée, sans présenter de rupture géométrique (Fig. III.04-b).



Fig. III.04 : les implant : à grandir et coniques [22].

a : corps à grandir. b : corps conique.

Cette anatomie présente à la fois des avantages et des inconvénients, le premier avantage est lié au volume de l'implant. En effet un volume conique s'inscrit plus aisément dans une crête concave ou entre deux racines convergentes.

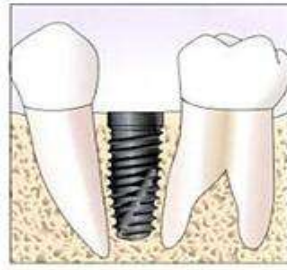


Fig. III.05: Schéma de l'indication des implants coniques : lorsque la distance interradiculaire entre dents adjacentes est réduite. exemple d'un site mandibulaire entre prémolaire et molaire [22].

Le second avantage est mécanique, l'implant à conicité apicale permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, il est particulièrement indiqué dans les cas d'extraction – implantation immédiate. L'implant à conicité coronaire est plutôt indiqué dans un os peu corticalisé, dans une situation où l'optimisation de la stabilité primaire est recherchée.

L'inconvénient principal de cette forme est lié à la précision que l'implant requiert lors de son placement. Il est en effet nécessaire d'anticiper précisément le niveau final du col implantaire dès le passage du dernier foret qui crée l'enveloppe déterminée à recevoir l'implant.

Contrairement à l'implant cylindrique, la tolérance à l'erreur lors du placement est faible. L'implant cylindrique peut être positionné plus corolairement ou plus apicalement sans nuire à la stabilité primaire, il suffit de visser plus ou moins complètement dans la logette forée. Avec l'implant conique, un positionnement plus coronaire c'est-à-dire un vissage incomplet, ne lui donne pas toute sa stabilité primaire. Un vissage au-delà de l'enveloppe peut exercer des contraintes radiales en compression très importantes, susceptibles d'induire une lyse osseuse [22].

III-2-2- Le col :

C'est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier (Fig. III.06).

Souvent, son aspect diffère du reste de l'implant, il peut atteindre jusqu'à quelques millimètres de hauteur, dans sa position habituelle, c'est-à-dire quand l'implant n'est pas excessivement enfoui, cette portion est au contact des tissus mous (la gencive) ainsi que des tissus durs (la crête osseuse) [22].

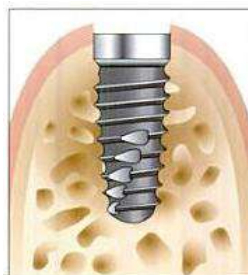


Fig. III.06 : Positionnement du col et rapport avec les tissus adjacents [22].

III-2-2-a- Col droit : [22]

Il s'agit de la forme du col implantaire des premiers implants vis décrits par Brånemark (Brånemark et al. 1977 et 1988). La hauteur du col varie entre 0.75 et 1.5 mm selon les fabricants (Fig. III.07).

L'avantage de cette forme est la simplicité : elle peut être considérée comme une forme de référence. Les autres formes de col apparaissent comme plus complexes, cependant, elles apportent souvent des avantages indéniables.

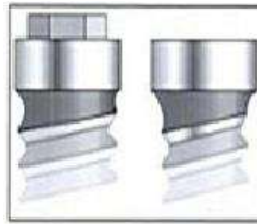


Fig. III.07: Col droit standard [22].

à gauche : la connexion est externe, à droite : elle est interne.

III-2-2 -b- Col évasé : [22,44]

Un col évasé correspond à une augmentation du diamètre de l'implant à ce niveau par rapport au corps (Fig. III.08).

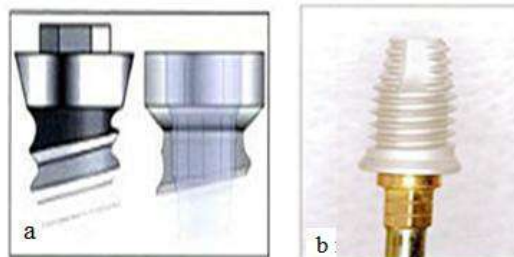


Fig. III.08 : Le col évasé :

a : le col de l'implant de gauche est évasé. Celui de droite est large [22].

b : implant de 10mm à col évasé permettant une meilleure stabilité primaire [37].

Seul le col diffère par son évasement, ce qui permet d'obtenir :

-Une base prothétique plus large (fig. III.09), cette base répond aux impératifs prothétiques des dents larges (molaires). Elle autorise une implantation dans un site non compatible avec l'insertion d'un implant de large diamètre, par exemple site molaire en présence d'une crête mince ou d'un site osseux présentant des concavités⁽⁴⁾, ou à proximité d'une racine.

-Une meilleure stabilité primaire, particulièrement indiquée dans un os de faible densité ou lors d'une mise en charge immédiate.

(4) cette situation est souvent rencontrée au niveau des incisives centrales et des canines, dents qui nécessitent l'utilisation d'une base prothétiques de 5 mm de diamètre.

-Un ancrage cortical plus large particulièrement indiquée lors d'un protocole d'extraction-implantation immédiate. Un col large ferme le site d'extraction, il permet un ancrage dans une zone où l'os n'est pas délabré par l'extraction.

-Une amélioration des propriétés mécaniques par l'augmentation de la surface de contact entre le pilier prothétique et le col implantaire. Ceci diminue les risques de dévissage [22,44].

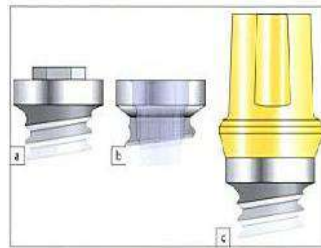


Fig. III.09 : Col XP est large que le corps de l'implant. L'assise prothétique couvre une surface plus large [22]: a : col XP avec une connexion externe, b : col XP avec connexion interne, c : large assise prothétique du col XP.

III-2-2 -c - Col présentant des micro spires :

Au lieu d'être plan, le col présente des micro spires (fig. III.10). Leur diamètre extérieur et leur pas de vis sont variables selon les fabricants. Elles semblent participer à une meilleure rétention de l'os cristallin et ce dernier reste plus proche du niveau cristallin de la pose. La raison n'en est pas encore déterminée avec certitude. Selon la théorie biomécanique, les micro spires permettent probablement une meilleure répartition des contraintes au niveau de la crête osseuse, Elles semblent être capables de préserver la crête d'une lyse osseuse qui prend place durant les premiers mois de mise en fonction [22].



Fig. III.10 : Col à micro spires « implants Nobel Bio care » [68].

III-2-2 -d- Col transgingival (pour implants dits en un temps) :

Le col transgingival (fig. III.11) se trouve en position juxta gingivale lors de la pose de l'implant. La jonction pilier-implant n'est plus à proximité de la crête osseuse mais près de l'émergence gingivale.

Ce type de col modifie radicalement la manière de gérer les différentes étapes implantaires. La chirurgie est dite en un seul temps au lieu de deux [22,43].

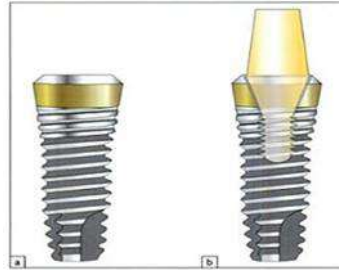


Fig. III.11: Col transgingival [22].

a : le col s'épanouit au-delà de la gencive. b : la jonction pilier-implant ne se fait pas près de la crête osseuse mais près de l'émergence gingivale.

III-2-3- L'apex :

L'apex est la partie terminale de l'implant, elle prolonge et termine le corps. Cette partie peut être soit active (sécante) soit passive (arrondie) [22].

III-2-3-a- Apex arrondi :

La géométrie de l'apex est arrondie, sans aspérité (fig.III.12 a). Son manque d'agressivité ne permet pas de progression dans la logette de l'implant en fin de course. Elle est souvent associée à son caractère non auto taraudant. Un apex arrondi est particulièrement indiqué lorsque la partie apicale de l'implant est amenée au contact d'une structure fragile telle que la membrane sinusienne [22].

III-2-3-b- Apex travaillant :

L'apex travaillant est sécante (fig. III.12 .b). Il génère le pas de vis et permet de tarauder le logement implantaire au moment de la pose de l'implant. Si la logette est trop petite pour recevoir l'implant. Il est encore possible de progresser apicalement jusqu'à son assise complète [22].



Fig. III.12: Les différents types d'apex [22].
a : arrondi b : sécante.

III-2-4- Spires :

Les spires constituent une partie importante du corps implantaire. Elles se prolongent en général au niveau de l'apex selon un pas de vis identique ou non. Elles participent à la stabilité primaire de l'implant, obtenue par la pression qui s'exerce entre elles et l'os. Leur forme dicte le mode d'insertion, auto taraudant ou non. Celle qui ont subi un sablage au cours du traitement de surface s'arrondissent et perdent leur tranchant. Le filetage est le plus souvent simple. Certains fabricants ont introduit un filetage double ou triple afin de diminuer le temps d'insertion dans la logette osseuse, en plus d'assurer une stabilité primaire.

Les implants vis répartissent mieux les contraintes dans l'os lors de la mise en fonction que les implants cylindriques [22].

III-2-4-1- La géométrie des vis :

La géométrie des vis peut grandement varier :

- Dans la forme, symétrique ou asymétrique (Fig. III.13).
- Dans la taille, plus ou moins large par rapport au diamètre intérieur, variant entre 0.3 à 0.5 mm ou même davantage en se rapprochant de l'apex (Fig. III.14).

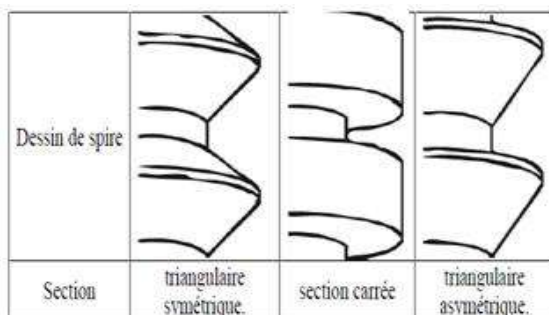


Fig. III.13: Les spires les plus couramment rencontrées en implantologie [67] .



Fig. III.14 : Largeur des spires [22] .
a : parallèles constantes . b : spires à largeur variable.

L'asymétrie du filet permet aux forces masticatoires de se répartir de façon homogène sur ses faces inférieures tandis que les forces s'exerçant sur ses faces supérieures s'opposent aux micro-mouvements de l'implant (Fig. III.15).

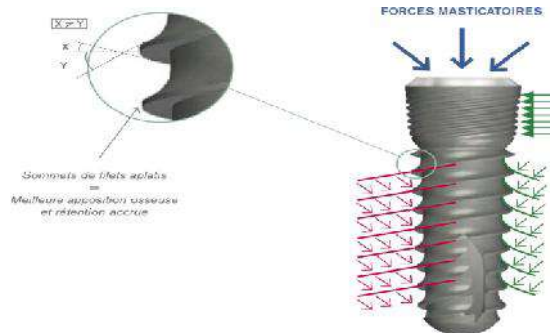


Fig. III.15 : Filet asymétrique [69] .

III-2-4-2- Pas de vis :

Il n'y a pas de consensus à propos de la distance optimale du pas de vis. Au niveau du corps de l'implant, il varie entre 0.6 et 1.25 mm (fig. III.16). Au niveau du microfilage du col, il est de 0.2 ou 0.3 mm. Certains implants adoptent un pas de vis différent selon la qualité osseuse du site implantaire. Il s'élargit au fur et à mesure que la densité osseuse diminue (Misch et al., 1999).

Plus le pas de vis est réduit, plus le temps nécessaire au vissage de l'implant augmente (Davaranah et al., 2005). Pour diminuer cette étape, les implants présentent parfois un doublement ou un triplement des spires parallèles [22,44].

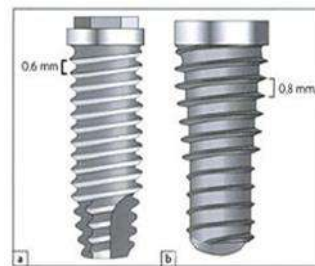


Fig. III.16 : Largeur du pas de vis [22]:
a: pas de 0.6mm. b: pas de 0.8mm.

III-2-4-3- Double filet :

Le double filet permet de limiter l'échauffement de l'os en s'insérant suivant deux sillons parallèles (chaque parcelle osseuse n'est parcourue que par l'un des deux sillons, le traumatisme lié au frottement est diminué de moitié) (Fig. III.17) [69].



Fig. III.17: Implant ‘Naturel’ double filet [69] .

