

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2010

Thèse N°: 8

**LES NOUVEAUX TRAITEMENTS DE SURFACE D'IMPLANTS
DENTAIRES EN TITANE ET LEURS INFLUENCES
SUR L'OSTEO-INTEGRATION**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée

et soutenue publiquement par :

MOUAFO TAMBO Claude Constantin

Née le 08 mai 1983

Le 04 mars 2010, devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN

Assesseur : Monsieur le Docteur Saïd KIMAKHE

Assesseur : Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH

Assesseur : Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	3
I. HISTOLOGIE DU TISSU OSSEUX	5
I.1. Typologie osseuse.....	5
I.2. Classification osseuse	6
I.3. Les cellules osseuses.....	8
I.4. Les protéines de la matrice extracellulaire	8
I.5. Les molécules d'adhésion	10
II. OSTEO-INTEGRATION DES IMPLANTS DENTAIREs	11
II.1. Concepts et historique sur l'ostéo-intégration.....	11
II.2. Histologie et ostéo-intégration.....	12
II.2.1. Réponse osseuse menant à l'ostéo-intégration	12
II.2.1.1. Réponse osseuse de l'os spongieux	13
II.2.1.2. Réponse osseuse de l'os cortical.....	16
II. 3. Le remodelage osseux.....	17
II. 4. La muqueuse péri-implantaire.....	19
II. 5. Les facteurs déterminants l'ostéo-intégration	22
II. 6. Propriétés chimiques de surface	28
II. 7. Propriétés physiques de surface	30
II. 8. Propriétés topographiques.....	30
II.8.1. Méthodes de mesure de la topographie de surface	31
II.8.2. Evaluation de la rugosité.....	32
II. 9. Evolution des techniques.....	33

III. TRAITEMENT DES SURFACES IMPLANTAIRES.....	37
III.1. Les traitements soustractifs	38
III.1.1. Les implants usinés à surface lisse	38
III.1.2. Le sablage.....	40
III.1.3. Le mordantage	43
III.1.4. Effet du traitement mixte : Sablage + Mordantage.....	48
III.1.5. Traitement de surface au laser	51
III.1.6. Surface oxydée	53
III.2. Les traitements par addition.....	54
III.2.1. TPS : Titane Plasma Spray	54
III.2.2. Les revêtements à base d'hydroxyapatite ou de phosphate de calcium.....	58
IV. ETUDES DE L'IMPACT DES REVETEMENTS DE SURFACE DES IMPLANTS ORAUX SUR L'OSTEO-INTEGRATION.....	63
IV.1. Surfaces d'implants récemment développées et commercialisées	63
IV.1.1. Surface OsseoSpeed (Astra Tech).....	63
IV.1.2. Surface SLActive (ITI; Institute Straumann)	65
IV.1.3. Surface TiUnite (Nobel Biocare)	66
IV.1.4. Surface Nanotite (3i Implant Innovations).....	69
IV.1.5. Surface Friadent plus (Dentsply Friadent)	71
IV.2. Modifications expérimentales de surface.....	73
IV.2.1. Biomolécules enduits sur les surfaces d'implant de titane.....	73
IV.2.1.1. Amino acide à séquence RGD	74
IV.2.1.2. Collagène et collagène mimétique peptide.....	75
IV.2.1.3. Collagène combiné avec du chondroïtine sulfate.....	75
IV.2.1.4. Revêtement avec des facteurs de croissance.....	76
CONCLUSION	79
TABLES DES ILLUSTRATIONS	81
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	83

INTRODUCTION

Comme de nombreuses découvertes archéologiques l'attestent, la volonté de remplacer des dents perdues par un élément prothétique n'est pas une préoccupation récente. Les implants dentaires sont insérés chirurgicalement dans les maxillaires supérieurs et la mandibule, et sont maintenus en place grâce à des relations étroites entre leur surface et la croissance osseuse : ce phénomène est appelé ostéo-intégration. Cette fixation biologique est nécessaire pour soutenir la prothèse implantaire et assurer son succès à long terme. L'utilisation d'implants chez les patients édentés s'est considérablement développée ces dernières années. Cependant malgré de forts taux de succès, des échecs demeurent. Ceux-ci sont majoritairement liés à une insuffisance de formation osseuse favorisant l'ostéo-intégration.

Aujourd'hui, plus de 1300 types d'implants oraux variant dans la forme, la matière, la dimension, la géométrie d'interface et les propriétés de surface sont commercialement disponibles (18). L'implantologie actuelle est en effet caractérisée par l'évolution de concepts fondamentaux et scientifiques. Elle recherche une optimisation de la fiabilité thérapeutique, un résultat prothétique de plus en plus esthétique et une diminution du temps global du traitement. En 2008, 350.000 implants ont été posés en France et 3 français sur 1000 ont bénéficié d'un traitement implantaire.

Au cours de ces dernières années, les principes établis par l'école suédoise ont considérablement évolué et la fiabilité thérapeutique a augmenté. C'est ainsi que les propriétés de surface implantaire ont été améliorées pour perfectionner l'ancrage mécanique et la réponse biologique. De même dans les années 1980, la structure de surface a été identifiée comme un des six facteurs particulièrement importants pour l'incorporation d'implants dans l'os (4). Par ailleurs il est apparu que la formation précoce d'os peut conférer une meilleure stabilité pendant le processus de cicatrisation, permettant ainsi la mise en charge plus rapide de l'implant.

Depuis la définition du concept d'ostéo-intégration en 1984 par Branemark, l'utilisation de ce principe et son application clinique ont été largement vulgarisées. Dans l'ostéo-intégration, l'os est étroitement lié à un matériau biocompatible. Le titane, de par son excellente biocompatibilité, ses propriétés biologiques et biomécaniques idéales, s'est révélé être le matériau de choix en implantologie clinique. Cela est dû au fait que les macrostructures et microstructures de ce matériau, la stabilité primaire et les conditions de mise en charge pendant la période de cicatrisation jouent un rôle décisif pour l'obtention de l'ostéo-intégration.

Deux topographies de surface sont retrouvées : lisse et/ou rugueuse. En effet, les implants dentaires en titane peuvent présenter une surface en totalité lisse, une surface en totalité rugueuse ou une surface mixte. Cependant, force est de constater que la topographie de la surface de l'implant, influence considérablement l'adhérence biomoléculaire et cellulaire.

Le but de ce travail consiste alors à présenter les principaux états de surfaces implantaires actuellement sur le marché, et de ressortir l'influence de leurs caractéristiques physico-chimiques sur le phénomène d'ostéo-intégration.

I. HISTOLOGIE DU TISSU OSSEUX

L'objectif principal en implantologie endo-osseuse est d'obtenir une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mise en charge. Ainsi la création et la pérennité de l'ostéo-intégration dépendent de la compréhension des processus de cicatrisation, de réparation et du remaniement des tissus. De ce fait, différents acteurs sont impliqués telles que des cellules, des éléments minéraux et organiques de la matrice extracellulaire.

Le tissu osseux est composé de cellules (ostéoblastes, ostéocytes, ostéoclastes, cellules bordantes de l'os) et d'une matrice extracellulaire constituée de 65% d'éléments minéraux (essentiellement des cristaux d'hydroxyapatite) et de 35% d'éléments organiques. Le collagène de type I représente plus de 90% de ce matériel organique dans la matrice osseuse, les 10% restants sont constitués de protéines non collagéniques, dont moins de 1% de facteurs de croissance osseux, et sont enchâssés dans la matrice osseuse pendant l'ostéogénèse. Ceci participe au maintien de l'activité cellulaire pendant le processus de cicatrisation et de formation osseuse.

I.1. Typologie osseuse

On distingue deux types d'os : l'os compact et l'os spongieux. L'os compact, sans espace médullaire est caractérisé par le système de Havers qui le compose. L'os spongieux, présente des espaces médullaires cloisonnés par des trabécules osseuses très fines d'os compacts. Ces espaces médullaires contiennent essentiellement de la moelle grasseuse.

La matrice extracellulaire n'est pas seulement un tissu de soutien, elle a un rôle actif dans la régulation du comportement des cellules à son contact (21). Elle présente deux phases : une phase organique et une phase inorganique.

-La phase organique, représente 21% de la matrice extracellulaire et se constitue de protéines structurales (collagène, réticuline, élastine, fibrilline, laminine), de protéines spécialisées (fibronectine, ostéopontine, ostéocalcine, ostéonectine, et sialoprotéine) et de protéoglycans.

-La phase inorganique dite phase minérale, représente 70% de la matrice extracellulaire et est essentiellement composée de cristaux de phosphate de calcium avec une majorité se

présentant sous forme d'hydroxyapatite et le reste se trouvant à l'état de phosphate de calcium amorphe.

I.2. Classification osseuse

Lekholm et Zarb en 1985 (66) définissent une classification osseuse répartie en quatre catégories, qui tiennent compte de la répartition entre l'os cortical et l'os spongieux. C'est ainsi qu'on distingue :

-l'os de type I : Il est dense et composé principalement d'os compact. La partie d'os spongieux est quasiment inexistante. Un environnement osseux de type I, donc de nature fortement compacte peut représenter une entrave au bon déroulement de la cicatrisation osseuse en raison du manque d'apport vasculaire.

-l'os de type II : Il est composé d'une partie d'os cortical et d'une partie d'os spongieux. C'est un os idéal pour la mise en place d'implants dentaires, avec une corticale épaisse et un os spongieux vascularisé. Il allie densité et qualité osseuse. Les os de type I et II sont très fréquemment retrouvés à la mandibule entre les trous mentonniers, voire plus en postérieur. L'os de type I concerne exclusivement la zone symphysaire de la mandibule. On peut en revanche se trouver exceptionnellement en présence d'un os de type II dans la région maxillaire.

-l'os de type III : Ici, la partie corticale est fine et la partie spongieuse est consistante. C'est un os de densité moyenne où la pose chirurgicale d'un implant dentaire, même si elle n'est pas idéale, reste favorable. Ce type d'os est retrouvé à la mandibule en arrière des trous mentonniers et au maxillaire dans la région antérieure.

-l'os de type IV : Il présente une corticale qui est quasiment inexistante et une partie spongieuse très réduite. C'est un os défavorable à la pose d'un implant dentaire et rend difficile l'obtention de la stabilité primaire. Il se retrouve essentiellement dans les régions tubérositaires maxillaires.