III-2-5-Système de connexion prothétique: [22,44]

Tous les systèmes implantaires à deux étages utilisent un type de connexion usiné.

C’est un emboîtement, entre une pièce mâle et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique au corps implantaire endo-osseux. Il doit permettre d’assurer les propriétés anti-rotationnelles nécessaires à la réalisation des prothèses et la stabilisation des différentes pièces prothétiques dont la fixation est réalisée par vissage grâce à un filetage interne présent sur tous les implants.

La connexion est dite externe ou interne : Quand la pièce femelle se situe au niveau du pilier prothétique, la connexion est dite externe. Quand elle se situe au niveau de l’implant, **la connexion est dite interne.**

Type de connexion :

Il existe différents types de connexions implantaire qui permettent de connecter le pilier intermédiaire au corps de l’implant, par exemple : hexagone, triangle à cannelures, octogone ou cône morse (Fig. III.18).

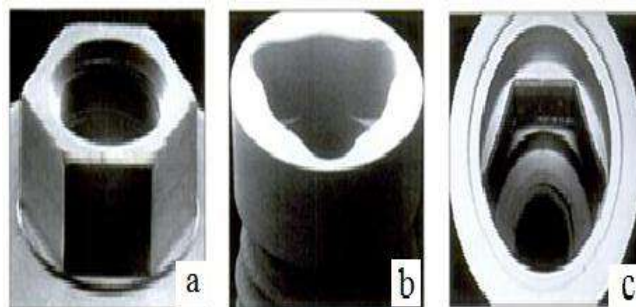


Fig. III.18 : Quelque type de connexion. [44]

a : hexagone externe ‘ Noble biocare.3I , b : connexion interne type triangle à cannelure ‘Replace select’,
c : hexagone interne ‘Friadent’.

III-2-5-1 Connexion externe hexagonale :

La connexion externe hexagonale est très répandue. Historiquement, la connexion externe la plus ancienne. La surface prothétique de l'implant possède une forme de plateau surmonté en son centre d'un hexagone (Fig. III.19), et associé à un pas de vis central. Le pilier est emboîté sur l'hexagone, il est vissé à l'aide d'une vis en or ou en titane.

Pour les implants de gros diamètre, l'hexagone est soit plus large, soit compatible avec le diamètre standard. Dans le premier cas, la vis qui relie les deux étages est aussi plus large [22].

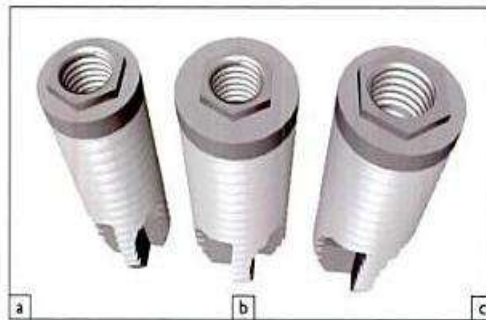


Fig. III.19 : implants de connexion hexagonale externe avec différent diamètres [22].

III-2-5-2 Connexion interne : [22.44]

La connexion interne n'a pas pu être envisagée au tout début de l'implantologie car l'épaisseur des murs qu'elle laissait subsister (0.5 mm) dans le corps de l'implant était trop faible. Elle était incompatible avec les propriétés mécaniques du titane de grade 1 ou 2 alors employé. Elle a pu se propager lorsque d'autres matériaux tels que le titane de grade 4 ou de grade 5 (alliage) ont été mis en œuvre. Aujourd'hui, elle prend le pas sur la connexion externe.

Ce type de connexion présente les avantages suivants :

- Meilleure résistance aux forces latérales de flexion.
- Meilleure engagement anti rotationnelle.
- Protection de la vis de fixation des forces de flexion.
- Diminution des micromouvements entre pilier et implants sous l'effet des forces de flexion.
- Augmentation de l'herméticité antibactérienne par rapport à la connexion de l'hexagone externe.

Divers type de connexions interne existent :

III-2-5-2-a- Cône morse :

Il ressemble au système liant le col et le bouchon d'une carafe, associé à un pas de vis [22,44], il s'agit d'un assemblage très robuste mais qui ne donne pas de repère de positionnement. Ce mode d'assemblage est utilisé par l'école suisse pour ses implants transgingivaux.

III-2-5-2- a-1- Cône morse pur :

Dans sa version initiale, Il s'agit d'un assemblage très robuste (Norton, 1997) : cependant, il ne donne pas de repère de positionnement du pilier (Fig. III.20.a).

III-2-5-2-a-2- Cône modifié anti rotationnel :

Pour résoudre le problème de positionnement, un système intermédiaire associant cône morse et polygone (Fig. III.20. b), pour le repérage (localisation) du positionnement est apparu. Il autorise un repérage précis du positionnement du pilier sur l'implant.

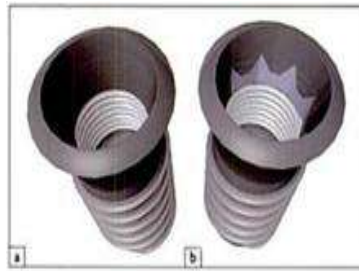


Fig. III.20 : Connexion interne en cône morse [22].
a : connexion en morse pure. b : connexion en morse anti rotationnel.

III-2-5-2-b- Hexagone interne :

Ce type est plus simple que l'hexagone externe et facilite la manipulation prothétique. (Fig. III.21.a). L'intégration de cette géométrie hexagonale à l'intérieur de l'implant fragilise le col. Des fractures limitées au col implantaire ont été observées quand les implants étaient en titane commercialement pur. Cependant, l'introduction des alliages de titane aux propriétés mécaniques plus élevées a permis d'évacuer cette difficulté [22].

III-2-5-2-c- Polygone interne :

Le polygone interne (Fig. III. 21.b) est une évolution de l'hexagone interne. Il permet d'augmenter le nombre des positionnements des piliers selon un pas de 15° au lieu de 30°. Un clic audible et tactile peut être adjoint pour mieux se rendre compte de l'assise correcte et complète de la pièce prothétique.



Fig.III.21 : Connexion interne.

a : connexion hexagonale [69], b : connexion polygonale avec clic audible [22].

III-2-5-2 -d- Formes variées :

D'autres formes ont vu le jour afin de tenter de se démarquer dans un but commercial. Elles sont montrées à titre d'exemple (Fig. III.22). Elles ne présentent pas d'avantages avérés [22].



Fig. III.22 : Connexion internes de formes variées.

a : connexion 3 lobes [69]. b : connexion avec 3 lobules. « implants Nobel Biocare » [22].

III-3- Sélection du diamètre implantaire :

De nombreuses formes et de nombreux diamètres implantaires sont à la disposition de l'équipe traitante. Il faut donc savoir effectuer les choix les plus judicieux pour répondre à la demande fonctionnelle et esthétique du patient.

❖ Critères de sélection du diamètre d'un implant :

La sélection du diamètre du corps de l'implant ainsi que celui de son col dépend des impératifs chirurgicaux et prothétiques. Au niveau chirurgical, l'utilisation optimale du volume osseux disponible et la stabilisation primaire de l'implant sont impératives. Au niveau prothétique, un profil d'émergence adapté à la future couronne prothétique et une réparation adéquate des forces sont à recherche [22].

Il existe trois catégories de diamètres implantaire :

III-3-1-Les implants de diamètre réduit (petit) : inférieur au standard et avoisinant 3.3 mm (de 3.25 à 3.5 mm), L'implant de petit diamètre est indiqué dans des situations cliniques déterminées :

- Diamètre prothétique cervical limité. (petite dent : incisive mandibulaire ou incisive latérale maxillaire) (Tab.III.01) [16,46].
- Espace osseux inter radiculaire réduit. (Fig. III.23)
- Crête alvéolaire mince [22].



Fig. III.23 : Traitement implantaire de l'édentement partiel incisif mandibulaire à l'aide de 2 implants de diamètre réduit [22].

a : 2 implants sont placés dans l'espace édenté, b : situation clinique finale. c : radiographie des 2 implants.

III-3-2-Les implants de gros diamètre : supérieur au standard, variant de 5 à 7 mm. L'implant de gros diamètre a été mis au point pour répondre à des situations osseuses et prothétiques particulières :

-Le remplacement d'une dent de large diamètre (les secteurs molaires) (Tab. III.01), l'implant large peut avantageusement supporter une incisive centrale maxillaire globuleuse.les considérations ne sont plus mécaniques mais esthétiques (Fig. III.24), l'implant de large diamètre permet de mieux ajuster le profil d'émergence.



Fig. III.24: Indication d'un implant de large diamètre pour restauration une incisive centrale maxillaire et assise prothétique des implants de 5.00mm de diamètre. Le diamètre large au col permet un profil d'émergence plus harmonieux [22].

-La dépose et repose immédiate d'un implant sur le même site : la gestion d'un échec implantaire. Qu'il s'agisse d'un échec de l'ostéo-intégration, ou de la dépose d'un implant ostéo-intégré à la suite d'une perte osseuse importante ou d'une fracture (Fig. III.25). Peut se faire à l'aide d'un implant de plus gros diamètre que celui de l'implant initialement utilisé.

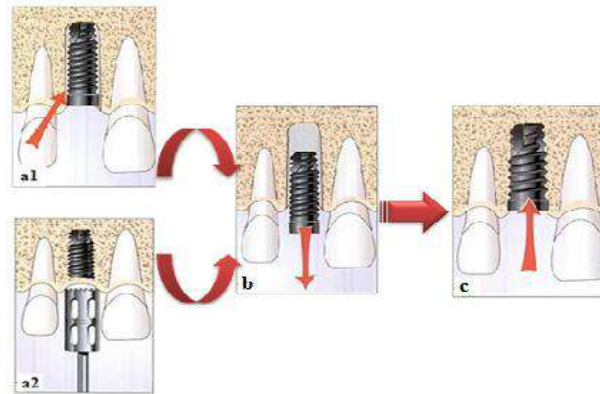


Fig. III.25 : La dépose et repose immédiate d'un implant sur le même site [22] :

a : implant nécessite la dépose. (a1 : échec de l'ostéo-intégration a2 : échec secondaire (fracture par exp)). b : dépose d'un implant. c : pose un implant de plus gros diamètre au même site.

-Implantation immédiate après extraction [22,43] : la mise en place immédiate d'un implant large (de 5 ou 6 mm) après extraction a été proposée au début des années 1990 (lazzara1994), l'implant s'appelle alors un implant immédiat. L'alvéole est souvent plus large que l'implant standard et une stabilisation primaire ne peut être obtenue avec cet implant. Le volume alvéolaire est mieux comblé à l'aide d'un implant de diamètre plus large (Fig. III.26) [22].

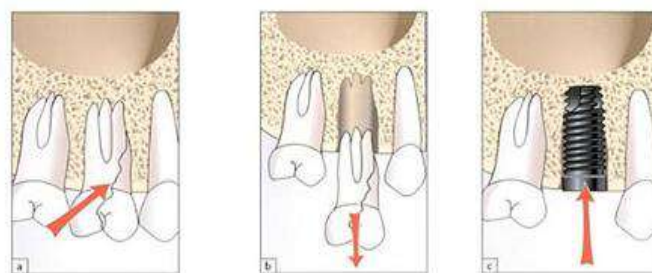


Fig. III.26: Implantation immédiat après extraction [22].

a : une molaire doit être extraire par suit d'une fracture, d'origine endodontique par exemple. b : la dent est extraire. Un implant standard ne permet pas d'obtenir une stabilité primaire suffisante, c : pose d'un implant de plus gros diamètre.

- La qualité osseuse insuffisante : Se type d'implant peut être envisagée dans un site de faible qualité, ou l'épaisseur de la crête alvéolaire est supérieure ou égale à 8mm (Davarpanah et al 2001) [22] .
- la hauteur osseuse insuffisante : lors de l'utilisation des implants à surface usinée, une hauteur insuffisante était compensée par une augmentation en largeur. Cependant, avec l'avènement des implants à surface rugueuse, cette stratégie est devenue obsolète car des implants courts peuvent être posés avec un succès similaire aux implants plus longs.

- Les sollicitations biomécaniques interviennent aussi dans le choix du diamètre implantaire. Il s'agit respectivement du diamètre de l'implant et du bras de levier de la couronne par rapport au diamètre choisi.

Les forces masticatoires exercées au niveau des secteurs postérieurs sont plus élevées, une couronne large (de molaire) exerce un moment de flexion élevé sur l'implant, qui peut mener à la fracture de l'implant standard, dans ces circonstances, un implant au diamètre large est plus approprié. (Fig. III.27) [22].