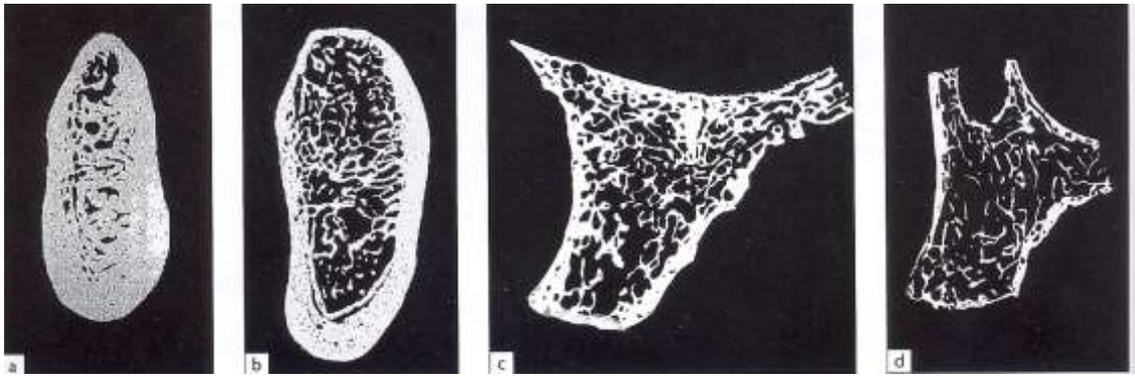


Figure 1. Classification osseuse selon Lekholm et Zarb (Ulm et coll., 1999) (93)

Section de la mandibule et du maxillaire correspondant à la typologie énoncée. a : Os de type I à la mandibule. b : Os de type II à la mandibule. c : Os de type III à la mandibule. d : Os de type IV, au maxillaire (103). Il s'agit d'une classification histologique mise en évidence par un examen au microscope d'une coupe histologique. Elle est difficile à appliquer, en pratique clinique.

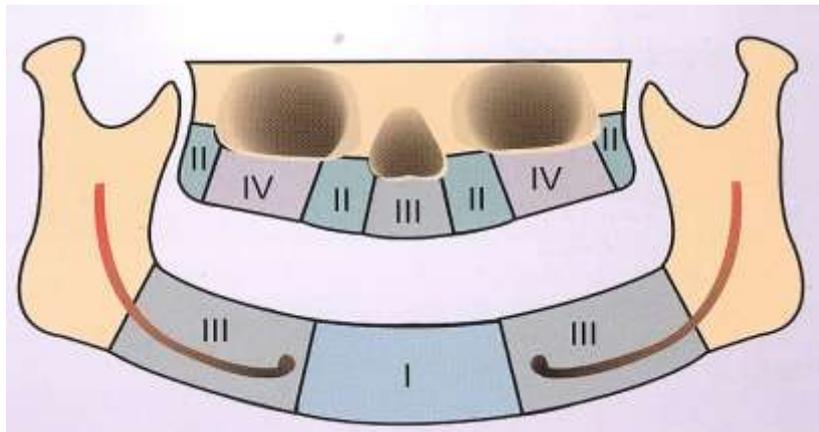


Figure 2. Distribution de l'os selon les régions (Albrektsson et coll., 1981) (4)

Ce schéma permet d'anticiper les difficultés de stabilité primaire.

Néanmoins, il existe d'autres classifications parmi lesquelles nous pouvons citer celle de Trisi et Rao en 1999 (101). Selon elle, l'os est :

-dense : Le clinicien ne sent pas la délimitation sensible entre la partie corticale et la partie spongieuse.

-normal : Le clinicien sent nettement le passage de la corticale à un os moins résistant.

-de faible densité : La corticale et la partie spongieuse offrent peu de résistance, elles sont facilement passées.

I.3. Les cellules osseuses (1, 3)

Les cellules souches mésenchymateuses ont une certaine plasticité et peuvent se différencier en fibroblastes, ostéoblastes mais aussi en chondroblastes ou en adipocytes.

Les ostéoblastes ont un diamètre de 25 à 30µm et leur forme est cuboïde ou rectangulaire. On les retrouve sur la face interne du périoste, sur les faces internes des trabéculations osseuses ainsi que le long des parois alvéolaires.

Les ostéoclastes sont responsables de la résorption osseuse. Ils sont d'origine hématopoïétique et la différenciation de pré-monocytes en précurseurs ostéoclastiques se déroule dans la moelle osseuse. Ils possèdent un important volume cellulaire, et résorbent l'os en formant des géodes (lacune de Howship).

I.4. Les protéines de la matrice extracellulaire

Elles sont représentées à 90% par les protéines collagéniques (types I), et de 10% par des protéines non collagéniques (ostéocalcine, ostéonectine, fibronectine, ostéopontine...). Toutes ces protéines sont synthétisées par les ostéoblastes et servent quasiment toutes dans les phénomènes d'adhésion. L'adhésion est la première étape cruciale et conditionne la prolifération, la production et l'apposition des tissus minéralisés. De plus, cette adhésion dépend en grande partie des protéines présentes et de leurs propriétés.

Certaines protéines possèdent un certain chimiotactisme et des propriétés adhésives notamment parce qu'elles possèdent une séquence peptidique RGD (Séquence peptidique Arg-Gly-Asp). Cette séquence est spécifique de la fixation des récepteurs de la membrane cellulaire comme les intégrines. On retrouve ce type de protéine dans la couche afibrillaire péri-implantaire, en particulier la fibronectine, mais aussi les ostéopontines, les sialoprotéines osseuses, le collagène de type I et la vitronectine. Le fait que ces protéines soient en contact avec le titane, favorise leur absorption à sa surface et induit ainsi une ostéo-intégration plus précoce.

La fibronectine est une glycoprotéine extracellulaire ubiquitaire. Elle présente de nombreux sites de liaison pour des protéines de la MEC (Matrice Extra Cellulaire), pour des récepteurs membranaires tels que des intégrines, des protéines du sang circulant comme la fibrine, des glycosaminoglycanes comme l'héparine et le chondroïtine-sulfate. La fibronectine en plus de son rôle de molécule majeure de l'adhérence cellulaire avec le tissu conjonctif, intervient dans la communication cellulaire. La liaison fibronectine-intégrine membranaire peut activer des voies de transduction du signal, modifiant ainsi le comportement cellulaire.

L'ostéopontine relie l'hydroxyapatite aux cellules osseuses.

L'ostéocalcine riche en acide gamma-carboxyglutamique relie aussi les cellules osseuses aux cristaux de la phase minérale. Synthétisée par les ostéoblastes, elle attire et active les ostéoclastes et joue donc un rôle dans le renouvellement osseux.

L'ostéonectine sécrétée par les ostéoblastes, intervient dans la minéralisation grâce à son affinité pour le collagène I et le calcium.

Les sialoprotéines osseuses et collagénases jouent un rôle dans le processus de remodelage osseux.

Les protéoglycanes ont la capacité de fixer certaines cytokines ou facteurs de croissance. Ainsi le facteur de croissance du fibroblaste « FGF » (Fibroblast Growth Factor) se lie aux chaînes d'héparane-sulfate pour stimuler la prolifération des cellules de la MEC et le facteur de croissance transformant bêta « TGF bêta » (Transforming Growth Factor) se lie au niveau de la zone du noyau protéinique.

Ces protéines présentes à l'intérieur des cellules osseuses, jouent un rôle dans l'interaction titane/cellule. Lorsque les cellules adhèrent à la surface implantaire, il y a une création de contacts focaux ou la formation des plaques d'adhésion. Ce sont des contacts étroits entre la membrane cellulaire et le biomatériau d'environ 10 à 15 nm. Cependant ce type de contact est rare *in vivo*.

La typologie de la surface en titane doit offrir aux cellules osseuses, une plus grande surface pour y adhérer. De plus, pour obtenir une bonne cicatrisation osseuse, ces protéines doivent induire la formation de filipodes qui sont des protrusions de la membrane plasmique et qui permettent un contact encore plus étroit avec le titane.

I.5. Les molécules d'adhésion

Les molécules d'adhérence cellulaire sont des glycoprotéines transmembranaires qui assurent : la reconnaissance spécifique entre deux cellules ou entre les cellules et la MEC ; la formation de contacts stables entre deux cellules ou entre une cellule et la MEC ; la transmission de signaux capables de modifier le comportement de la cellule avec son environnement. On dénombre quatre familles multigéniques codant pour des glycoprotéines transmembranaires : les sélectines, les immunoglobulines, les cadhérines, les intégrines.

Les sélectines sont des récepteurs d'oligosaccharides localisés à la surface des cellules du compartiment vasculaire et qui s'apparentent aux lectines. Cette famille est composée de trois protéines responsables à l'intérieur du compartiment vasculaire sanguin, des interactions adhésives entre les leucocytes et l'endothélium vasculaire ainsi qu'entre les leucocytes et les plaquettes.

Certaines **immunoglobulines** sont impliquées dans les interactions entre les cellules immunitaires et leurs partenaires cellulaires.

Les cadhérines sont responsables de l'adhésion cellule/cellule par l'intermédiaire de la liaison CAM (cadhérins mediate adhesion). C'est la principale protéine de l'adhérence intercellulaire. Ils constituent des glycoprotéines transmembranaires qui jouent un rôle important dans les processus du développement, ainsi que dans les processus pathologiques. Les cadhérines sont indispensables à la formation des complexes de jonction.

Les intégrines sont des hétérodimères composés de deux sous-unités alpha et bêta. Elles constituent la principale famille de récepteurs de diverses molécules de la MEC. Leurs principaux ligands extra-cellulaires sont les collagènes I et IV, la laminine, la fibronectine, et le fibrinogène grâce à leurs sites Arg-Gly-Asp (RGD) (9). Elles possèdent un domaine extra-cellulaire, un domaine transmembranaire et un domaine cytoplasmique. Les intégrines qui enjambent les membranes cellulaires agissent comme des interfaces entre les compartiments extra et intra-cellulaire et peuvent transmettre une information liée à la fixation d'un ligand externe. De ce fait, les intégrines peuvent induire l'adhésion, la prolifération et la migration des cellules. Elles régulent ainsi la croissance et la différenciation des cellules.

Les GAP-jonctions : elles sont responsables de la communication entre les cellules. En effet après reconnaissance et adhésion des cellules entre elles, c'est par ce moyen que s'établissent des échanges ioniques directs.

II. OSTEO-INTEGRATION DES IMPLANTS DENTAIRES

II.1. Concepts et historique sur l'ostéo-intégration

Les premières recherches sur l'intégration tissulaire des matériaux ont été réalisées en Suède au début des années 1950. C'est notamment au cours de cette période que des connaissances ont été acquises sur différents types de matériaux ainsi que sur le rôle du traumatisme chirurgical dans la cicatrisation tissulaire (19). En 1965, un premier patient est traité selon les principes de l'ostéo-intégration. C'est ainsi que Branemark, en 1977, introduit le concept d'ostéo-intégration liée à l'utilisation d'implants en titane appelé fixtures de Branemark et à sa mise en nourrice durant la période de cicatrisation osseuse.

Initialement, l'ostéo-intégration a été définie comme une apposition osseuse directe sur la surface implantaire, mais en 1998 Branemark l'a défini comme une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge (19). Elle a pris par la suite la dénomination d'ankylose fonctionnelle (95). L'ostéo-intégration est ainsi caractérisée comme une coaptation directe structurale et fonctionnelle entre l'os vivant et la surface implantaire (68). Elle est le résultat d'une régénération osseuse primaire directe sur l'implant.