Fig. III.27 : Moments exercés par une couronne molaire sur des implants de diamètres différents, la distance A est supérieure à B. Le moment exercé sur l'implant de diamètre standard est supérieur, un risque de fracture n'est, de ce fait, pas à écarter [22].

En résumé, les avantages biomécaniques sont :

- *une meilleure stabilité primaire de l'implant.
- * une meilleure répartition biomécanique des forces occlusales.
- * une meilleure stabilité prothétique (assise implantaire).
- *une diminution du risque de dévissage et de fracture des vis de piliers.
- *La disparition du risque de fracture implantaire [22,43].

III-3-3-Les implants de diamètre standard : avoisinant 4 mm (de 3,75 à 4,5 mm) [22], est utilisé pour les autres types de dents [43].

Le risque biomécanique des implants diminue avec l'augmentation du diamètre implantaire. Les implants de diamètre standard ont une résistance à la fracture inférieure à celle des implants de gros diamètres (Fig. III.28) [22].

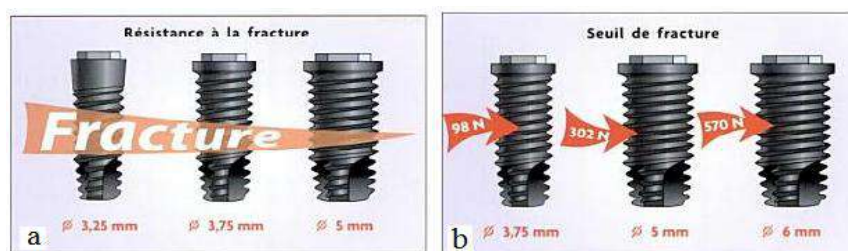


Fig. III.28: Risque biomécanique des implants en fonction du diamètre implantaire [22].

a : le risque diminue considérablement en augmentant le diamètre de l'implant.

b : Résistance mécanique des implants en fonction du diamètre implantaire.

La figure suivante représente les différents diamètres (réduit, standard et gros) des implants et leurs sites d'utilisation.

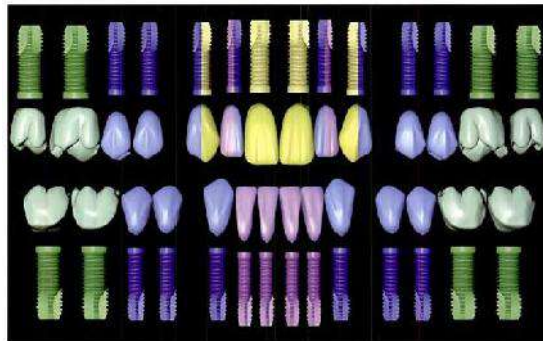


Fig. III.29: Diamètres des implants à utiliser en fonction de la dent à restaurer.

En violet les implants de diamètre réduit, en bleu les implants de diamètre standard, en jaune les diamètres de 5mm et en vert les gros diamètres de 6mm [22].

Le tableau III.01 montre la diversité des implants qu'il est possible de trouver sur le marché.

Tab. III.01: Diamètres implantaires de différents systèmes existant sur le marché [22].

| Système | Implant standard | | Implant petit | | Implant gros | |
|---------------|------------------|----------|---------------|----------|--------------|----------|
| | Corps (mm) | Col (mm) | Corps (mm) | Col (mm) | Corps (mm) | Col (mm) |
| Friadent Xive | 3.95 | 3.80 | 3.15 | 3.00 | 4.65 | 4.50 |
| | - | - | 3.55 | 3.40 | 5.65 | 5.50 |
| Nobel Biocare | 3.75 | 4.10 | 3.30 | 3.50 | 5.00 | 5.10 |
| | 4.00 | 4.10 | - | - | 5.50 | 5.10 |
| Astra | 4.00 | 4.00 | 3.50 | 3.50 | 5.00 | 5.00 |
| | 4.00 | 5.00 | 3.50 | 4.50 | - | - |
| Straumann | 4.10 | 4.80 | 3.30 | 3.30 | 4.80 | 6.50 |
| | - | - | 3.30 | 4.80 | 4.80 | 4.80 |
| 3i | - | - | - | - | - | - |
| Cylindrique | 3.75 | 4.10 | 3.25 | 3.40 | 5.00 | 5.00 |
| | 4.00 | 4.10 | - | - | 6.00 | 6.00 |
| Nt | 4.00 | 4.10 | 3.25 | 3.40 | 5.00 | 5.00 |
| | - | - | - | - | 6.00 | 6.00 |

Les indications des différents diamètres implantaires sont envisagées ici pour les implants en général, de forme cylindrique ou conique.

III-4- Etat de surface d'un implant :

L'état de surface correspond aux caractéristiques physico-chimiques et de la micromorphologie de la surface de titane (Tant que les implants fabriqués en titane).

Sur le plan microscopique, l'état de surface détermine la possibilité pour le sang de recouvrir le matériau, induisant une cicatrisation rapide et une ostéo-intégration (Busing et coll. 1983), l'ostéo-

intégration n'est pas seulement un contact direct entre l'os et l'implant, mais une réaction biochimique entre l'os et l'oxyde de titane (matériaux), créant une liaison difficile à détruire.

Deux types de topographies de surface peuvent caractériser un matériau : lisse ou rugueuse. Les implants dentaires en titane peuvent présenter une surface en totalité usinée, une surface en totalité rugueuse ou une surface mixte (en partie usinée et une partie rugueuse) [22,56].

III-4-1-Etat de surface usinée :

La surface du titane sans traitement particulier est fréquemment associée à une surface lisse (Fig. III.30.a.b). D'après van Steen-Berghe (2006). Une surface implantaire parfaitement lisse n'entraîne pas l'obtention de l'ostéo-intégration (Wennerberg et al.1995).

La topographie typique d'un implant usiné donnée par la mesure du paramètre Ra varie entre $0.53\mu\text{m}$ (Aennerberg et al. 1993) et $0.84\mu\text{m}$ (Wennerberg et Alberktsson.2000), en dépendant des conditions d'usinage et de la dureté du titane. Le paramètre Ra correspond à l'écart moyen entre la ligne neutre et le profil de la surface.

Dans les années 1980et 1990 la surface usinée a été la plus utilisée en clinique implantaire. De très bons résultats ont été obtenus en présence de conditions osseuses favorables.

Cependant, un taux d'échecs supérieur est rapporté en présence d'un os de faible densité (jaffin et berman, 1991 : johns et al. 1992) [56].

III-4-2-Etat de surface rugueuse : [56]

La rugosité de surface des implants aura des conséquences différentes selon la dimension géométrique impliquée. Une surface rugueuse ou poreuse peut être avantageuse car, d'un point de vue mécanique. Elle permet la bonne répartition des forces.

Une surface présentant une microtopographie rugueuse permet une excellente dispersion du sang (mouillabilité de la surface) lors de la mise en place de l'implant. Park et davies (2000) montrent une interaction des globules rouges et des plaquettes plus élevée sur une surface modifiée que sur une surface usinée.

Dans un deuxième temps, la minéralisation de la matrice osseuse permet d'accroître le pourcentage de contact os-implant (Davies, 1998, Predecki et al. 1972.), observent une croissance osseuse rapide et une bonne adhérence mécanique sur un état de surface implantaire rugueux.

Plusieurs équipes ont mis en évidence une adhérence des ostéoblastes plus importante sur des surfaces rugueuses. (Buser et al. 1991 ; Keller et al 1994 1994 ; Larsson et al.1996 ; Mustafa et al.1998 ; Wennerberg et al.1998),pour un état de surface rugueux augmente considérablement la surface implant

aire et en conséquence le pourcentage de contact os –implant, (Brunette 1988) trouve une interaction cellulaire accrue en présence d'une surface implantaire modifiée, (Bowers et al.1992) confirment, dans une étude histologique, une augmentation importante de l'attachement des cellules osseuses sur une surface rugueuse. Davies en (1998) montre également une augmentation statistiquement très significative du pourcentage d'ostéo- intégration sur une surface traitée à l'acide (HCl/H₂SO₄) par rapport au même implant à surface lisse. Cette qualité de l'ostéo- intégration est expliquée par la topographie de la surface du titane.

Différents traitements de surface qui ont été mis au point et proposés au cours des 15 dernières années, ont présenté des bons résultats cliniques (Iazzara et al. 1999 : Trisi et al. 2003b : shibli et al. 2007).

Aucun consensus ou colloque scientifique international n'a donné les caractéristiques micrométriques idéales d'une surface rugueuse. Cependant, la plupart des études clinique utilisent un état de surface modifié.

La topographie du titane peut être modifiée soit par des moyens additifs, soit par des moyens soustractifs.

III-4-2-a- Moyens additifs :

Les procédures additives modifient la surface d'un matériau pour que puisse être ajouté un élément ou revêtement de surface.il existe plusieurs techniques pour obtenir ce revêtement : dépôt électrolytique, dépôt par électrophorèse, par déplacement chimique, par placage, par soudure, par projection, ...ect (Fig. III.30).

La technique la plus utilisée sur le titane des implants dentaires est le dépôt par projection de plasma. Le titane et l'hydroxyapatite sont les matériaux de revêtement les plus utilisés sur les implants dentaires.

III-4-2-a-1-Revêtement de titane :

Le revêtement de titane connu comme surface TPS (titanium plasma spray), a une rugosité moyenne de Ra =3.1µm (buser et al. 1999). Cette rugosité peut être augmentée jusqu'à Ra= 37.9 µm . la surface TPS permet la croissance et l'accrochage mécanique de l'os sur le titane (Bernard et al.2003). Cet accrochage augmente progressivement dans le temps,il est obtenu plus rapidement avec les implants à surface TPS qu'avec ceux à surface usinée. Le pourcentage de contact os-implant est plus important avec la surface TPS qu'avec la surface usinée, il a été évalué par Piatelli et al. (1997) chez le singe, au bout de 8 mois de cicatrisation, il est de 67.2% au maxillaire et de 80.7% à la mandibule .

Ce type de surface modifiée a longtemps été utilisé en clinique dans les années 1990 avec des bons résultats (Buser et al. 1992 : Bernard et al 1995).

III-4-2-a-2-Revêtement d'hydroxyapatite :

L'hydroxyapatite est un phosphate de calcium, matériau qui offre une réactivité et des propriétés physico-chimiques remarquables pour l'adhésion cellulaire osseuse (Fig. III.30.c), employé sur les implants dentaires pour améliorer la bioréactivité des cellules osseuses. Ce revêtement augmente également la rugosité de la surface. Il présente une épaisseur moyenne de 30 à 50 µm et sa rugosité moyenne (Ra) se situe entre 1.59 et 2.94 µm (Wennerberg et al. 1993). Le pourcentage de contact os-implant des implant avec revêtement d'HP présente une valeur élevée (buser et al.1991 ;lamoni et al 1999). Cependant, à long terme, des signes évidents de résorption de cette couche sont constatés (cheang et khor, 1996).

III-4-2-b- Moyens soustractifs :

La surface du titane peut être modifiée pour augmenter la micromorphologie sans addition de matière. La topographie est traitée en obtenant une rugosité moyenne capable de favoriser l'adhésion, la prolifération et la différenciation cellulaires. Ce traitement de surface peut être fait par sablage, par mordantage (attaque acide), par oxydation électrolytique ou par association de deux procédés.

Les sociétés de systèmes implantaires présentant un recul clinique important et qui réalisent des études sur de nouvelles surfaces ont commercialisé des implants en titane avec un traitement par soustraction : SLA , TiOblast, Osseotite, TiUnite, ...ect

III-4-2-b-1 La surface TiOblast : est obtenue par sablage de titane avec une poudre d'oxyde de titane , la rugosité moyenne normalement obtenue est $Ra = 1.05 \mu m$ (Gotfredsen et al 2000). Lorsque cette surface est compare à la surface usinée, elle montre une valeur supérieure des forces de torsion à la dépose (Gotfredsen et al1992). Récemment une nouvelle surface rugueuse avec un traitement chimique au fluor a été commercialisée.

III-4-2-b-2- La surface Osseotite : est obtenue grâce à un double mordantage acide avec une association de H₂SO₄/HCl en proportion 6/1, la combinaison HCl et H₂SO₄ semble être la plus fiable pour l'obtention d'un état de surface uniformément rugueux. Des pics distants de 0.3 à 1.5mm (mesure horizontale) et de 1 à 2 µm de haut (mesure vertical) sont créés.

Pendant le temps de cicatrisation, cette surface montre des poucentages de contact os-implant et des forces de torsion à la dépose de l'implant supérieures par rapport aux implants à la surface usinée (Lazzara et al. 1998 ; Baker et al.1999 ; klckkevold et al.1997et 2001) (Fig. III.30.d) .

III-4-2-b-3- La surface SLA: est obtenue par sablage avec poudre d'aluminium (taille des particules de 0.25 à 0.50mm), ensuite un mordantage acide avec HCl/H₂SO₄ est réalisé. La rugosité moyenne normalement obtenue est Ra=2.0µm (Buser et al.1999). Des valeurs supérieures des forces de la dépose de l'implant ainsi que du pourcentage de contact os-implant par rapport à une surface usinée ont été rapportées (Buser et al.1991 ; Wong et Eulenberger 1995 ; Szmukler- Moncler et al.2004a et 2004b) (Fig. III.30.e).

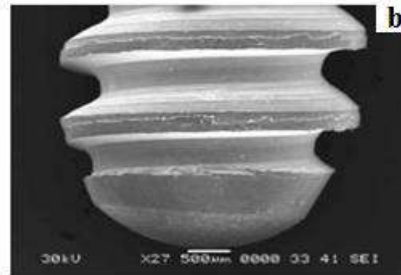
III-4-2-b-4- La surface TiUnite: est obtenue par oxydation anodique. Celle-ci est un traitement qui provoque le renforcement de la couche superficielle d'oxyde du métal de base. Appliqué aux implants dentaires, il permet la formation d'une couche de titane poreuse. La rugosité de la surface TiUnite n'est pas uniforme, elle augmente au fur et à mesure qu'on s'approche à l'apex de l'implant. La rugosité moyenne au niveau de l'apex de l'implant est Ra =1.2 µm (Hallet Lausmma.2000) (Fig. III.30.f).

Dans la plupart des études comparant une surface rugueuse et une surface usinée , l'ancrage implantaire et le pourcentage de contact os-implant sont plus importants avec les surface modifiées.

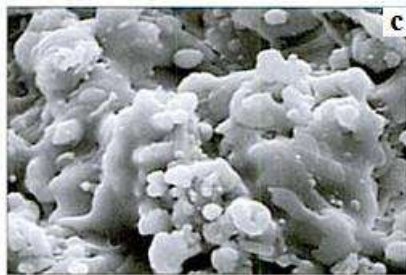
Tous ces surfaces sont présentés dans la fig. III.30



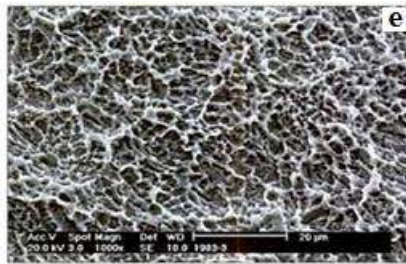
Aspect microscopique d'une surface lisse.
Noter l'aspect linière.



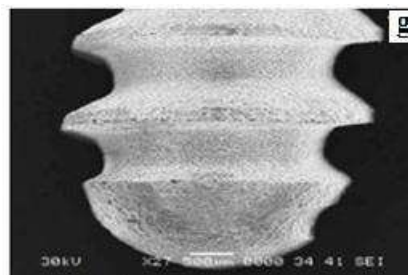
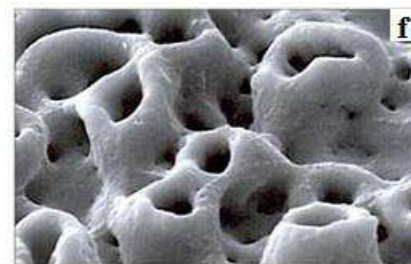
Implant avec surface usinée.



Surface avec un revêtement en hydroxyapatite. Surface Osseotite (système Biomet-3i).
Noter l'aspect globulaire.



Surface SLA active (système ITI- Struman). Surface TiUnite (système bio care)



Implant avec la surface gravé à l'acide.

Fig. III.30: Les différentes surfaces des implants dentaires [44,70].

Chapitre IV :
Modélisation par
éléments finis et
simulations.

VI-1-Introduction :

Pour renforcer le succès clinique, il est nécessaire de comprendre comment la concentration de contraintes sur les implants est affectée par la forme, la largeur et la hauteur du fil. L'utilisation de la méthode des éléments finis (FEM) dans l'analyse biomécanique implant offre de nombreux avantages sur les autres méthodes de simulation de la complexité des situations cliniques. Il permet aux chercheurs de prédire la répartition des contraintes entre les implants et l'os cortical ou spongieux.

La méthode des éléments finis (MEF) est une méthode numérique informatisée qui permet de calculer et de visualiser les contraintes et les déformations que subissent des associations de structures soumises à des forces simulées. C'est un outil de modélisation utilisé dans des domaines variés de la médecine et surtout de la chirurgie comme l'orthopédie, la traumatologie, et la chirurgie cardiovasculaire..., Mais cet outil présente également de nombreuses applications en chirurgie maxillo-faciale.

La méthode des éléments finis (M.E.F), utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ.

Les principaux logiciels d'analyse par éléments finis de biomatériaux relevés dans la littérature sont ABAQUS®, ANSYS®, et COSMOS®. Ce sont des logiciels d'éléments finis qui traitent d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs constructeurs pour la modélisation biomécanique.

La simulation 3D par éléments finis d'un matériau nécessite notamment de connaître les lois de comportement biomécanique propre au matériau que l'on cherche à modéliser. Ainsi pour une analyse numérique les propriétés mécaniques « module d'Young et le coefficient de Poisson » des matériaux sont des paramètres « à renseigner » avant chaque simulation [29,56].

L'ABAQUS :

Abaqus est avant tout un logiciel de simulation par éléments finis de problèmes très variés en mécanique. Fondé en 1978, C'est l'un des premiers fournisseurs mondiaux de logiciels et services pour l'analyse par éléments finis. La gamme de logiciels d'ABAQUS est particulièrement réputée pour sa technologie, sa qualité et sa fiabilité. Elle s'est imposée comme partie intégrante des processus de conception de sociétés de renommées mondiale dans tous les secteurs industriels. ABAQUS offre les meilleures solutions pour des problèmes linéaires, non linéaires, explicites et dynamiques. Le logiciel fournit un environnement inégalé pour l'analyse par éléments finis, proposant un grand nombre d'alternatives aux opérations impliquant des fournisseurs et des produits multiples. [71,72].

VI-2- Développement de modèle:

Les analyses ont été effectuées avec cinq implants de même formes et même dimensions et des matériaux différents. Pour notre étude nous choisissons un implant monobloc d'après *R. Hunter a et al*, [46], Cette conception offre une solution esthétique pour le patient et une réponse rapide à toutes les fonctionnalités du système dentaire. Principalement, il simplifie le nombre d'outils nécessaires à son positionnement, diminue le nombre de chirurgies et augmente la résistance mécanique d'implants dans la zone du cou, et éliminer les micromouvements entre les pièces (l'implant et le pilier). D'autre part, évite la formation de colonies bactériennes ou le dépôt de saleté dans les zones communes, comme il arrive dans les implants traditionnels [46].

Les différents matériaux ont été supposés parfaitement élastiques, avec les modules d'Young et coefficients de Poisson donnés dans la table I (Tab. IV.01).

Tab. IV.01: les paramètres des biomatériaux utilisés pour la modélisation.

| Les biomatériaux | Module d'Young (GPa) | Coefficient de Poisson |
|---------------------------|----------------------|------------------------|
| Ti [11.15] | 110 | 0.3 |
| Ti4AL6V [45.51] | 116 | 0.28 |
| Zr2O [11.53] | 200 | 0.35 |
| Al2O3 [15.52] | 380 | 0.22 |
| Ti- Foam [51] | 9.9 | 0.33 |

Modélisation du l'implant :

Les dimensions de l'implant sont: 4 mm de diamètre et 15 mm de longueur et 7 mm de longueur pilier (ITI Straumann AG, Waldenburg) pour remplacer une racine de la première prémolaire. Le système d'implant dentaire est créé et analysé avec le logiciel d'Abaqus 6.8. (Fig. IV.01).

Les étapes de la conception de l'implant sont illustrées dans la figure suivante :

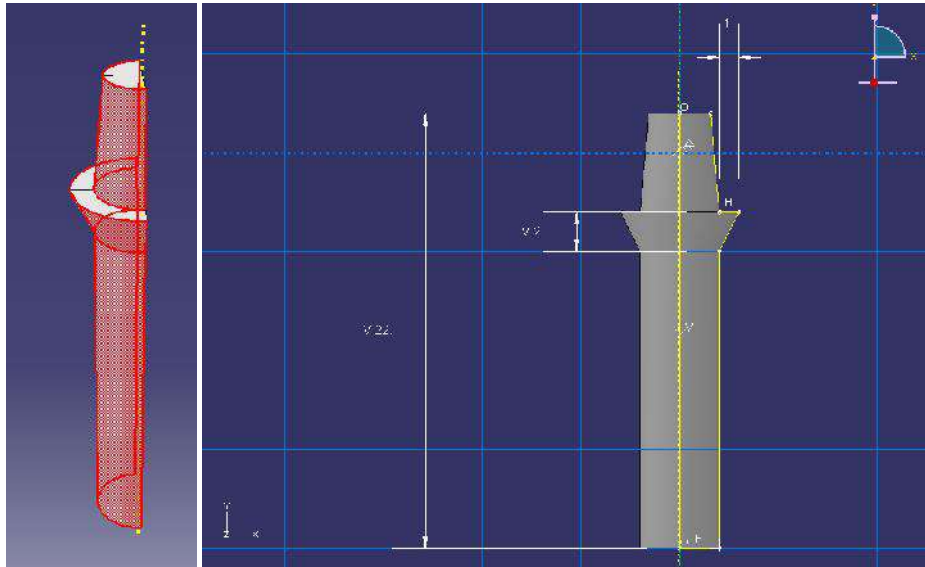


Fig. IV.01 : la conception de l'implant.

Le maillage :

Les éléments de maillage choisis pour l'analyse sont des éléments tétraèdre avec quatre nœuds, qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie complexe.

La forme de l'implant a été simplifiée comme le montre la figure IV.02.

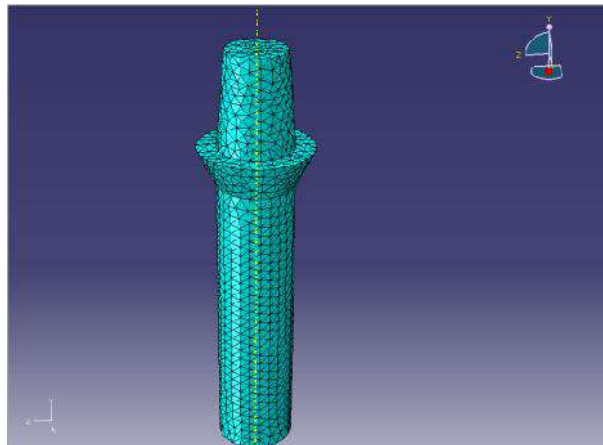


Fig. IV.02 : le maillage de modèle.

Les résultats du maillage sont représentés dans le tableau. IV.02.

Tab. IV.02: Les résultats du maillage :

| Nom | Nombres des éléments | Nombres des nœuds | Type d'éléments |
|---------|----------------------|-------------------|-----------------|
| implant | 17066 | 3493 | C3D4 : (17066) |

VI-3- Conditions aux limites et chargement :

En se basant sur le travail de **Oğuz Kayabaşı et al [45]**, et **Wiwat Tanwongwan et al [50]**, les grandeurs de force, ainsi que le point d'application, ont été choisies de la façon suivante : Le chargement de l'implant (à trois dimensions), avec des forces de 17.1 Newton, 114.6 Newton, et 23.4 Newton, respectivement dans les directions linguale, axiale et mésio-distale (Fig. IV.03).

La force moyenne simulée de mastication a une direction oblique par rapport à la normale. Cette composante est représentée par la force de 118.2 N avec un angle approximatif de 75° avec la normale.

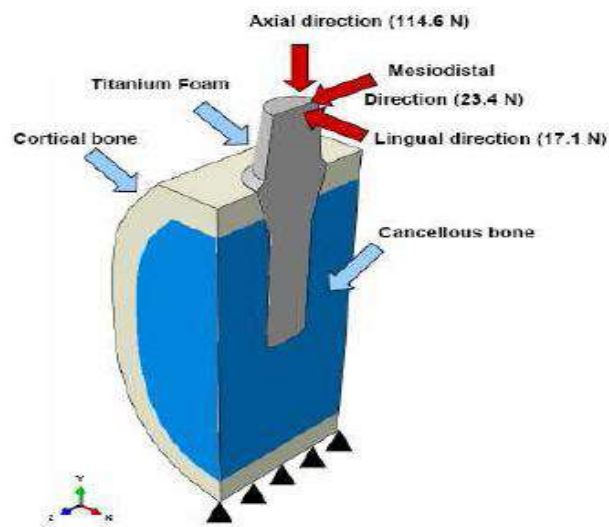


Fig. IV.03: L'implant dentaire avec les charges appliquées [50].