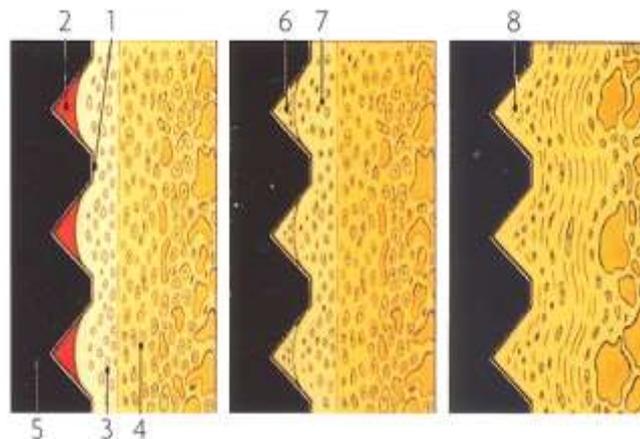


Figure 3. Réponse physiologique de l'os

à la suite de la pose d'un implant (Branemark et coll., 1988) (19)

1-Immobilisation de l'implant dans l'os. 2-Hématome contenu dans l'espace délimité par les spires. 3-Zone osseuse endommagée. 4-Os non endommagé. 5-Implant. 6-L'hématome se transforme en os par l'intermédiaire d'un cal osseux. 7-Os endommagé guérit /un remodelage à lieu sous la forme d'un processus de déminéralisation/reminéralisation. 8-Un remodelage osseux a lieu à l'interface os-implant en réponse aux forces masticatoires transmises.

II.2. Histologie et ostéo-intégration

Le terme « ostéo-intégration » décrit une réponse osseuse fonctionnelle à un implant. Il ne décrit cependant pas les réactions fort différentes qui peuvent y conduire. C'est pourquoi nous y revenons pour apporter plus d'éclaircies afin de mieux les définir.

II.2.1. Réponse osseuse menant à l'ostéo-intégration

La réaction osseuse à la mise en place d'un implant n'est pas spécifique. A la différence des tissus mous, la réparation osseuse ne produit pas de tissu cicatriciel quand elle a lieu dans de bonnes conditions. A la fin de la cicatrisation, l'os nouvellement formé ne se distingue plus de l'os préexistant. Un ensemble de conditions est cependant nécessaire à la réparation osseuse. Outre l'existence d'une surface stable favorisant la formation osseuse, la présence de cellules adéquates, une nutrition appropriée de ceux-ci, un environnement biomécanique adapté reste fondamentale. Les principales cellules qui participent à la néoformation osseuse sont les ostéoblastes et les ostéoclastes.

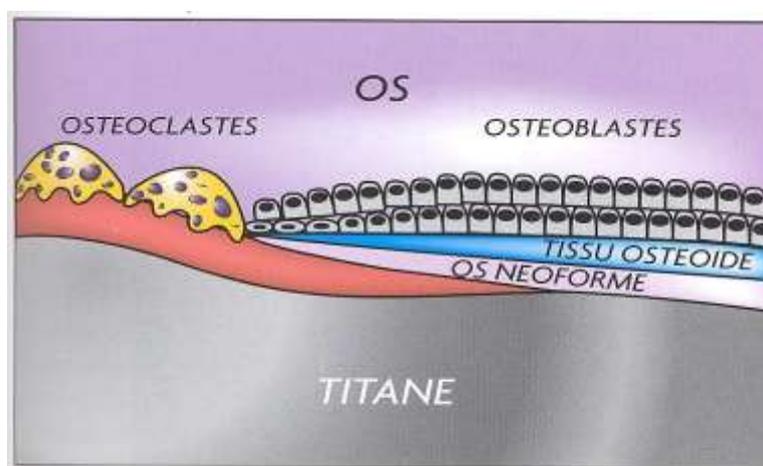


Figure 4. Cellules impliquées dans la réparation osseuse (Hulbert et coll., 1974) (58)

Ces ostéoclastes résorbent l'os ancien. Ils sont suivis par les ostéoblastes qui apposent de l'os formé. Ces cellules se transforment en ostéocytes et deviennent des cellules quiescentes.

On peut tout de même faire remarquer que la réponse osseuse autour d'un implant est différente selon qu'elle a lieu dans l'os cortical ou dans l'os spongieux. Ceci pour la simple raison que l'environnement osseux et cellulaire est distinct. En effet, après la mise en place chirurgicale de l'implant, il existe systématiquement un espace péri-implantaire qui se forme. Car l'adaptation entre l'os et l'implant n'est jamais totalement parfaite. Suivant son

implantation dans le tissu, on distinguera deux types de réponses osseuses : La réponse osseuse de l'os spongieux et la réponse osseuse de l'os cortical.

II.2.1.1. Réponse osseuse de l'os spongieux

La réponse osseuse de l'os spongieux se déroule en quatre phases :

Phase 1 : la formation du caillot (14)

Le sang est la première substance qui entre en contact avec la surface implantaire. Après la pose de l'implant, on assiste à la formation d'un caillot sanguin dans les espaces laissés libres entre le trait de forage et le matériau. La partie cellulaire contient des globules rouges, des plaquettes et des globules blancs. Le fibrinogène constituant la partie protéique se dépose sur le titane. Il induit de ce fait une absorption préférentielle des plaquettes à la surface. Ainsi, après leur absorption, les plaquettes se dégranulent et relarguent des facteurs de croissance. Ces derniers attireront par chimiotaxie les cellules indifférenciées vers le site de la plaie.

Phase 2 : formation d'un réseau de fibrine 3 D (14)

Après la mise en place du caillot, un réseau tridimensionnel de fibrine se forme. Il est suivi d'une angiogenèse locale. Au travers des capillaires néoformés, des cellules mésenchymateuses indifférenciées arrivent sur le site de réparation. Et si toutes les conditions locales biomécaniques sont réunies, elles se différencient suivant la lignée ostéoblastique. Des cellules néodifférenciées ostéogéniques migrent en direction de la surface par ce qu'elles sont attirées par des signaux émis lors de la dégranulation des plaquettes au voisinage de la surface. Leur migration, au voisinage immédiat de la surface implantaire, s'accompagne de tensions sur les fibres qui provoquent une certaine rétraction. Selon que les fibres qui sont attachées à la surface arrivent à résister ou non à la traction, l'ostéogenèse se poursuivra en ostéogenèse de contact ou ostéogenèse à distance.

Phase 3 : première apposition osseuse

Ostéogenèse de contact : (14)

Lorsque les fibres sont bien ancrées à la surface et résistent à la traction des cellules, les cellules ostéogéniques peuvent arriver directement jusqu'à la surface implantaire. Elles reconnaissent la surface comme étant une surface stable, pour ensuite continuer leur différenciation en ostéoblastes et enfin exprimer leurs phénotypes. Ces cellules ostéogéniques vont tout d'abord sécréter une matrice protéique non collagénique riche en ostéopontine et en sialoprotéine qui se minéralise immédiatement. Elle est l'équivalent de la ligne cémentaire que l'on rencontre systématiquement lors de toute activité de remodelage. Cette couche très fine qui entoure étroitement l'implant est semblable à celle qui sépare les cellules osseuses de la matrice minéralisée, ou encore celle qui sépare les matrices minéralisées entre elles. Elle est riche en protéines, comme le collagène, les ostéopontines ou les sialoprotéines osseuses. Ces protéines ont la particularité de toutes comporter une séquence peptidique spécifique : RGD (Arginine, Glycine, Acide Aspartique). On comprend donc que ces protéines une fois absorbées sur la surface implantaire, lui confèrent un véritable « pouvoir adhésif » sur les cellules osseuses.

Les cellules continuent leurs activités d'apposition osseuse en produisant un os tissé. Ce dernier est reconnaissable par le caractère désorganisé de ses fibres de collagène minéralisées. Les cellules continuent leur apposition osseuse. Des ostéoblastes sécrétant sont inclus dans la matrice osseuse et se différencient en ostéocytes. L'apposition osseuse se continue de manière centrifuge depuis la surface de l'implant en direction de l'os originel et centripète, afin d'assurer une immobilisation de l'implant dans la structure osseuse.

Ostéogenèse à distance : (88, 24)

Si l'ancrage des fibres à la surface implantaire est faible, par ce qu'il n'y a pas de rugosités pour s'y accrocher, elles ne résistent cependant pas à la traction des cellules ostéogéniques et se détachent de la surface. Les cellules migrantes ne peuvent arriver directement à la surface implantaire, elles restent alors à distance. L'apposition osseuse se fera depuis la surface adjacente la plus stable, c'est à dire les berges du trait de forage. Comme précédemment, la matrice protéique, non collagénique, riche en ostéopontine et en sialoprotéine est sécrétée puis minéralisée. Les cellules continuent leur activité d'apposition osseuse en direction de l'implant en produisant un os tissé.

Phase 4 : apposition osseuse et ostéo-intégration (24)

Après le déclenchement de l'apposition osseuse, l'os tissé passe par toutes les phases de la maturation et du remodelage. Il se transforme en os lamellaire avec une organisation parallèle des fibres de collagène, puis en os haversien avec une organisation circulaire concentrique des fibres de collagène. Au fur et à mesure des étapes de maturation, ses propriétés mécaniques augmentent. Cependant, la réponse initiale ostéogénèse de contact ou ostéogénèse à distance, n'est pas sans conséquence sur l'organisation à long terme de la structure osseuse péri-implantaire. **L'état de surface** induira une réponse osseuse initiale spécifique qui conduira à une structure osseuse distincte.

Réaction de trabéculatation (105)

Elle se produit lorsque la réaction osseuse initiale est une réaction d'ostéogénèse de contact. L'apposition osseuse se poursuit selon une réaction du type trabéculatation. Autour de l'implant, l'os forme une couche osseuse mince plus ou moins continue sur laquelle viennent s'encastrent des trabécules osseux orientés plus ou moins perpendiculairement à l'axe vertical de l'implant. Ces trabécules sont connectés à l'os environnant. Tout comme précédemment, cette organisation est destinée à persister à long terme. Cette réaction est typique **d'une surface rugueuse ou bioactive.**

Réaction de corticalisation (105)

Elle se déroule lorsque la réaction osseuse initiale est une réaction d'ostéogénèse à distance. L'apposition osseuse se poursuit selon une réaction du type corticalisation. Autour de l'implant, l'os forme une coque osseuse enveloppante d'une certaine épaisseur. L'organisation de cette structure persiste à long terme. La réaction de corticalisation est lente, elle nécessite du temps pour arriver à la phase haversienne. Elle est typique **d'une surface usinée ou lisse.**

On constate donc qu'en fonction de **la topographie de surface implantaire** en présence (rugueuse, usinée, lisse ou recouverte de substances bioactives), l'obtention de l'ostéo-intégration sera fortement influencée et sera donc plus ou moins rapide.