Qui concerne les conditions aux limites ont été appliquées pour restreindre toute forme de mouvements de translation dans le modèle. L'interface entre l'implant et l'os ont été traités comme interface parfaitement encastré (Fig. IV.04).

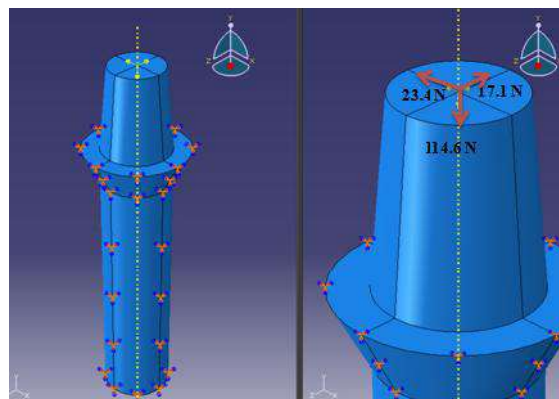


Fig. IV.04: les conditions aux limites et les charges appliquées sur l'implant.

VI-4- Modélisation de l'implant pour différents biomatériaux:

VI-4- 1-Les contraintes de Von Mises :

- Pour l'implant en Ti :

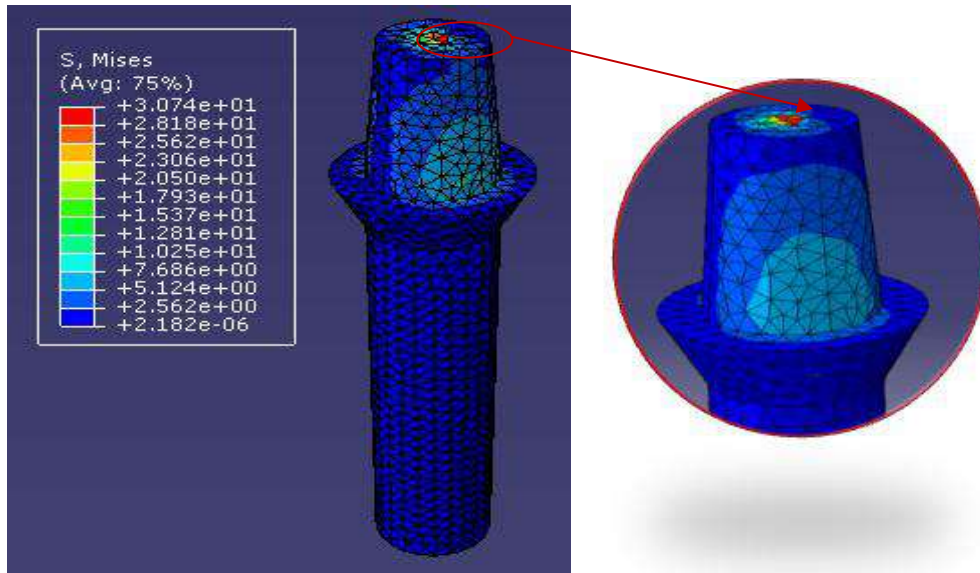


Fig. IV.05: Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti.

- Pour l'implant en Ti6Al4V:

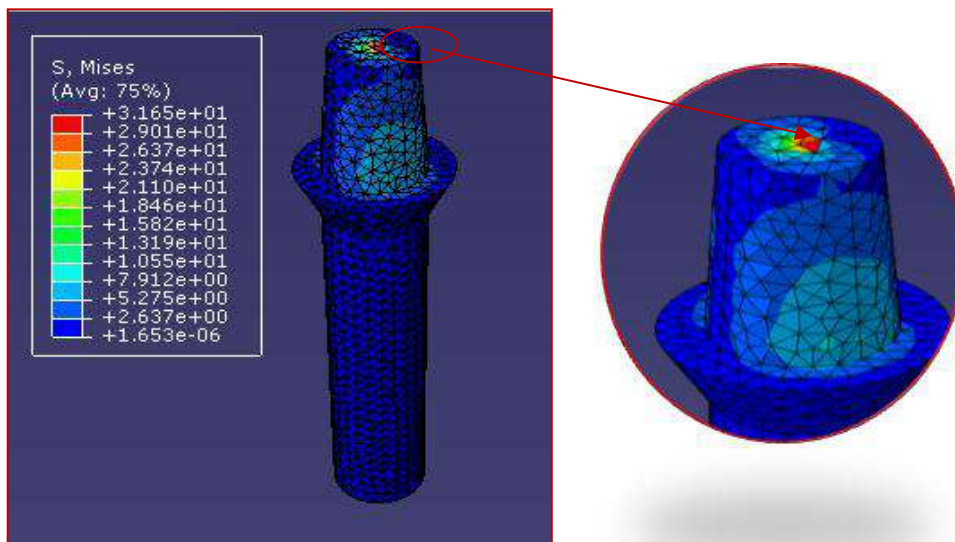


Fig. IV.06 : Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti6Al4V.

- Pour l'implant en ZrO2 :

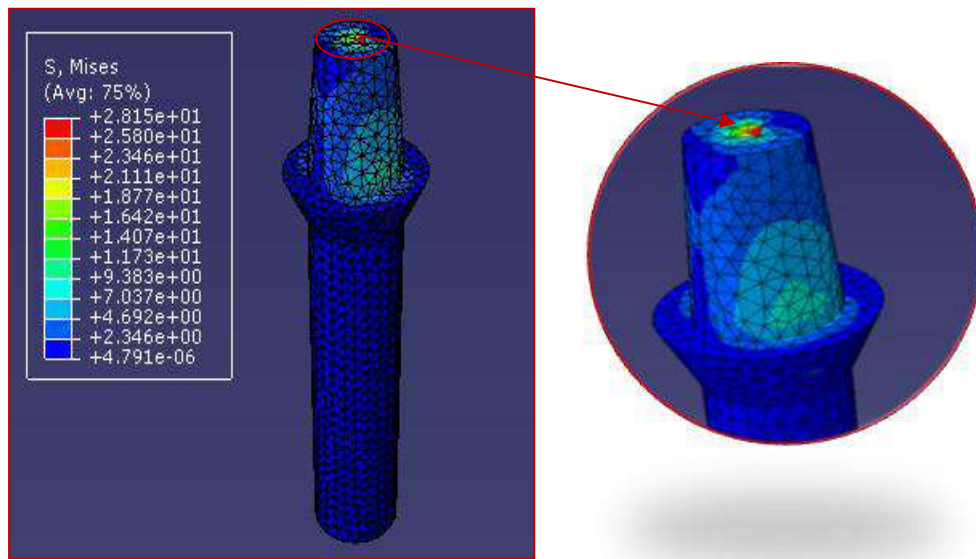


Fig. IV.07: les contraintes de Von Mises d'un implant en ZrO2.

- Pour l'implant Al2O3 :

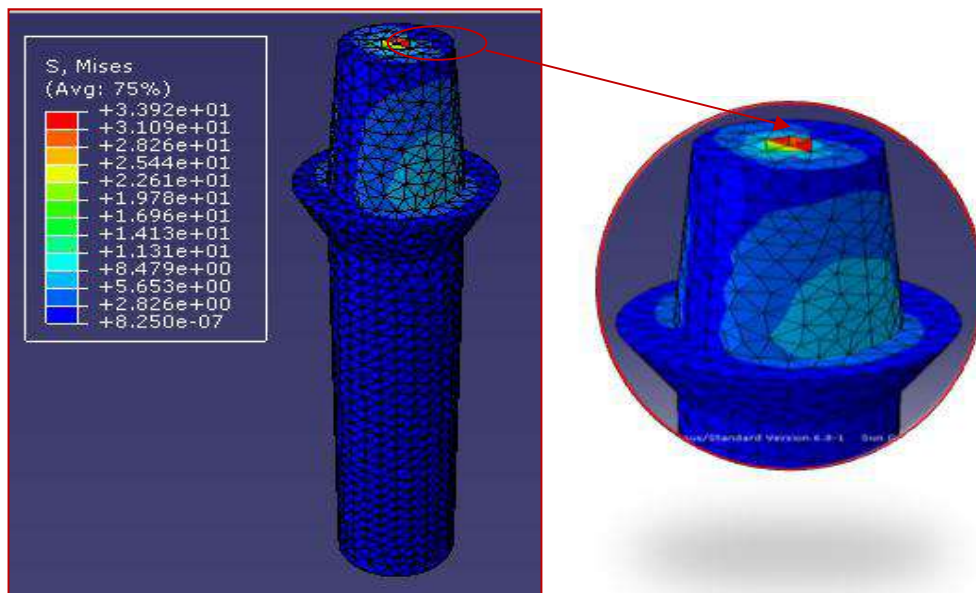


Fig. IV.08: contrainte de Von Mises d'un implant en Al2O3.

- Pour l'implant Ti- Foam:

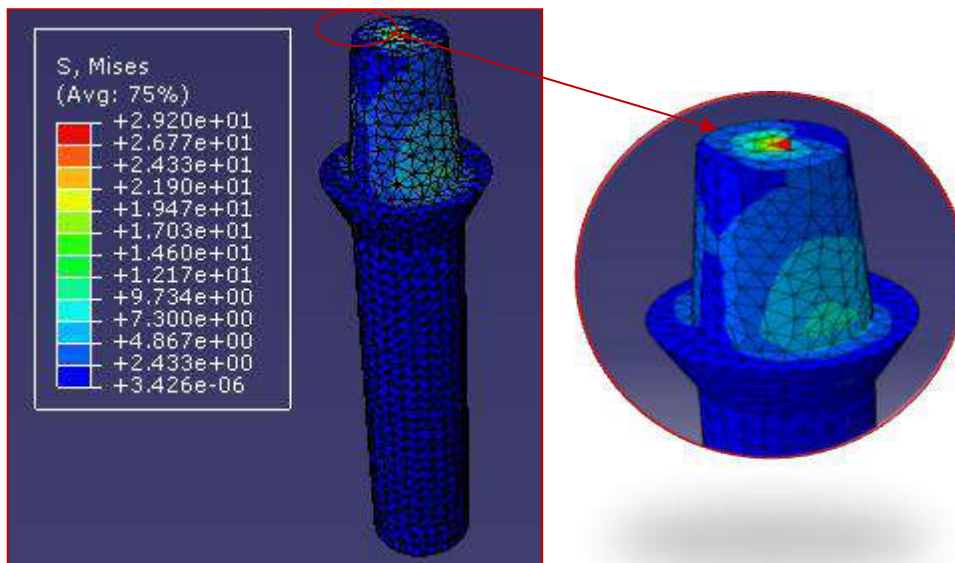


Fig. IV.9: Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti- Foam.

➤ **VI-4- 2- Le déplacement « U » et la pression « P » :**

- Pour l'implant en Ti :

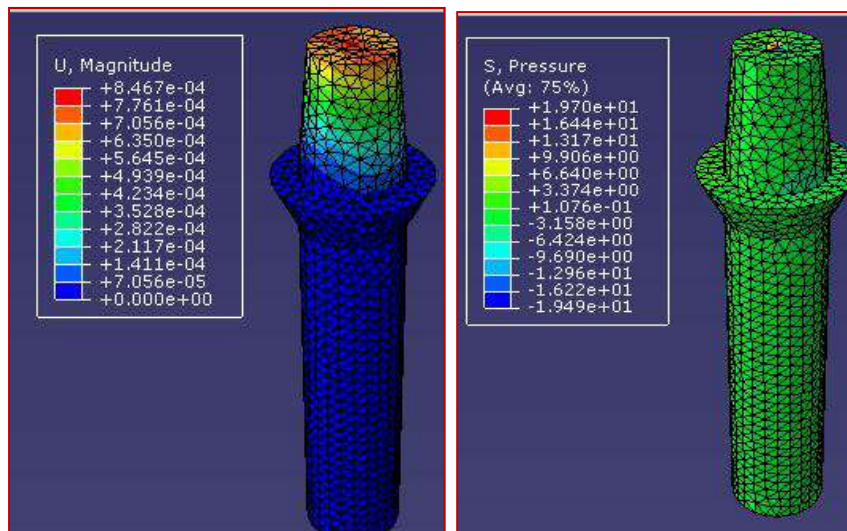


Fig. IV.10 : Déplacement d'un implant en Ti. **Fig. IV.11:** Pression d'un implant en Ti.