II.2.1.2. Réponse osseuse de l'os cortical

La réponse osseuse de l'os cortical est différente de celle de l'os spongieux. L'impact de l'effet des surfaces sur la réponse osseuse corticale est significativement inférieur à celle de l'os spongieux. Ainsi, placer un revêtement bioactif dans un os spongieux permet d'augmenter le pourcentage d'apposition osseuse au contact de l'implant de manière significative. En revanche, la surface bioactive placée dans un os cortical, ne peut exprimer ses propriétés d'ostéo-conductivité comme dans l'os spongieux. L'augmentation du pourcentage d'apposition osseuse par rapport à une autre surface ne sera pas significative. Dans cet environnement, elle perd toute pertinence. Lorsque le contact osseux avec la surface implantaire est étroit, le remodelage osseux à cet endroit est différé par rapport aux deux semaines nécessaires à l'os spongieux (48). Il n'intervient qu'ultérieurement dans les trois mois. En effet pour obtenir l'ostéo-intégration, il faut passer par une phase de résorption locale pour permettre aux cellules ostéoblastiques d'exprimer leur phénotype, c'est-à-dire sécréter la ligne cémentaire et apposer de l'os. Cette phase prend plus de temps qu'au niveau de l'os spongieux, qui peut immédiatement être apposé à la surface de l'implant. Il est donc important de connaître la typologie osseuse avant toute implantation orale. Ce qui optimisera l'ostéo-intégration future.

Synthèse sur les conditions d'obtention de l'ostéo-intégration

Dès son implantation dans l'os maxillaire de l'implant dentaire, une succession d'évènements entre le tissu hôte et la surface de l'implant se produisent et conduisent à la formation d'os initial autour de l'implant. Davies et coll. en 2003 et en 2007 (38,39) ont proposé un concept qui comprend la cascade biologique de la première guérison de l'os péri-implantaire.

La première phase est **la phase curative**. L'ostéo-conduction dépend du recrutement et de la migration directe des cellules ostéogéniques à la surface de l'implant, par le résidu du caillot sanguin péri-implantaire. Les aspects les plus importants de l'ostéo-conduction sont répercutés à la surface de l'implant par l'activation initiale de plaquettes qui s'en suivent dans la migration directe de cellules ostéogéniques et dans la stabilisation de caillot de fibrine par le fait d'emboîter les fibres de fibrine à la surface de l'implant. Promouvant ainsi la croissance dirigée de cellules formant l'os sur la surface de l'implant. Ces cellules qui font la différence avant d'atteindre la surface de l'implant sécrèteront la matrice. Par conséquent, elles arrêteront d'émigrer et n'atteindront pas la surface de l'implant. Ainsi, l'ostéo-conduction s'en suivra dans les maigres spicules avançant vers la surface prévue.

Les cellules ostéogéniques qui émigrent sur la surface de l'implant se différencieront et formeront l'os de novo en sécrétant d'abord une matrice protéinique directement sur la surface de l'implant. Cette deuxième phase curative, de la formation d'os de novo résulte d'une minéralisation équivalente de la matrice interfaciale minéralisée qui est vue sur la ligne cémentaire dans le tissu osseux naturel. Dans ces deux phases, **l'ostéo-conduction et la formation d'os de novo** se poursuivent par un contact ostéogénique, et présentent une surface implantaire adaptée à la liaison osseuse.

Dans la troisième phase curative, **le remodelage osseux** se déroule suivant un processus plus lent.

II.3. Le remodelage osseux (1, 3)

Les ostéoblastes liés à la couche externe du titane vont pouvoir initier le processus d'ostéogénèse de contact pour combler l'espace péri-implantaire et intégrer l'implant au tissu osseux. Une fois l'espace péri-implantaire comblée par l'ostéogénèse de contact, ce néo-tissu osseux va être soumis au processus de remodelage osseux. C'est durant cette phase que l'implant va atteindre sa stabilité maximum (94). Le remodelage osseux se déroule en quatre phases : la phase d'activation, la phase de résorption, la phase d'inversion et la phase de formation du tissu osseux.

Phase d'activation

La surface osseuse est normalement recouverte de cellules bordantes qui empêchent l'accès des ostéoclastes à la MEC (Matrice Extra Cellulaire). Sous l'action de facteurs ostéo-résorbants tels que les hormones parathyroïdienne (PTH), la vitamine D3, les cellules bordantes se rétractent et libèrent l'accès aux ostéoclastes et pré-ostéoclastes qui peuvent adhérer à la matrice osseuse. L'afflux des ostéoclastes est favorisé par la prolifération de leurs précurseurs médullaires sous l'effet de plusieurs molécules, notamment du M-CSF « Molecular biology to Clinical application » (Application biologique de molécules cliniques). Les ostéoclastes proviennent de la fusion de pré-ostéoclastes issus de précurseurs mononucléés, eux-mêmes issus des monocytes sous l'action du M-CSF sécrété par les ostéoblastes, notamment en réponse à la vitamine D3 et à la PTH.

Phase de résorption du tissu ostéoïde

Chaque ostéoclaste devenu actif se fixe à la matrice sur le lieu de résorption, et la phase de résorption de la matrice commence. Elle s'effectue en deux étapes successives : Par une dissolution de la phase minérale par acidification du compartiment de résorption et par une dégradation de la matrice organique sous l'action d'enzymes protéolytiques lysosomales.

Phase d'inversion

Quand les ostéoclastes ont fini de creuser une lacune, ils meurent par apoptose et sont remplacés par des macrophages qui lissent le fond de la lacune.

Phase de formation du tissu osseux

Elle comporte deux temps au cours desquels les ostéoblastes jouent un rôle majeur. Il s'agit de la production de MEC par les ostéoblastes et de la minéralisation de cette MEC.

La production de MEC (Matrice ExtraCellulaire) est liée à la prolifération et à la différenciation terminale des cellules ostéoprogénitrices présentes à la surface de la matrice érodée et au fond de la lacune appelée ligne cémentante. Elle a lieu sous l'effet des BMP « Bone morphogenic protein » (Protéines de la morphogenèse osseuse) sécrétées par les ostéoblastes et ostéoclastes adjacents. Ces ostéoblastes synthétisent une nouvelle MEC osseuse qui comble la lacune.

Plusieurs hormones, notamment les oestrogènes, les androgènes et la vitamine D stimulent la production de matrice osseuse. De nombreux facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes, stockés dans la matrice osseuse, puis relargués sous forme active lors de la résorption, agissent dans le même sens tels les FGF « Fibroblast Growth Factor », TGF bêta « Transforming Growth Factor », IGF « Insulin-like Growth Factor », dont la synthèse est stimulée par l'hormone de croissance GH, et par les BMP (Bone Morphogenetic Protein). Les BMP jouent un rôle essentiel dans l'ostéogénèse par des effets combinés sur le recrutement, la prolifération et la différenciation des ostéoblastes et de leurs précurseurs. Chez l'homme, il a été isolé huit gènes codant pour huit BMP (1 à 8). Les BMP (sauf BMP-1 qui ne présente pas de propriétés ostéo-inductrices) font partie de la superfamille des TGF-béta. A l'inverse, IL1 (Interleukin-1) et TNF alpha « Tumor Necrosis Factor alpha » inhibent la production de matrice osseuse par les ostéoblastes.

La minéralisation se fait, dans un deuxième temps au niveau du front de minéralisation, à la jonction entre le tissu ostéoïde et le tissu minéralisé. La phosphatase alcaline est l'enzyme synthétisée par les ostéoblastes et va hydrolyser les esters phosphoriques inhibiteurs de la minéralisation. Les ostéoblastes produisent des vésicules matricielles, qui constituent des réservoirs de phosphatases alcalines et d'ions. Ces derniers vont être déversés dans le milieu extracellulaire pour initier la minéralisation du tissu osseux, en favorisant les concentrations locales en ions calcium et phosphates qui précipitent sous forme de cristaux d'hydroxyapatite.

L'ostéocalcine augmente la concentration locale de calcium extracellulaire et le fixe sur le tissu osseux. La vitamine D3 joue un rôle important en favorisant l'absorption intestinale du calcium et sa fixation sur l'os. Ainsi le remodelage osseux est suivi par une nouvelle ossification dite fonctionnelle, qui permet de structurer la MEC osseuse en fonction des forces appliquées, donnant au tissu osseux sa structure adulte de type trabéculaire puis lamellaire.

II.4. La muqueuse péri-implantaire

L'implant étant au contact intime du tissu gingival, l'état de surface et la forme du col de l'implant ont donc leur importance. Notamment sur la vitesse et sur le niveau de résorption osseuse crestale. La stabilité dans le temps de l'ostéo-intégration sera assurée par l'étanchéité et la bonne santé du manchon muqueux péri-implantaire (56). Ainsi le comportement de la muqueuse péri-implantaire dépend de la qualité des tissus mous et de l'importance de l'enfouissement de l'implant (68). A la fin de la période de cicatrisation, l'interface tissu mou/implant est constituée de trois zones bien délimitées: Le sulcus, l'attache épithéliale et l'attache conjonctive. Ces structures sont similaires à celle du parodonte superficiel, mais non identiques.

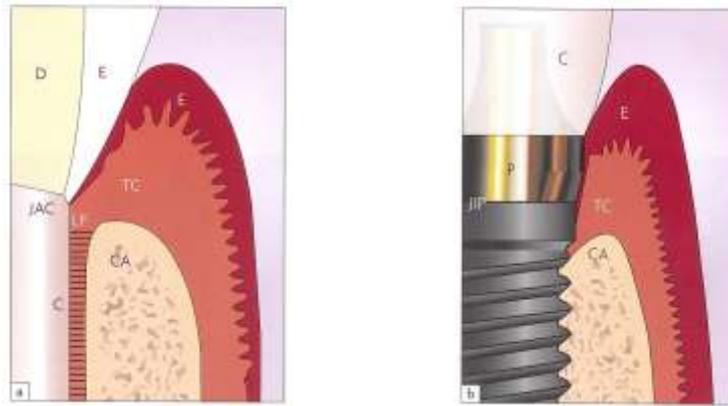


Figure 5. Organisation de la jonction muco-épithéliale d'une dent et d'un implant

(Listgarten et coll., 1991) (68)

La structure de la gencive est peu différente. La grande différence réside dans l'existence du ligament alvéolo-dentaire pour la dent naturelle et de l'ostéo-intégration pour l'implant. a : Dent naturelle (C : cément ; LP : ligament ; JAC : Jonction amélo-cémentaire ; D : dentine ; E : émail ; E : épithélium ; TC : tissu conjonctif ; CA : crête alvéolaire). b : Implant (I : ciment ; JIP : Jonction implant pilier ; P : pilier ; C : couronne).

L'épithélium sulculaire (68)

C'est une extension non kératinisée de l'épithélium buccal. Il est en continuité avec l'épithélium kératinisé sur sa portion coronaire. Il est formé de 5 à 15 couches cellulaires et sa structure est similaire à celle de l'épithélium sulculaire parodontal. Il diminue en épaisseur au fur et à mesure qu'il devient apical. La profondeur moyenne de sondage dans ce sulcus est de 2mm. Les mesures peuvent atteindre 3 à 4 mm sans témoigner d'une situation pathologique. Les cellules épithéliales les plus apicales sont situées de 1 à 1,5 mm coronairement à l'os crestal.

L'attache de jonction (68)

Elle est en contact étroit avec la surface implantaire. Cette barrière biologique joue un rôle majeur dans la pérennité de l'implant. Sa hauteur est de l'ordre de 1 à 2 mm. Les cellules épithéliales ont la capacité d'adhérer aux biomatériaux inertes comme le titane et la céramique au moyen d'hémidesmosomes et d'une lame basale, tout comme pour la surface dentaire.