- Pour l'implant en Ti6Al4V :

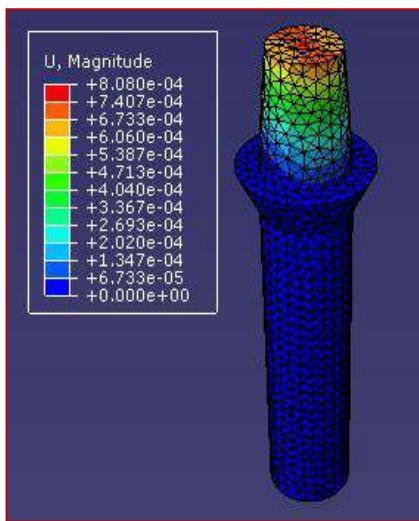


Fig. .IV.12 : Déplacement d'un implant en Ti6Al4V.

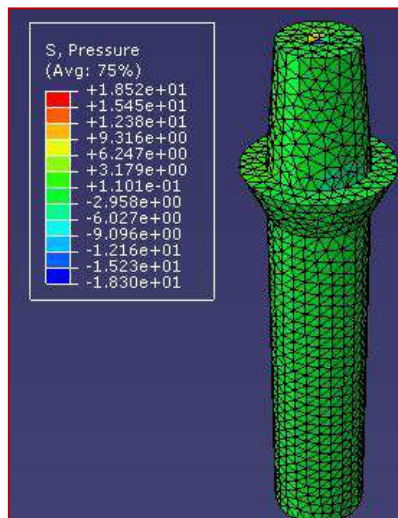


Fig. .IV.13 : Pression d'un implant en Ti6Al4V.

- Pour l'implant en ZrO2 :

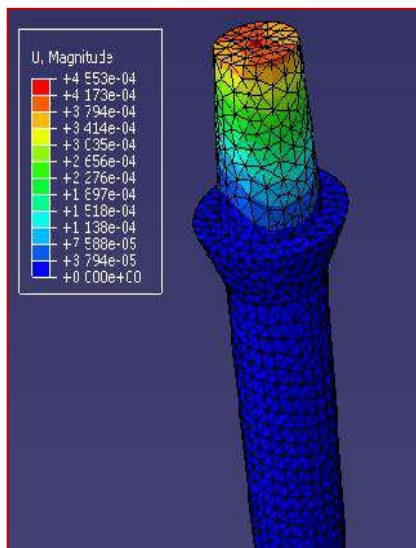


Fig. IV.14 : Déplacement d'un implant en ZrO2

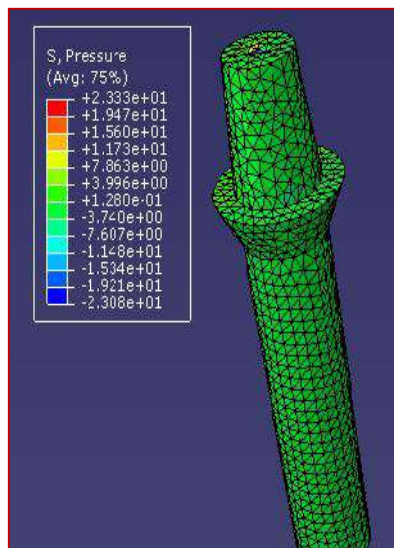


Fig. IV.15 : Pression d'un implant en ZrO2.

- Pour l'implant en Al2O3 :

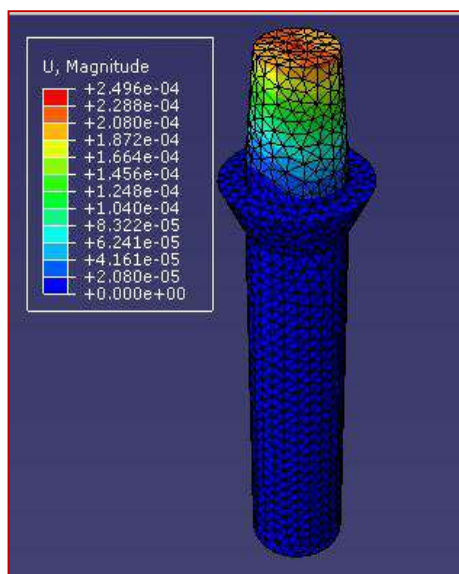


Fig. IV-16 : Déplacement d'un implant en Al2O3.

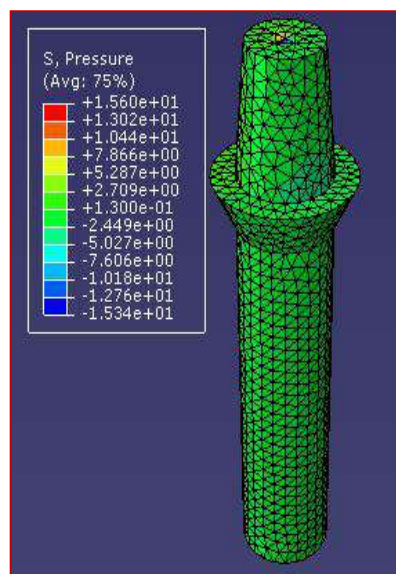


Fig. IV.17 : Pression d'un implant en Al2O3.

- Pour l'implant en Ti- foam:

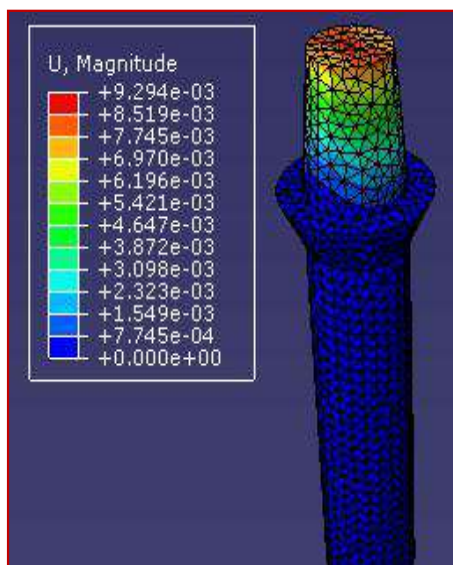


Fig. IV.18: Déplacement U d'un implant en Ti- foam.

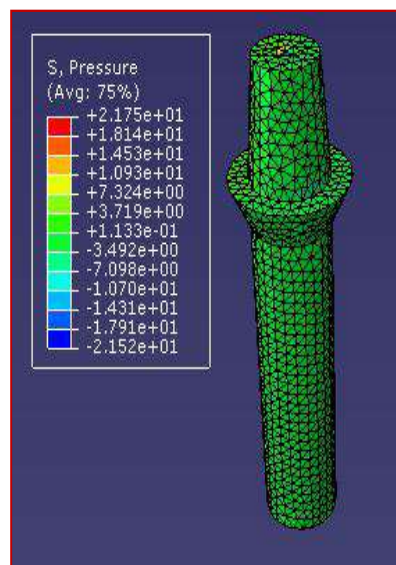


Fig. IV.19: Pression d'un implant en Ti- foam.

Les valeurs maximales et minimales des contraintes équivalentes de Von-mises, les déplacements spatiaux au niveau des nœuds et les pressions de chaque matériau sont illustré dans le tab- IV.03 :

Tab. IV.03 : Récapitulatif les valeurs maximales et minimales des contraintes équivalentes de Von-Mises, les déplacements spatiaux au niveau des nœuds et les pressions des matériaux :

| Les biomatériaux | | | | | | |
|-------------------------------------|-----|-----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|
| | | Ti | Ti6Al4V | Zro2 | Al2O3 | Ti-Foam |
| σ (MPa) | max | 30.74 | 31.65 | 28.15 | 33.92 | 29.20 |
| | min | $2.182 \cdot 10^{-6}$ | $1.65 \cdot 10^{-3}$ | $4.79 \cdot 10^{-6}$ | $8.25 \cdot 10^{-7}$ | $3.42 \cdot 10^{-6}$ |
| U (μm) | | $8.46 \cdot 10^{-4}$ | $8.08 \cdot 10^{-4}$ | $4.55 \cdot 10^{-4}$ | $2.49 \cdot 10^{-4}$ | $9.294 \cdot 10^{-3}$ |
| P (N/mm²) | max | 19.70 | 18.52 | 23.33 | 15.6 | 21.75 |
| | min | -19.49 | -18.30 | -23.08 | -15.34 | -21.52 |

VI-5- Interprétation des résultats :

Les résultats de calcul montrent que :

-La contrainte maximale dans le cas de Ti atteint (30.74MPa) (Fig. IV.05) qui ne dépasse pas la limite élastique de Ti (485MPa), et qui est loin de la résistance à la rupture (550MPa).

-La contrainte maximale dans le cas de Ti6Al4V atteint (31.65MPa) (Fig. IV.06) qui ne dépasse pas la limite élastique de Ti6Al4V (896MPa), et qui est loin de la résistance à la rupture (1000MPa).

-On remarque que la contrainte maximale de Ti-foam est inférieure à celle de l'implant en titane et Ti6Al4V, elle est diminuée à une valeur de (29.20MPa) (Fig. IV.9).

-Par contre dans le cas de ZrO₂ et Al₂O₃ les contraintes maximales de Al₂O₃ un peu plus élevés que celles de ZrO₂.

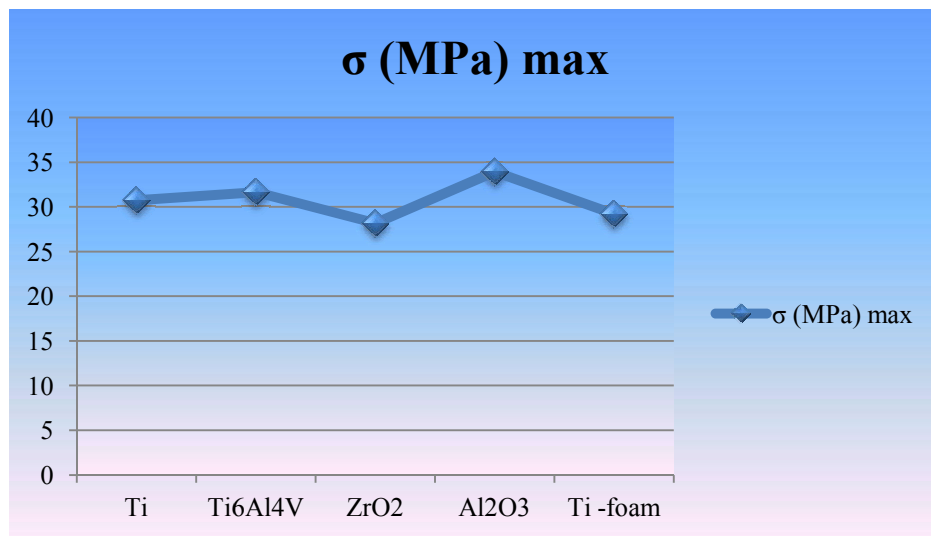


Fig. IV.20 : Les valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von-mises.

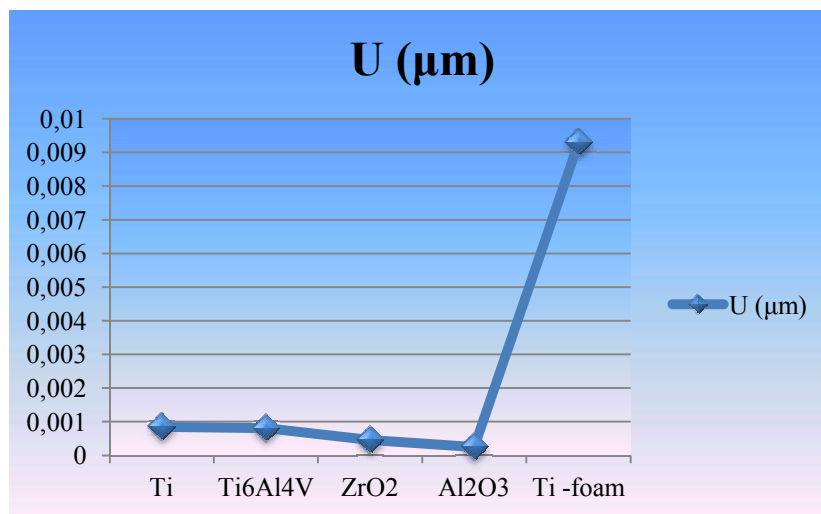


Fig. IV.21: Comparaison entre les déplacements.