Le tissu conjonctif (32)

Il s'interpose toujours entre le sommet de la crête osseuse et la portion apicale de l'épithélium. Quelle que soit la surface, usinée, rugueuse, ou recouverte d'un matériau

bioactif, les fibres de collagène sont parallèles à l'axe de l'implant. Ces fibres ne s'insèrent pas perpendiculairement à la surface implantaire comme c'est le cas des fibres dans le ciment. Elles sont perpendiculaires à l'os crestal et s'attachent au périoste.

Les implants dentaires présentant une partie transmuqueuse vont former une interface complexe entre les tissus mous, la surface de titane et la plaque bactérienne. La présence de cette dernière fait qu'il existe un consensus chez un grand nombre de fabricants sur l'état de surface du col de l'implant qui est à ce jour **une surface poli-miroir** incluant parfois les deux premières spires identiques, même lorsque le corps de l'implant est rugueux (implant hybride). Cet état de surface est à titre préventif, en prévision d'une résorption osseuse.

Le col de l'implant

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. 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 lorsque 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. Cette dernière constitue une zone de jonction, et sa fonction est d'organiser harmonieusement la transition entre les éléments adjacents.

En tant que portion la plus coronaire de l'implant, le col peut se trouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. C'est pourquoi sa surface ne doit faciliter ni la formation, ni l'adhésion, de la plaque bactérienne. De plus, il doit être aisément nettoyable. Pendant longtemps une surface usinée, voire polie, a été considérée comme étant la plus appropriée à cet endroit. Cependant, cette approche semble aujourd'hui remise en question. Une certaine rugosité est tolérable car elle ne semble pas interférer sur la réponse des tissus mous ou durs à long termes (111).

Le choix d'une surface lisse poli-miroir sur le col de l'implant et les premières spires admet la résorption osseuse décrite par Albrektsson. Cette constatation varie en fonction du type de connectique implantaire et de sa stabilité. En effet, elle n'est pas observée dans toutes les situations cliniques. Cette surface lisse prévient aussi la fixation de la plaque bactérienne qui pourrait intervenir sur la surface rugueuse. Par contre, une forme adaptée et une surface rugueuse à déterminer sous un fin bandeau lisse au niveau du micro gap pourrait peut être ralentir la résorption crestale et favoriser une attache conjonctive. L'attache serait plus hermétique et favorable à la prévention des mucosités ou péri-implantites, favorisant ainsi

l'ostéo-intégration. L'idéal serait d'obtenir des fibres de collagènes perpendiculaires à la surface de l'implant. Et c'est notamment le but de la recherche clinique actuelle.

II. 5. Les facteurs déterminants l'ostéo-intégration

Différentes catégories d'implants et de surfaces implantaire ont été développées depuis les premiers travaux de Branemark et Schroeder dans les années 1970-1980. Les implants dentaires présentent des succès cliniques élevés, avec un taux de succès moyen de 94,4% selon l'Association Dentaire Américaine en 2004 (2). Ce succès clinique repose toujours sur une intégration implantaire précoce, telle que celle définie par Albrektsson et coll. en 1981 (5). Il existe de nombreux facteurs jouant sur la cicatrisation osseuse. C'est ainsi qu' Albrektsson, en 1981, définit six facteurs influant sur l'ostéo-intégration :

1-la biocompatibilité et la nature du matériau implanté.

2-la forme de l'implant.

3-la préparation du site osseux

4-les conditions de mise en charge de l'implant.

5-la technique chirurgicale employée.

6-l'état de surface implantaire.

1- Biocompatibilité et nature du matériau implanté

Les implants sont fabriqués à partir de biomatériaux métalliques et/ou céramiques. Les métaux les plus connus pour leur biocompatibilité sont : le titane commercialement pur, qui présente 4 grades : les alliages de titane (Ti grade 5) ; le Niobium (Nb) ; le tantale (Ta) ; le zirconium (Zr).

Métallique	Céramique	
	Bio-inerte	Bio-active
Titane cp gr 1-4 Alliage de titane (gr 5) Zirconium Niobium Tantale	Alumine Zircone	Hydroxyapatite Phosphate tricalcique Bioverres Brushite

Figure 6. Matériaux en usage en implantologie (Davaranah et coll., 2008) (36)

La résistance à la corrosion de ces métaux au contact des fluides physiologiques est élevée. Car les courants de corrosion enregistrés sont très faibles, de l'ordre de 2nA/cm^2 , mais pas inexistant. Cela est dû à la couche d'oxyde dense et stable qui les recouvre.

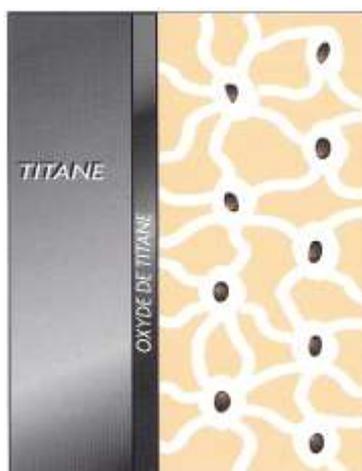


Figure 7. Passivation du titane par une couche dense d'oxyde résistant à la corrosion (Branemark et coll., 1988) (19)

Le titane est un métal extrêmement réactif. A température ambiante et lors de tout contact avec l'air ou la salive (attaque en milieu oxydant), il va se recouvrir, quasi-instantanément, d'une couche d'oxyde de 10 à 20 nm d'épaisseur, appelée couche de passivation (19). Cette couche est adhérente à la surface du métal et joue le rôle de barrière protectrice. Ceci confère ainsi au titane, une bonne résistance aux agressions chimiques.

Le titane est dit commercialement pur parce qu'il est constitué sur le plan chimique de 99,5% à 99,8% de titane en phase alpha et d'éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène qui sont des impuretés dues au processus de fabrication (53). La présence d'éléments-traces ou impuretés augmente les propriétés mécaniques de manière substantielle.

Le titane présente cinq grades. Leur indication sera fonction de la perception de leur biocompatibilité considérée et de leur résistance à la rupture. Ainsi, le titane de grade 2 présente une résistance à la rupture de 345 MPa, et passe à 550 MPa pour le titane de grade 4. Le titane de grade 5 présente une résistance à la rupture jusqu'à 1.000 MPa. C'est ce dernier qui est le plus utilisé en implantologie orale.

Le titane et ses alliages ont des indications nombreuses, notamment en stomatologie, en chirurgie maxillo-faciale, ainsi qu'en implantologie clinique. Néanmoins, même si elles sont rares, des allergies au titane existent. Elles représentent 2.43% de la population à risque.

Les alliages de titane (67)

On distingue trois types d'alliages de titane : Les alliages alpha, les alliages bêta et les alliages mixtes constitués par un mélange des deux phases.

Les alliages alpha

Ils sont constitués exclusivement de la phase alpha. Leurs caractéristiques mécaniques sont médiocres et ne permettent pas un durcissement structural complet. Ils sont stables et soudables à chaud jusqu'à 500°C, plus résistants à l'oxydation que les alliages bêta et les alliages alpha+bêta. Ces alliages sont par ailleurs difficiles à usiner à température ambiante, et peu résistants à la traction.

Les alliages bêta

Ils sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Ils sont soudables à chaud pendant de courtes durées. Résistants à chaud, mais peu utilisés en raison de leur fragilité en dessous de -60°C.

Les alliages alpha + bêta

Les alliages mixtes sont résistants à chaud et sont stables jusqu'à 450°C. Par exemple, l'alliage TiAl6V4 est beaucoup utilisé, notamment en implantologie orale car ses performances sont améliorées par rapport au métal pur. Il présente en effet une bonne ductilité, une bonne résistance mécanique et peut être durci par vieillissement.

2-Formes de l'implant (75)

Historiquement, de nombreuses formes d'implants ont été utilisées : Paniers, lames, disques, vis pleines ou creuses, cylindres pleins ou creux. Certaines formes ont aujourd'hui disparu. La forme la plus usitée reste l'implant à vis. On dispose pour elle d'un recul clinique plus important. La présence d'un pas de vis améliore la stabilité primaire. Ainsi suivant le type de surface et la forme de l'implant, le succès à long terme de l'ostéo-intégration sera influencé.

Les implants cylindriques (sans spires) présentent maintenant un bon recul clinique. Cependant, une résorption circonférentielle sous forme de cratérisation est souvent rapportée, plus particulièrement dans les secteurs postérieurs où les contraintes occlusales sont plus élevées. Cela peut être dû à leur incapacité à répartir convenablement les contraintes dans les tissus osseux (75).

3-La préparation du site osseux (77)

La préparation du site osseux débute par un marquage initial du milieu du site implantaire. Il est réalisé à l'aide d'une fraise boule, avec une irrigation constante et abondante. Car une élévation locale de la température lors du forage provoque une nécrose du tissu osseux au voisinage du trait de forage. Celle-ci conduit à la formation d'un tissu fibreux péri-implantaire au lieu d'une ostéo-intégration. Des études réalisées par Olmsteadt et coll. en 1983 ont montré que le maintien d'une température de 47°C durant une minute induit des réactions de nécrose cellulaire (77).

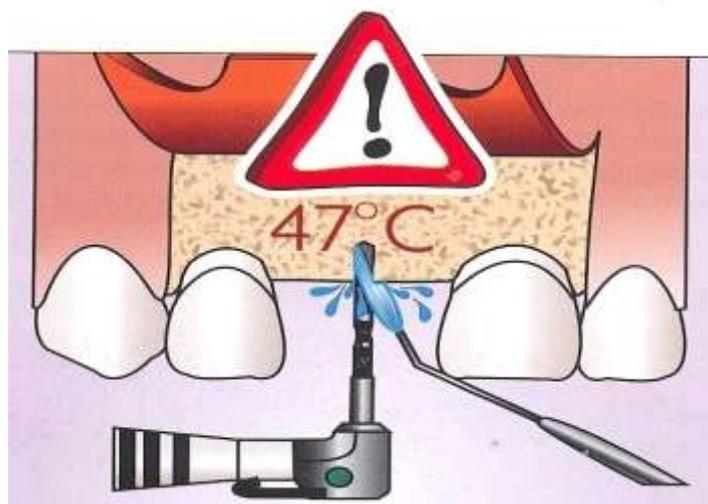


Figure 8. Réponse osseuse à l'élévation thermique locale (Reingewirtz et coll., 1997) (84)

47.7°C est la température seuil à ne pas dépasser. Ce seuil n'est pas dépassé quand la vitesse de forage est inférieure à 1500 tr/min et qu'une irrigation au sérum physiologique l'accompagne (84).

Par ailleurs, le maintien d'une température de 50°C pendant plus d'une minute perturbe la réparation osseuse de manière irréversible. Pour prévenir une élévation thermique excessive, il est nécessaire d'utiliser des forets tranchants, avec des vitesses de forage appropriées de l'ordre de 800 à 1500 tr/min (72), ainsi qu'une séquence graduée de forets afin de ne pas créer en une seule étape un lit implantaire de 3 ou 4 mm. Il est nécessaire de contrôler la vitesse et la pression de forage, le tout accompagné d'une irrigation abondante. L'état de l'os du site d'implantation va conditionner aussi le potentiel de cicatrisation et favoriser ainsi le succès de l'opération.



Figure 9. Stabilité primaire dans divers types d'os (Albrektsson et coll., 1981) (4)

Un os dense assure aisément une bonne stabilité primaire. Cependant, les réactions menant à l'ostéo-intégration sont plus lentes que pour un tissu osseux de moindre densité. Un os spongieux faiblement trabéculisé assure plus difficilement la stabilité primaire. Toutefois, les réactions d'ostéo-intégration qui mènent à la stabilité secondaire sont plus rapides que pour un os compact fortement corticalisé.

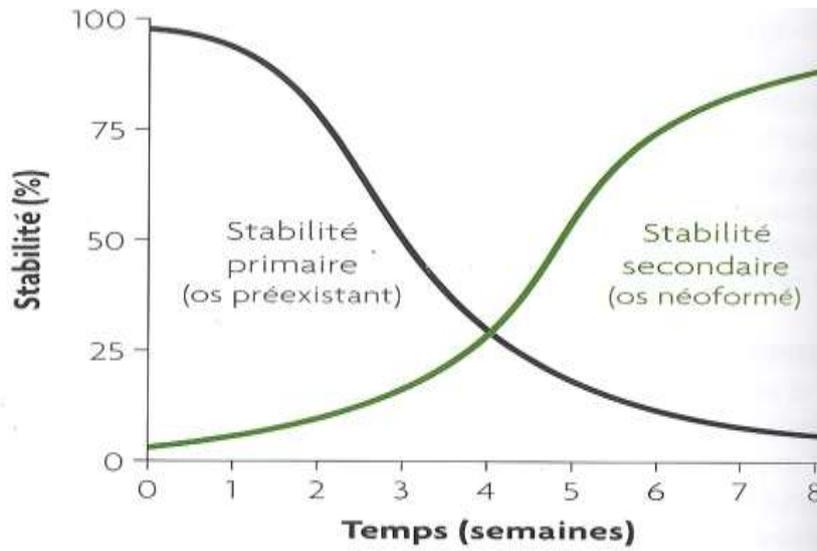


Figure 10. Importance des stabilités primaires et secondaires (Davarpanah et coll., 2008) (36)

Au début de la phase de cicatrisation, la stabilité primaire (ligne noire) purement mécanique, est responsable de l'immobilité de l'implant. Au fur et à mesure, elle est assurée par la stabilité secondaire (ligne verte), obtenue par une néo-apposition osseuse au contact direct de l'implant.

4-Les conditions de mise en charge de l'implant (99)

La planification temporelle cruciale pour obtenir une cicatrisation in restitutio ad integrum, doit être fixée en fonction des conditions individuelles du patient et des tissus à traiter. Toute mise en charge prématurée peut aboutir à une pseudo-intégration accompagnée d'une faiblesse biomécanique de l'interface entre les composants biologiques et synthétiques. A l'inverse, un manque relatif de sollicitation fonctionnelle sur la région d'ancrage risque de ne pas apporter les stimuli nécessaires au remaniement des tissus environnants de la prothèse implantée. Ainsi une mise en charge de l'implant trop précoce ou mal adaptée, peut nuire à la néoformation osseuse. La période de cicatrisation durant laquelle la mise en charge est proscrite, dépend du site et du volume osseux, de la qualité de l'os mais aussi de l'état de surface implantaire et de son effet sur l'ostéo-intégration.

5-La technique chirurgicale

Le protocole opératoire doit être respecté scrupuleusement en évitant ou minimisant au maximum tout risque de contamination. On distingue deux types de contamination : Une contamination indirecte et une contamination directe.

La contamination indirecte est causée par des poussières présentes dans l'air et serait responsable de 5 à 10% dans les infections nosocomiales. La contamination directe du site opératoire est due aux micro-organismes du patient, à des erreurs de stérilisation et parfois au comportement inadéquat de l'opérateur. La gestuelle est en effet un élément fondamental pour le maintien de l'asepsie. Préserver la surface de l'implant stérile « d'un contact » avec toute source de contamination avant son insertion dans l'os constitue le fondement de l'asepsie de l'acte implantaire. La chirurgie « propre » ou « aseptique » est secondaire.

6-Etat de surface implantaire

Le taux, la quantité et la qualité de la réponse osseuse sont rattachés aux propriétés de surface implantaire. Ce qui signifie que la région de surface d'implant étant réellement en contact direct avec l'os, le temps nécessaire pour l'établissement du contact os à implant direct et la nature mécanique de la connexion entre l'os et la surface de l'implant est sous l'influence de la nature de la surface elle-même. Autrement dit, les propriétés chimiques et physiques de surface comme la composition ionique, l'hydrophobicité et la rugosité sont des paramètres qui jouent un rôle important dans l'interaction tissu-implant (65). Donc, les modifications distinctives de surface des implants peuvent causer des propriétés de surface chimiques et physiques différentes et uniques, entraînant ainsi des modifications à l'interface os-implant.

Les propriétés de surface du titane et des alliages de titane peuvent être classées en trois catégories distinctes : les propriétés chimiques liées à la pellicule d'oxydation par un phénomène de passivation, les propriétés physiques et les propriétés topographiques de surface.

II.6. Propriétés chimiques de surface

La mise en contact du biomatériau avec les milieux biologiques est toujours précédée par l'exposition de sa surface à l'air ambiant. Le titane est un métal extrêmement réactif. A température ambiante et lors de tout contact avec l'air ou la salive, il va se recouvrir quasi-instantanément d'une couche d'oxyde de 10 à 20 nm d'épaisseur : C'est la couche de passivation. Cette couche est adhérente à la surface du métal et d'épaisseur supérieure au champ d'activité des interactions chimiques des molécules biologiques avec le métal (10)

Certains métaux présentent dès leur exposition avec l'oxygène ambiant, une formation de couche d'oxyde stable et adhérente, tels que TiO_2 , Al_2O_3 et FeO_3 , selon une échelle de temps dépendant du potentiel normal de surface.

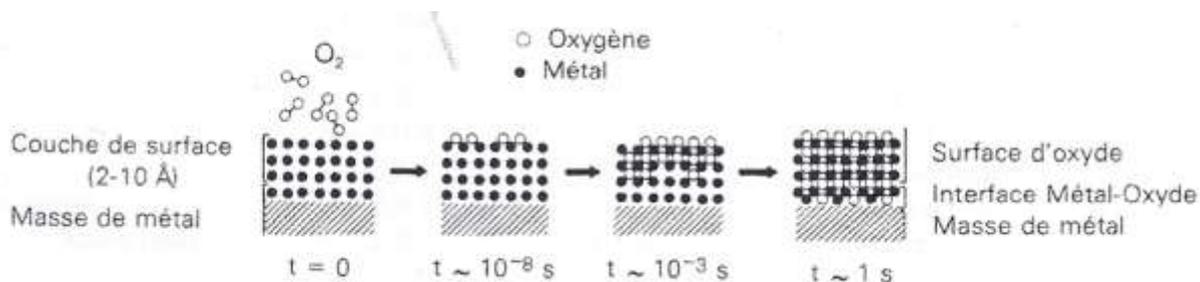


Figure 11. Schématisation du phénomène d'oxydation des métaux sur l'échelle de temps (Becker et coll., 2000) (11)

Le titane peut développer plusieurs oxydes de stoechiométries différentes : TiO , TiO_2 (le plus important), TiO_3 , et Ti_3O_4 . Ces oxydes se répartissent différemment entre l'air ambiant et la surface du métal, TiO_2 est en contact avec l'air, TiO sur le métal et entre les deux se situent les deux autres oxydes (11). De plus, TiO_2 est un isolant électrique. Ce qui contribue à l'inertie chimique du titane. Ce film de passivation est imperméable à la diffusion des cations et des anions, qui est un phénomène indispensable au processus d'ostéo-intégration des implants.

Le phénomène de passivation débuté dès l'exposition du titane à l'oxygène ambiant, se poursuit lorsque le biomatériau est en contact avec les fluides biologiques. Ce phénomène conduit au ralentissement des cinétiques de corrosion, parfois jusqu'à les rendre négligeables à l'échelle de vie de matériau tel que le titane (26). L'ensemble des propriétés d'inertie chimique, de résistance à la corrosion, de capacité de repassivation et par là même, de biocompatibilité du titane et de ses alliages, résulte de la stabilité chimique et structurale de ce film d'oxyde d'une épaisseur de quelques nanomètres. Cependant, la perte d'adhérence et la cinétique de croissance de cette couche d'oxyde à haute température vont constituer un problème technique, d'où la nécessité d'utiliser une irrigation abondante pour optimiser l'intégration implantaire.

II.7. Propriétés physiques de surface (23, 112)

Les propriétés physiques de surface regroupent un ensemble de paramètres composés de l'énergie libre de surface, de la constante diélectrique et de la microtopographie de surface. Ces paramètres définissent la mouillabilité de surface.

La mouillabilité d'un matériau, est la capacité du matériau à être recouvert rapidement par les cellules issues du sang. Elle est déterminée par l'énergie de surface du matériau. Lorsque celle-ci est augmentée, la mouillabilité du matériau est meilleure. Une faible énergie de surface donne un matériau hydrophobe. Le sang ne s'étalant pas de façon homogène. Lorsque l'énergie est élevée, les cellules s'étalent et présentent un développement rapide en contact intime avec la surface du matériau implantaire.

La tension de surface peut être considérée comme une force de contraction qui assure une cohésion des molécules entre elles au sein du liquide. La mouillabilité caractérise la facilité avec laquelle une goutte de liquide s'étale sur cette surface solide. On caractérise donc la mouillabilité par l'angle de contact θ , agissant sur une ligne de contact entre les phases solide, liquide et gazeuse. La mouillabilité de surface d'un implant sec détermine donc le potentiel d'étalement des fluides biologiques.

Lors de la pose chirurgicale, l'implant stérile sorti de son milieu de conservation est mis en contact au contact du sang et des exsudats tissulaires périphériques. Un coefficient de mouillabilité élevé permet un étalement maximum du sang à la surface de l'implant et un bon contact de la couche d'oxyde aux éléments biologiques. Le but de la recherche est de créer une surface implantaire possédant le plus haut coefficient de mouillabilité. Mais le principal secteur de recherche pour augmenter la mouillabilité reste la maîtrise de la topographie de surface.

II.8. Propriétés topographiques

La nature de la surface implantaire est en relation directe avec sa mouillabilité. Une surface rugueuse permet une bonne mouillabilité du matériau, un bon étalement des cellules sur la surface implantaire et donc une meilleure ostéo-intégration. Les caractéristiques de cette topographie de surface influencent le comportement des cellules en contact avec l'implant. Lesquelles restent étroitement liées au degré de rugosité de cette surface et à l'orientation de ses irrégularités.

Olmstead et coll. en 1983 (77) ont démontré qu'une surface rugueuse, (tous les autres paramètres étant égaux) donne une meilleure adhérence à l'os qu'une surface lisse. La formation de tissu osseux débute plus précocement pour la surface rugueuse qu'une surface usinée, dès la première semaine. Le remodelage en os lamellaire puis haversien se déclenche aussi plus rapidement sur une surface rugueuse que lisse. Le contact osseux est plus ample dès le début de la cicatrisation. Ceci est dû aux propriétés ostéo-conductrices de la surface rugueuse.