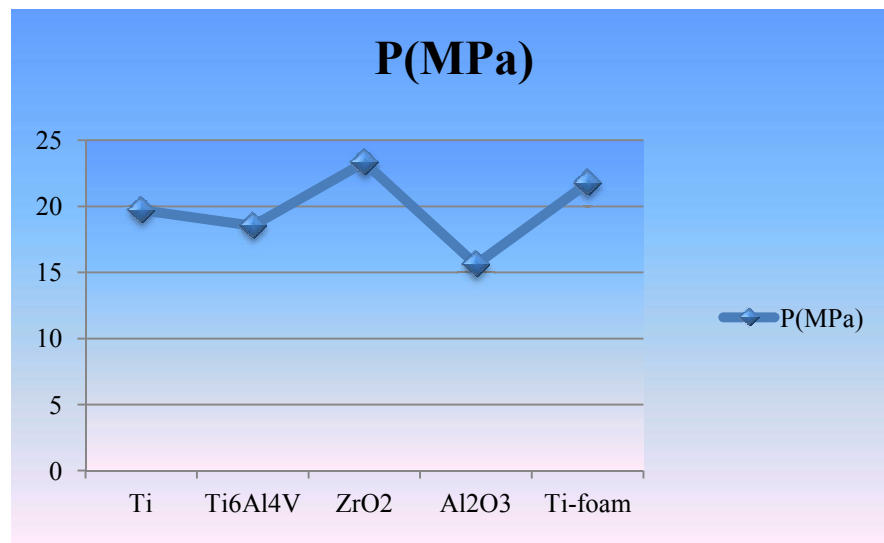


Fig. IV.22 : Comparaison entre les pressions.

Nous avons remarqué qu'il y a moins de déformation dans le cas de Ti_foam, après les céramiques (Al_2O_3 et ZrO_2), en suite Ti6Al4V, en fin Ti (Fig. IV.21).

Le Ti6Al4V et Ti offre une bonne résistance mécanique (Fig. IV.22).

Conclusion générale

Conclusion générale :

Au cours des trois dernières décennies, le développement des biomatériaux est devenu un des domaines de recherche les plus effervescents, impliquant une interrelation de haut niveau entre plusieurs disciplines scientifiques telles que l'ingénierie, la biologie, la chimie, la pharmacologie et la médecine.

Dans le domaine de l'implantologie, les dispositifs utilisés sont destinés à créer des ancrages, au maxillaire ou à la mandibule, stables et résistants sur lesquels s'adapte une prothèse afin de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction adéquate, un confort satisfaisant et de restaurer l'esthétique, et ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche.

Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant.

Avant de planter un biomatériau dans le corps humain, ce dernier passe par plusieurs tests concernant sa biocompatibilité pour estimer sa capacité à remplacer un organe sans provoquer aucun effet indésirable local ou systémique chez le bénéficiaire de ce traitement.

Le premier c'est le test *in vitro* dans laboratoire sur lesquelles on observe et quantifie les effets provoqués, en suite le test *in vivo* sur une espèce animale de façon à compléter les informations *in vitro*, et en fin les tests précliniques précèdent la mise sur le marché des biomatériaux et leur utilisation clinique exhaustive.

L'implant doit être préparé des matériaux (biocompatibles) qui assurent le contact entre l'implant et les tissus environnants (surtout l'os), et ils ne doivent provoquer aucun dommage ni local ni général. (des réactions immunitaires (allergiques, toxiques, cancérogènes), corrosion, oxydation, dégradation). Outre, ses propriétés de la structure (les propriétés mécaniques) doivent être adaptées à celles du système biologiques (plus proche de celles de l'os) pour permettre le transfert des contraintes entre l'os et la prothèse.

Les implants dentaires 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 (ZrO_2) ou d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3).

Ces biomatériaux possèdent des bons critères de la biocompatibilité de surface. Nous avons utilisé la méthode des K plus proche voisin pour sélectionner qui a les propriétés mécaniques les plus proches de celles de l'os.

Le matériau qui répond le plus à ces exigences est le titane pur, c'est le matériau choisi avec la méthode des KNN. L'organisme humain accepte totalement le titane, il n'y a aucun risque de rejet et les cellules osseuses peuvent croître sur la surface du titane, en plus du son coût raisonnable.

La liste des figures

Chapitre I :

Fig. I.1 : Classification des biomatériaux selon leurs objectifs.

Fig. I.2: Vue microscopique de : a : l'os compact b : l'os trabéculaire.

Fig. I.3: Système des piliers maxillaires.

Fig. I.4 : Les différentes sous unités de la mandibule et la structure de mandibule humaine.

Fig. I.5 : La dent.

Fig. I.6 : Traitements traditionnel: appareil amovible a : unitaire, b : partiel, c : complet.

Fig. I.7: Implant dentaire : a : implant dentaire avant la mise en place, b : implant est remplacer la racine d'une dent.

Fig. I.8 : Les trois indications principales pour les implants dentaires.

Fig. I.9 : Préparation d'un site osseux à l'aide de foret pour une mise en forme précise en vue de la pose d'un implant.

Fig. I.10: Protocole en deux temps.

Fig. I.11 : Protocole en un temps chirurgical.

Fig. I.12 : Pose immédiate d'une couronne provisoire le jour de la chirurgie.

Fig. I.13 : Modélisation et maillage de l'implant.

Fig. I.14: Distribution des contraintes sur l'implant pour un chargement statique et dynamique.

Fig. I.15 : Le processus de la conception de l'implant.

Fig. I.16: Analyse dans le cas statique.

Fig. I.17: Les cas étudiés.

Fig. I.18 : Vue en coupe du plan de symétrie du modèle.

Fig. I.19: Représentation schématique des paramètres à vis.

Fig. I.20 : Vue en coupe d'un modèle maillé.

Fig. I. 21: Sous charge AX, nephogram surface de réponse de la relation entre les différentes combinaisons hauteur et la largeur maximale et les contraintes de Von Mises.

Fig. I.22: Moins de 45 degrés de charge bucco-lingual, nephogram surface de réponse de la relation entre la hauteur et combinaisons diverses largeur maximale des contraintes de Von Mises.

Fig. I.23: Vue en coupe illustrant la répartition des contraintes dans l'os maxillaire.

Fig.I.24 : Type des conditions aux limites FEA et des maillages.

Fig. I.25: La distribution des contraintes dans l'os de la mâchoire.

Fig. I.26 : Contraintes maximales dans l'os basé sur les résultats FEA pour différents implants.

Fig. I.27 : Les composantes de système.

Fig. I.28 : Le maillage de système.

Fig. I.29 : Les conditions aux limites.

Fig. I.30 : Distribution des contraintes dans l'implant.

Fig. I.31 : L'implant dentaire et le système osseux environnants avec les charges appliquées et les conditions aux limites.

Fig. I.32 : Le maillage de modèle.

Fig. I.33 : Représentation des contraintes Von Mises distribution dans (a) l'implant en titane et (b) l'implant Ti- foam.

Fig. I.34: La répartition des contrainte de Von Mises dans les os autour ainsi que a) l'implant en titane et b) de l'implant Ti- foam.

Chapitre II :

Fig. II.01 : Les différents problèmes à cause de l'incompatibilité des implants.

Fig. II.02 : Les 3 facteurs de la bio corrosion.

Fig. II.03 : Les composantes de la biocompatibilité.

Fig. II.04: Organigramme de choix un biomatériau.

Fig. II.05: Les critères de la biocompatibilité en schéma.

Fig. II.06 : Les caractéristiques mécaniques des biomatériaux.

Fig. II.07: Montre la distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau.

Fig. II.08: Les caractéristiques de l'os et Ti.

Chapitre III :

Fig. III.01 : Les parties d'un implant.

Fig. III.02 : Les implants .

Fig. III.03 : Les implants cylindriques vissés.

Fig. III.04 : les implant : à grandir et coniques.

Fig. III.05: Schéma de l'indication des implants coniques lorsque la distance interradiculaire entre dents adjacentes est réduite. exemple d'un site mandibulaire entre prémolaire et molaire.

Fig. III.06 : Positionnement du col et rapport avec les tissus adjacents. le col est en contact avec la cortical crestale et les tissus mous.

Fig. III.07 : Col droit standard. À gauche : la connexion est externe, à droite : elle est interne.

Fig. III.08 : Le col évasé.

Fig. III.09 : Col XP est large que le corps de l'implant. L'assise prothétique couvre une surface plus large.

Fig. III.10 : Col à micro spires « implants Nobel Bio care ».

Fig. III.11: Col transgingival.

Fig. III.12: Les différents types d'apex.

Fig. III.13: Les spires les plus couramment rencontrées en implantologie.

Fig. III.14 : Largeur des spires .

Fig. III.15 : Largeur du pas de vis.

Fig. III.16: Implant 'Naturel' double filet.

Fig. III.17 : Filet asymétrique.

Fig. III.18 : Quelque type de connexion.

Fig. III.19 : implants de connexion hexagonale externe avec différent diamètres.

Fig. III.20 : Connexion interne en cône morse.

Fig. III.21 : Connexion interne.

Fig. III.22 : Connexion internes de formes variées.

Fig. III.23 : Traitement implantaire de l'édentement partiel incisif mandibulaire à l'aide de 2 implants de diamètre réduit.

Fig. III.24: Indication d'un implant de large diamètre pour restauration une incisive centrale maxillaire et assise prothétique des implants de 5.00mm de diamètre. Le diamètre large au col permet un profil d'émergence plus harmonieux.

Fig. III.25 : La dépose et repose immédiate d'un implant sur le même site .

Fig. III.26: Implantation immédiat après extraction.

Fig. III.27 : Moments exercés par une couronne molaire sur des implants diamètre différents, la distance A est supérieure à B. le moment exercé sur l'implant de diamètre standard est supérieure, un risque de fracture n'est, de ce fait, pas à écarter.

Fig. III.28: Risque biomécanique des implants en fonction du diamètre implantaire.

Fig. III.29: Diamètres des implants à utiliser en fonction de la dent à restaurer.

Fig. III.30: Les différentes surfaces des implants dentaires.

Chapitre IV :

Fig. IV. 01 : la conception de l'implant.

Fig. IV. 02 : le maillage de modèle.

Fig. IV. 03: L'implant dentaire avec les charges appliquées.

Fig. IV. 04: les conditions aux limites et les charges appliquées sur l'implant.

Fig. IV. 05: Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti.

Fig. IV. 06 : Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti6Al4V.

Fig. IV.07: les contraintes de Von Mises d'un implant en ZrO₂.

Fig. IV. 08: contrainte de Von Mises d'un implant en Al₂O₃.

Fig. IV. 09: Les contraintes de Von Mises d'un implant en Ti- Foam.

Fig. IV. 10: Déplacement d'un implant en Ti.

Fig. IV. 11: Pression d'un implant en Ti.

Fig. IV. 12: Déplacement d'un implant en Ti6Al4V.

Fig. IV. 13 : Pression d'un implant en Ti6Al4V.

Fig. IV. 14 : Déplacement d'un implant en ZrO₂

Fig. IV. 15: Pression d'un implant en ZrO₂.

Fig. IV. 16 : Déplacement d'un implant en Al₂O₃

Fig. IV. 17 : Pression d'un implant en Al₂O₃.

Fig. IV. 18: Déplacement U d'un implant en Ti- foam.

Fig. IV. 19: Pression d'un implant en Ti- foam.

Fig. IV. 20: Les valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von-mises.

Fig. IV. 21 : Comparaison entre les déformations

Fig. IV. 22: Comparaison entre les pressions.

La liste des tableaux:

Chapitre I :

Tab. I.01 : Propriétés mécaniques du tantale et du niobium (d'après Plenk et Schider, 1990).

Tab. I.02: Comparatif des principales propriétés mécaniques des alliages métalliques chirurgicaux et de l'os cortical.

Tab. I.03: Les compositions chimiques des alliages de CoCr.

Tab. I.04 : Propriétés mécaniques du titane.

Tab. I.05 : Catégories de non allié commercialement pur de Ti et le TiAlV.

Tab. I.06 : Principales céramiques utilisées pour les applications médicales.

Tab. I.07 : Caractéristiques techniques de l'hydroxyapatite.

Tab. I.08. Principales propriétés mécaniques des biomatériaux céramiques.

Tab. I.09.1: Applications biomédicales de quelques polymères.

Tab. I.09.2 : Principales propriétés mécaniques de biomatériaux polymères.

Tab. I.10 : Valeur du module d'Young de l'os mandibulaire (cortical et spongieux) renseignée dans les logiciels éléments finis selon les auteurs.

Tab. I.11: Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études.

Tab. I.12 : Les propriétés des matériaux de l'os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (émail, dentine, pulpe).

Tab. I.13 : Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans cette étude.

Tab. I.14-a : Les propriétés des matériaux.

Tab. I.14-b : les résultats de stress dans l'analyse statique .

Tab. I.15: Les propriétés des matériaux.