Il est donc nécessaire de décrire l'ensemble des valeurs pouvant caractériser l'état de surface et notamment, la rugosité et l'orientation des irrégularités de surface ainsi que les méthodes de mesures de ces valeurs.

II.8.1. Méthodes de mesure de la topographie de surface (106)

Les méthodes de mesure peuvent être de deux types : Méthode de contact ou méthode optique.

Méthode de contact

La méthode de contact est la plus simple et a recours à un profilomètre de contact. Celui-ci est constitué d'un stylet déplacé sur la surface de l'implant et couplé à un système d'enregistrement. La taille du stylet limite l'analyse des irrégularités de surface. Les implants en forme de vis ne permettent pas une utilisation directe de ce profilomètre. Seules des maquettes planes expérimentales peuvent être utilisées.

Méthodes optiques

La microscopie à balayage par sonde utilise un microscope doté d'une pointe aiguë et enregistre son interaction avec la surface de l'échantillon. Le niveau de résolution est très élevé mais les limites sont identiques à la profilométrie de contact. La profilométrie par balayage au laser confocal remplace le stylet de contact par rayon laser. La lumière réfléchie du spot laser est captée simultanément dans les trois plans de l'espace. Cette méthode qui ne permet de mesurer que de petites surfaces de 4 mm² maximum, convient parfaitement aux implants oraux. L'instrument le plus souvent utilisé est le profilomètre par balayage au laser confocal type Topscan 3D, Heidelberg Instruments.

II.8.2. Evaluation de la rugosité (106)

Les paramètres d'évaluation de la rugosité sont multiples. Mais l'ensemble des études utilisent aujourd'hui essentiellement ceux établis par Wennerberg et Albrektsson depuis la publication de leur « guide pour l'évaluation topographique des surfaces implantaires » en 2000 (106). Ainsi deux types de paramètres sont pris en compte : les paramètres d'amplitude, et les paramètres d'espacement.

Paramètres d'amplitude

Le paramètre d'amplitude est la distance moyenne séparant, dans ce plan, une crête de la surface rugueuse et le creux qui lui est adjacent. La profondeur de ces rugosités est mesurée de la base jusqu'au sommet et est appelée « distance crête creux ». La rugosité moyenne linéaire de toutes les hauteurs à partir d'une ligne médiane, est notée **Ra**. Ce paramètre de hauteur est généralement représenté dans les publications, par l'abréviation Ra, voire Rq, Rz ou Rt, qui sont des mesures en deux dimensions. La Ra est un paramètre très insuffisant pour décrire la rugosité, parce que les distributions dans les 3 plans de l'espace sont totalement différentes, et ont des valeurs de Ra égales. Les paramètres correspondant pour les mesures en trois dimensions des surfaces sont Sa, Sq, Sz, et St. On note **Sa**, la hauteur moyenne à partir d'un plan moyen. C'est le paramètre de rugosité tridimensionnel. C'est cette mesure qui sert parfois seule à caractériser la rugosité d'une surface, alors que d'autres paramètres sont aussi importants, comme la morphologie de ces motifs rugueux, son organisation hiérarchique, ainsi que les angles qu'elle offre aux milieux extérieurs.

Paramètres d'espacement:

L'espacement **Sm** décrit la distance horizontale moyenne entre les rugosités. Cette mesure nous renseigne donc sur la périodicité de ces rugosités qui peuvent être présentes avec plus ou moins de densité sur la surface. On décrit aussi des paramètres dits hybrides. Ceux-ci répondent à des équations statistiques complexes peu utilisées.

Les mesures de topographie sont largement influencées par le type d'instruments de mesure ainsi que par les techniques d'analyses. Afin de comparer les valeurs d'une étude à l'autre, il serait nécessaire de standardiser la procédure de mesure. Les divers procédés de fabrication ou de modification des états de surface engendrent des rugosités très variables, les fabricants ne publiant pas les données caractéristiques telles que Ra, Sa, ou Sm.

Des études de Cochran et de Wennerberg en 1998 démontrent que la rugosité de surface affecte le taux d'ostéo-intégration et la fixation biomécanique des implants dentaires. Cette rugosité de surface se caractérise en fonction de l'échelle d'observation en 3 niveaux : La macrorugosité, la microrugosité et la nanorugosité.

La macrorugosité se définit par une rugosité de l'ordre de 1 à 10^{-3} mm. Cette échelle est en rapport avec la géométrie de l'implant, présentant des spires usinées et des traitements de surface conduisant à des rugosités de plus de $10\mu\text{m}$. Cette rugosité importante permet un ancrage mécanique entre la surface de l'implant et le tissu osseux apposé à son contact. Cependant, l'utilisation d'une surface très rugueuse augmente le risque de péri-implantite ainsi que le relargage ionique (11). Une surface modérément rugueuse de 1 à $2\mu\text{m}$ semble limiter ces deux effets négatifs (7).

La microrugosité implantaire se caractérise par une rugosité de l'ordre de 1 à $10\mu\text{m}$. Cette rugosité influence positivement les interactions entre le tissu osseux minéralisé et la surface de l'implant. Hansson et coll. en 1999 (55) suggèrent que la surface idéale devrait être formée de puits hémisphériques de $1.5\mu\text{m}$ de profondeur et de $4\mu\text{m}$ de diamètre.

La nanorugosité des surfaces implantaire se définit pour des rugosités de 1 à 100nm , soit $0,01$ à $0,1\mu\text{m}$, et joue un rôle important au niveau de l'adsorption des protéines, de l'adhésion des ostéoblastes et par conséquent dans la vitesse d'ostéo-intégration (20). Il est difficile d'obtenir des surfaces nano-structurées reproductibles par traitements chimiques. La surface nanostructurée optimale pour obtenir une adsorption sélective des protéines conduisant à l'adhésion des cellules ostéoblastiques et à une apposition osseuse rapide n'est pas connue à ce jour.

Les implants à surface rugueuse sont indiqués dans les sites implantaire présentant un tissu osseux de faible qualité ou volume. Dans les situations où le volume de tissu osseux est insuffisant, les implants dentaires courts à surfaces rugueuses ont démontré de meilleurs résultats cliniques que les implants dentaires lisses (33).

II.9. Evolution des techniques

Depuis une vingtaine d'années, de nombreuses études ont été menées pour obtenir une surface implantaire qui induise une ostéo-intégration de meilleure qualité que la surface lisse. Les principaux systèmes reconnus internationalement présentent des implants à surface

rugueuse, comme ITI, 3i, Astra, Dentsply/Friadent. Les implants Branemark commercialisés actuellement par la firme Nobel Biocare, reste quasiment la seule firme à avoir proposé une surface implantaire totalement lisse.

Il existe plusieurs technologies pour parvenir à cet état de surface rugueuse. A travers notamment des altérations des propriétés chimiques et mécaniques de la surface métallique de titane. Ainsi, les surfaces peuvent être modifiées par l'adjonction d'un revêtement, par oxydation, par sablage, par mordantage à l'acide, ou encore par une combinaison de ces traitements. Les indications de ces implants à surface modifiée concernent de plus en plus les secteurs postérieurs où l'os présente une hauteur et une densité réduite. Ainsi, l'objectif de ces traitements est d'augmenter les propriétés biologiques de la surface implantaire et les propriétés physiques de l'interface os/implant pour permettre une ostéo-intégration optimale.

De nombreux articles font part d'une augmentation du taux d'échecs dans le cas d'implants lisses (34, 37), notamment lorsqu'ils sont placés dans des secteurs osseux de faible qualité avec une faible densité osseuse (très spongieux), une épaisseur fine de la corticale et une hauteur limitée. Ces zones sont souvent rencontrées au maxillaire et en particulier dans les zones postérieures, plus particulièrement les zones tubérositaires.

L'émergence des implants à surface rugueuse vise à améliorer la qualité de l'ostéo-intégration en augmentant la surface développée par la surface implantaire. Optimisant ainsi l'étendue de la surface de l'interface implant-os avec plus de contact. Ce qui entraînera l'obtention plus rapide d'un ancrage osseux plus stable. Ce gain quantitatif et qualitatif de contacts os-implant dans les premières phases de l'ostéo-intégration est en effet un atout indéniable dans les os peu denses comme les os de type III et surtout de type IV.

La morphologie de la surface implantaire et l'expression phénotypique des ostéoblastes sont liées. En effet, les caractéristiques de la surface des implants conditionnent de manière certaine l'expression phénotypique et le métabolisme des cellules ostéoblastiques. Ces cellules osseuses obtiendraient un haut niveau de différenciation et une production protéinique maximum lors de la colonisation d'une surface de titane possédant une rugosité bien spécifique, mais dont les caractéristiques varient d'une étude à l'autre. Ces surfaces permettent un meilleur pronostic pour les implants courts, pour les sites osseux peu denses, ainsi que dans un site greffé. Malgré le grand nombre d'études sur ce sujet, aucune ne s'accorde avec précision sur le degré et le type de rugosité qui serait idéale pour la cicatrisation osseuse (6).

Wennerberg et coll. en 1996 (109) décrivent une surface optimale (qu'il nomme de surface à rugosité intermédiaire) celle qui possède des valeurs intermédiaires entre les implants à surface usinée (rugosité verticale de 0,5 à 0,8 μm) et les implants TPS (rugosité verticale de 2 à 3 μm). Cette surface est pour eux celle qui va le plus optimiser la cicatrisation osseuse péri-implantaire tant sur le court terme que sur le long terme.

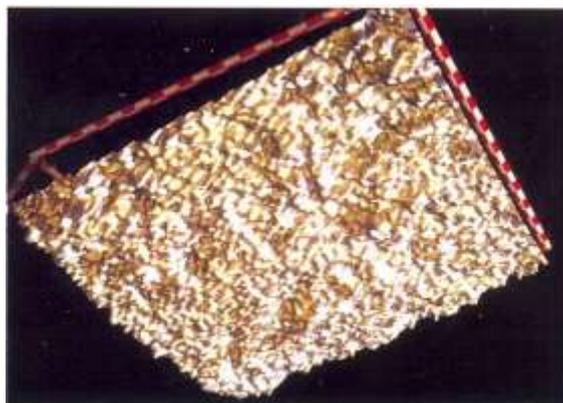


Figure 12. Topographie d'un implant possédant une rugosité de surface « intermédiaire » optimale (Wennerberg et coll., 1996) (109)

Inconvénients de la rugosité de surface

Les cellules à la surface du titane rugueux sont moins étalées et adhèrent à la matrice extracellulaire par l'intermédiaire de contacts focaux. Ce type d'adhésion diminuerait le pouvoir d'ancrage des cellules, favorisant leur détachement à long terme in vitro.