Tab. I.16: Courbe de réponse de l'analyse unie variée à Max BQE (Les contraintes Von Mises) dans la mâchoire.

Tab. I.17 : Comparaison des valeurs de contrainte maximale en fonction du diamètre de l'implant et la conception.

Tab. I.18: Résumé des composants et de leurs paramètres comportement mécanique.

Tab. I.19 : Les propriétés des matériaux utilisés.

Chapitre II :

Tab. II.01 : Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en médecine.

Tab. II.02: les critères de la biocompatibilité des biomatériaux.

Tab. II.03: Illustre les caractéristiques des biomatériaux ainsi l'os.

Tab. II.04 : Les propriétés après la normalisation.

Tab. II.05: La distance euclidienne entre l'os les chaque biomatériau.

Chapitre III :

Tab. III.01: Diamètres implant aires de différents systèmes existant sur le marché.

Chapitre IV :

Tab. IV.01: les paramètres des biomatériaux utilisés pour la modélisation.

Tab. IV.02: Les résultats du maillage :

Tab. IV.03 : Récapitulatif les valeurs maximales et minimales des contraintes équivalentes de Von-Mises, les déplacements spatiaux au niveau des nœuds et les pressions des matériaux.

Références bibliographiques

- [1] D.F. Williams, Proc. of a Consensus Conf. of the Eur. Soc. for Biomater. . Elsevier, New York, March 3-5, 1986. 4.
- [2] Mémoire du diplôme de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes «étude in vitro de fibroblastes gingivaux sur l'alliage nickel-titane : influence des états de surfaces ». Par Vincent COMTE. 2003.
- [3] K.D. Jandt, Evolutions, Revolutions and Trends in Biomaterials Science – A Perspective. Advanced Engineering Materials, 2007. 9(12).
- [4] Thèse présenté pour obtenir le Diplôme de Magister en Physique Spécialité: Sciences des Matériaux, Option : Métallurgie. Thème par HERZI Abdelkarim. Page : 13-16.
- [5] Thèse présentée devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes en vue de l'obtention du Doctorat de Sciences des Matériaux – option Métallurgie Par Erwann DELVAT 2006.
- [6] L. L. Hench, R. J. Splinter, W. C. Allen, T. K. Greenee, J. Biomed. Res. (2), (1972) p 117.
- [7] Rainer Schmidt. Comportement des matériaux dans les milieux biologique. *Application en médecine et biotechnologie* .Page :279-281.
- [8] Thèse : Films minces de dioxyde de titane déposés sur titane MOCVD : Microstructure et biocompatibilité. Présentée et soutenue par Simona Andreia JACOTA POPESCU Le 14 novembre 2008.
- [9] Les Technologies pour la Santé Ministère de la Recherche – Janvier 2005 page 17
- [10] Thèse délivrée par l'Institut National Polytechnique de Toulouse. Discipline ou spécialité: Sciences et Génie des Matériaux. Titre : Elaboration de poudres et de dépôts de phosphates de calcium silicatés à usage de biomatériaux. Présentée et soutenue par Ramona-Nicoleta BORȘA. 2008.
- [11] Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-facial (I) DMuster JLVouillot JHDubruille-1999.
- [12] Mémoire Présenté par Carine WIRTH Pour l'obtention du diplôme de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire. Page: 8-19.

- [13] Cigada A, De Santis G, Gatti AM, Roos A, Zaffe D. In vivo behavior of a high performance duplex stainless steel. *J Appl Biomater* 1993; 4 : 39-46.
- [14] Bernard Normand, et al ; Prévention et lutte contre la corrosion. Une approche scientifique et technique. 2004.
- [15] Thèse : Intérêt de la maîtrise de la microtopochimie superficielle pour contrôler les interactions matériaux-tissus Par Céline CHOLLET. Page : 17-26.
- [16] Thèse : Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique. Par Dominique FOUCAT.
- [17] The biomedical engineering hand-book par Joseph d. Bronzino.
- [18] Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de magistère En Mécanique. Option Construction mécanique, par NAILI Mokhtar : Modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche.
- [19] G. Nicolas, D. Geiger, C. Oddou et C. Hamont, Des fils d'alliages à mémoire de formes utilisés comme actionneurs d'orthèses dynamiques programmables. *Proceedings du Colloque Mécano-Transduction 2000* (2000), p.123
- [20] Thèse présentée pour obtenir le grade de docteur de l'université de Reims Champagne-Ardenne en sciences, spécialité : Mécanique et matériaux. Par Abdalilah BENMAROUANE. Sujet : Caractérisation de la régénération osseuse après implantation par diffraction de neutrons et de rayonnement synchrotron 2005.
- [21] Thèse présentée devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes en vue de l'obtention du Doctorat de Sciences des Matériaux - option Métallurgie par Fabien GUILLEMOT. Page : 4-7.9.
- [22] M.DAVARPANAH, et al ; 2008, Manuel d'implantologie clinique, concepts, protocoles et innovations récentes 2 e édition.
- [23] BLANQUAERT D : Les céramiques et céramo-métalliques *in* Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987.
- [24] Theses and Dissertations Hyung-Seop Han Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis. University of Iowa. 2009.
- [25] Zoologie comprenant l'anatomie, la physiologie, la classification et... Par Paul Gervais page 166,168.

- [26] Thèse de Doctorat : Contribution _a l'_etude de la propagation des ondes acoustiques dans les milieux poreux inhomog_enes : en vue d'une application à l'os trabéculaire. pr_esent_ee par Mouna Naas.
- [27] Thèse pour obtenir le grade de docteur en chirurgie dentaire (Diplôme d'Etat) présentée et soutenue par Hassan ZAHIDI. 07 mars 2009. Page: 10-14.
- [28] B. ERDMANN C. KOBER J. LANG P. DEUFLHARD H.-F. ZEILHOFER R. SADER Efficient and Reliable Finite Element Methods for Simulation of the Human Mandible page: 03.2001
- [29] Thèse 'Modélisation numérique de l'os de mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire. Maxillo- faciel'. Présentée par : M. Guillaume ODIN. Page : 13.37.
- [30] <http://www.dentaleurope.fr/implant>.
- [31] <http://www.docteurcliv.com/encyclopedie/structure-et-organisation-des-dents.aspx>
- [32] Research Article Development of 3D CAD/FEM Analysis System for Natural Teeth and Jaw Bone Constructed from X-Ray CT Images Aki Hasegawa,1 Akikazu Shinya,1, 2 Yuji Nakasone,3 Lippo V. J. Lassila,2 Pekka K. Vallittu,2 and Akiyoshi Shinya1 page 03
- [33] <http://www.implant.com.fr/implant.com.fr/Accueil.html>
- [34] <http://www.bonjour-docteur.com/article.asp?IdArticle=175&IdBloc=Tout>
- [35] <http://www.dr-bronstein-patrick-chirurgiens-dentistes.fr/implants-dentaires.htm>
- [36] <http://www.endurance-implant.com/implant-dentaire-informations.php>
- [37] G. DGOUHE, et al ; L'assistante en implantologie chirurgicale et prothétique.2008.
- [38] http://www.dentistetunisie.com/fr/implants_dentaires_200.htm
- [39] <http://www.implantoral-club.lu/pages/implantologie.html>
- [40] <http://www.nobelbiocare.com/fr/products-solution/default.aspx>
- [41] Prothèse amovible complète. Prothèse immédiate. Prothèses supraradiculaire et implantaire. Christophe RIGNON-BRET, Jean-Marie RIGNON- BRET. 2002.
- [42] <http://www.endurance-implant.com/implantologie-dentaire-informations.php>.
- [43] Implantologie assistée par ordinateur: Intérêts du logiciel SimPlant. Thèse de la faculté de médecine U.C.A.D. Par Hans Helder BOUSSAMBA KOUKA.
- [44] Patrick MISSIKA, et al ; 2003, accéder à l'implantologie. Edition CdP.

- [45] Oğuz Kayabas , et al ; Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. 2006: 649–658
- [46] R. Hunter, et al; Develop mono-block tooth implants using automate design and FEM analysis. 2007.
- [47] Liang Kong, et al; Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width: A 3-dimensional Finite Element Analysis. 2008.
- [48] Shahram Zamani, One-piece and two-piece implants demonstrate comparable stress levels in bone: preliminary results of an FEA study. Copyright 2008 by Zimmer Dental Inc.
- [49] A. Merdji, et al; THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE MECHANICAL BEHAVIOUR OF A DENTAL IMPLANT SYSTEM.2010
- [50] Wiwat Tanwongwan, et al; Finite Element Modelling of Titanium Foam Behaviour for Dental Application. Proceedings of the World Congress on Engineering 2011.
- [51] <http://www.bulletins-electroniques.com/actualites/67551.htm>
- [52] Biomaterials Science: An introduction to Materials in Medicine. (B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen & J.E. Lemons eds.) Academic Press, San Diego 1996, p. 2.
- [53] Mémoire Présenté au département de mécanique, faculté des sciences de l'ingénieur ; université de Batna pour obtenir le titre de Magistère en génie mécanique. Option : Construction Mécanique Par GHOGGALI Saida.
- [54] D.F. Williams, Definitions in biomaterials, Amsterdam: Elsevier, 1987.
- [55] D.F. Williams, the Williams dictionary of biomaterials. . Liverpool: Liverpool University Press, 1999.
- [56] H.MARTINEZ, et al ; 2008, les implants : chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratigiqu.
- [57] Université de Bordeaux II, mémoire de l'Attestation d'Etude et de Recherche Approfondies en Implantologie Orale Année 2005/2006 Présenté et soutenu par le Dr Pascal EPPE. Allergies et intolérances en implantologie.
- [58]Gottfried Schmlaz , et al ; Biocompatibility of dental Materials.2009.
- [59] K. Kieswetter, Z. Schwartz, T.W. Hummert, D.L. Cochran, J. Simpson, D.D. Dean, B.D. Boyan Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. J Biomed Mater Res, 1996. 32: p. 55-63.
- [60] Société Francophone de Biomatériaux Dentaires J. CAMPS
- [61]Thèse présentée pour obtenir le titre de docteur de l'université de Strasbourg . Discipline: Physique et Chimie-Physique par Sorin George GRIGORESCU.
- [62] Article (Version PDF) Prothèses biocompatibles : Le titane devient incontournable.

[63] KNN. Hastie, T. & al. (2001) the Elements of Statistical Learning, Springer, Canada.

[64] JOON B. PARK. JOSEPH D. BRONZINO. Biomaterials. PRINCIPLES AND APPLICATIONS.

[65] www.straumann.be/fr/starget

[66] <http://agenceassurance.com/actualites-sante/7-actu/7097-implant-lames>.

[67] Thèse : les implants courts : état des connaissances. Présentée par Dr hichem KHAYAT.2010.

[68] <http://www.implantsnobelbiocare.com/index.html>

[69] L'implant Natéa

[70] New Acid Etched Titanium Dental Implant Surface *Gintaras Juodzbalsys, Marija Sapragoniene, Ann Wennerberg*.

[71] http://perso.univ-lemans.fr/~fcalvay/projetsmnriv/model_crash_abaqus.htm

[72] <http://www.mssmat.ecp.fr/Presentation-generale-d-Abaqus,1689>

الملخص:

الهدف من هذا العمل هو تحديد المادة الأنسب و الأقرب من حيث الخصائص الميكانيكية للعظم لتحل محل جذر السن دون أي أعراض غير مرغوب فيها و ذلك باستعمال طريقة "الجيران الأكثر قرب"، ثم قمنا بنمذجة الزرع و إنشائه باستخدام **Abaqus** و استخراج الإجهاد، الضغط و الانتقال لهذا الزرع مع مجموعة من المواد الحيوية.

الكلمات الرئيسية: المواد الحيوية، زراعة الأسنان ، الزرع ، العظم، وتحليل العناصر المحدودة.

Résumé :

L'objectif de ce travail est d'identifier le matériau le plus approprié et le plus proche en termes de propriétés mécaniques de l'os à remplacer la racine de la dent sans symptômes indésirables selon la méthode des "voisins les plus proches», puis nous avons modélisé l'implant et sa mise en place en utilisant Abaqus et d'extraire le stress, la pression et la transition de cet implant avec un groupe de biomatériaux.

Les mots clés : Les biomatériaux, Les implants dentaires, L'implantologie ; L'os, L'analyse par éléments finis.

Abstract :

The objective of this study was to identify the most appropriate material and the closest in terms of mechanical properties of bone to replace the root of the tooth without adverse symptoms according to the method of "nearest neighbors" and we modeled the implant and its implementation using Abaqus and extract the stress, pressure and the transition of the implant with a group of biomaterials.

Keywords: Biomaterials; Dental implants; Implant logy; Bone; Finite élément analysis;