Wennerberg et coll. en 1996 (109) démontrent par l'analyse de la rugosité d'implants à forte Sa, (avant et après dépose à long terme) que les implants à très fortes rugosités montrent des valeurs de rugosité moins importantes après dépose et ceci suite à la déminéralisation de l'os à leur surface. Un phénomène de corrosion pourrait survenir à long terme pour les surfaces à forte rugosité. L'adhésion et la prolifération de bactéries pathogènes seraient en cas de phénomène infectieux logiquement favorisées à la surface des implants rugueux (109). Les principaux inconvénients de la rugosité apparaissent dès lors, pour des valeurs de rugosité maximales :

- la corrosion des implants sablés de Sa >1,5 μm .
- la fracture des excroissances de titane des implants TPS de Sa >18 μm .

Il est en outre important de faire remarquer que l'augmentation excessive de la rugosité est inutile biologiquement, et qu'elle multiplie au contraire les risques de corrosion. Il est donc nécessaire de respecter une rugosité moyenne de $Sa = 1$ à $1,4\mu\text{m}$. Pour pallier à cet effet néfaste et inhérent aux surfaces rugueuses, de nombreuses méthodes ont été proposées. Tout d'abord, par la conception même de l'implant, de nombreuses marques proposent un état de surface hybride où l'implant est lisse sur les premiers millimètres cervicaux endo-osseux pour éviter cette contamination, puis rugueux sur le reste du corps de l'implant. Au final, les implants à surface rugueuse essaient tout de même de concilier sur leur surface une rugosité qui améliore la cicatrisation dans un os peu dense. Ceci tout en essayant de minorer au maximum ces phénomènes néfastes de corrosion qui peuvent altérer le pronostic à long terme de ces implants.

III. TRAITEMENT DES SURFACES IMPLANTAIRES

Les traitements de surface sont variés et consistent à modifier la surface obtenue au terme de l'usinage. Ils sont choisis par les fabricants en fonction de leur savoir-faire et des coûts dont ils sont prêts à s'acquitter. Le but est d'analyser les effets possibles de la topographie de la surface de titane sur l'ostéo-intégration. L'objectif de ces traitements est aussi d'augmenter les propriétés biologiques de la surface implantaire et les propriétés physiques à l'interface os/implant pour permettre une ostéo-intégration maximale. Deux grandes familles dans les traitements des surfaces implantaires, correspondent à deux philosophies différentes pour obtenir la rugosité recherchée :

-soit par un rajout de substance sur le titane usiné : c'est le traitement par addition.

- soit par altération de la surface lisse : c'est le traitement par soustraction.

Le traitement par addition

Le traitement par addition est effectué après l'usinage, soit par l'intermédiaire d'un revêtement ou d'un dépôt de surface extérieur à l'implant, soit par croissance de la surface elle-même, induite à partir d'un procédé électrochimique. Les principales techniques rapportées depuis plus de vingt ans, sont représentées essentiellement par une projection d'une couche d'hydroxyapatite par plasma-spray.

Le traitement par soustraction

Trois techniques sont couramment retrouvées dans l'industrie : le mordantage à un ou plusieurs acides, le sablage par des particules qui peuvent être de différentes natures, ou une combinaison de ces deux traitements mordantage/sablage. D'autres techniques soustractives, comme l'utilisation du laser sont en cours de développement. Ces méthodes augmentent la surface implantaire sans sa contamination par une pellicule de matériau ajouté. La couche de titane commercialement pure est ainsi préservée par ce procédé.

III.1. Les traitements soustractifs

III.1.1. Les implants usinés à surface lisse

Les implants à surface lisse ont accompagné les premiers pas de l'implantologie orale, mais ils ont été concurrencés ces dernières années par l'avènement des surfaces rugueuses, obtenues par différents procédés. Les implants à topographie dite « lisse » ont été les premiers utilisés en implantologie par Branemark et reste la référence dans toutes les études sur l'ostéo-intégration. Le procédé de polissage par laser ou électro-polissage permet cependant de créer des surfaces dites « lisses de rugosité » avec un Sa de 0,5 à 0,8 μ m.

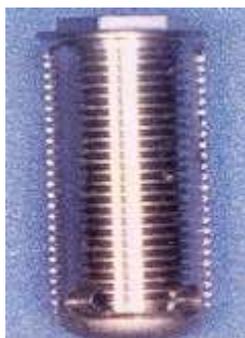


Figure 13. Implant Branemark système usiné (Takeuchi et coll., 2005) (100)



Figure 14. Aspect microscopique d'une surface lisse. Noter l'aspect linéaire (Martinez et coll., 2008) (73)

Effets biologiques des surfaces lisses

La prolifération cellulaire et la différenciation cellulaire (bien qu'étant deux phénomènes étroitement liés aux caractéristiques topographiques de la surface implantaire) ont tous les deux des évolutions distinctes.

La prolifération cellulaire est en effet plus grande sur une surface lisse que sur des surfaces rugueuses telles que les surfaces SLA, TPS ou sablées.

Une différenciation cellulaire relève d'une surface rugueuse avec une activité des phosphatases alcalines accrue et une production de matrice extra-cellulaire supérieure à celle obtenue avec une surface lisse. Ce phénomène démontre une activité accrue des cellules au contact d'une surface rugueuse. La différenciation des cellules vers un phénotype ostéoblastique est accompagnée d'une baisse de la prolifération cellulaire, mais aussi d'une hausse de l'activité des phosphatases alcalines avec une production de matrice extra-cellulaire accrue, comme le collagène I, la fibronectine et la vitronectine (81).

Une cellule prolifère donc mieux sur une surface lisse. Mais une surface plus rugueuse favorise sa différenciation vers un phénotype ostéoblastique, pour donner un ostéoblaste hautement différencié pouvant accomplir ses différentes fonctions de manière optimale. Par ailleurs, une différenciation optimisée des cellules osseuses entraîne un résultat biologique et un pronostic meilleur, et ceci que cela soit pour les premières phases de l'ostéo-intégration ou pour la survie de l'implant à long terme. Ainsi, les implants à topographie de surface lisse, favorisent la prolifération cellulaire plutôt que la différenciation. Ce qui peut cependant être compromettant dans certaines situations cliniques.

Inconvénients des états de surface lisse

Leurs indications sont de plus en plus restreintes. En effet, le taux de succès satisfaisant obtenu avec les implants en titane pur à surface lisse, dépend principalement du volume et de la qualité osseuse de la zone implantée. Pour les implants mis en place dans un os de faible densité, les taux d'échec à court terme rapportés sont plus importants. Ils varient selon les publications de 3 à 11% dans des os de type I, II, III et peuvent atteindre 6 à 50% dans un os de type IV (35). Ainsi, si le taux de succès à court terme des implants lisses est voisin de celui des implants rugueux dans des os de très bonne qualité, il n'en n'est pas de

même dans des situations cliniques avec de faibles densités et volume osseux. Le taux d'échec étant ici plus élevé.

Cette absence de fiabilité dans les zones osseuses déficientes s'explique par le manque de différenciation des cellules osseuses, mais aussi par un autre facteur que nous nous proposons de clarifier succinctement. En réalité, les surfaces lisses ne vont pas favoriser les différents processus d'ostéogenèse (16). Au contact d'une surface implantaire usinée, le réseau de fibrine néoformée dans le cadre de l'ostéogenèse de proximité ne rencontre pas sur cette surface lisse une bonne adhésion. Ce qui explique que la migration des cellules osseuses vers la surface implantaire n'est pas facilitée. Cette baisse de migration des cellules osseuses va en effet perturber les premières phases de l'ostéogenèse en favorisant certes, la formation de cavités en regard de l'implant, mais aussi tout en diminuant le pourcentage de contacts intimes entre l'os et l'implant.

De moins en moins présents dans les gammes implantaires proposées aux chirurgiens dentistes, les implants lisses sont amenés à être totalement remplacés par les implants rugueux de nouvelle génération. Bien qu'aujourd'hui, ces derniers ne puissent toujours pas prétendre reproduire tous les avantages des implants usinés.

III.1.2. Le sablage

Le sablage est un procédé de modification de l'état de surface par soustraction. Il consiste à bombarder la surface « molle » du titane à l'aide de particules très dures. Celles-ci créent des rugosités en impactant la surface. Elles restent en partie incluses à la surface implantaire, et il est plutôt difficile de les en expulser. Ainsi, suivant la méthode utilisée, la surface présente une rugosité plus ou moins élevée et une microtopographie différente. La technique du sablage fait intervenir différents types de particules. Les particules utilisées sont des poudres composées comme suit :

-oxyde d'alumine, formé de particules d' Al_2O_3 .

-oxyde de titane, de composition, TiO_2 .

-particules de céramique, telles que le phosphate tricalcique.

Caractéristiques des surfaces obtenues par sablage

La surface sablée semble rugueuse à faibles et forts grossissements. Les crevasses résultent de l'impact des particules ayant abordé la surface sous un certain angle. La rugosité de surface dépend du matériau et de la taille des particules du sable. Le Ra des surfaces sablées à l'oxyde de titane varie de 1,05 à 1,09 μm (106).

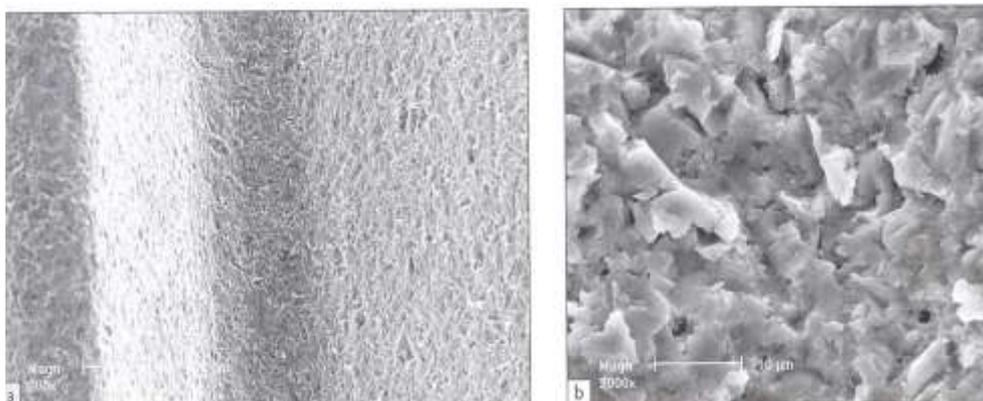


Figure 15. Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane

(Wennerberg et coll., 2000) (106)

a) : faible grossissement ($\times 200$). La surface semble rugueuse – b) : fort grossissement ($\times 2000$).

Celui des surfaces sablées au phosphate tricalcique est de 0,9 μm . Le sablage est classiquement effectué à l'alumine. Ce matériau est choisi parce que son coût est raisonnable et il est parmi les plus durs. Les résidus de sablage peuvent couvrir entre 10 et 30% de la surface de l'implant. La surface est alors mixte (titane-oxyde d'aluminium). Pour résoudre ce problème, certains fabricants ont opté pour un sablage à l'oxyde de titane. L'idée est de maintenir une surface d'oxyde de titane en surface sans contaminant externe. Cependant, des particules de sablage peuvent encore subsister en surface. Pour pallier à ces difficultés, d'autres fabricants utilisent du phosphate tricalcique, moins dur que l'alumine ou l'oxyde de titane pour effectuer le sablage.

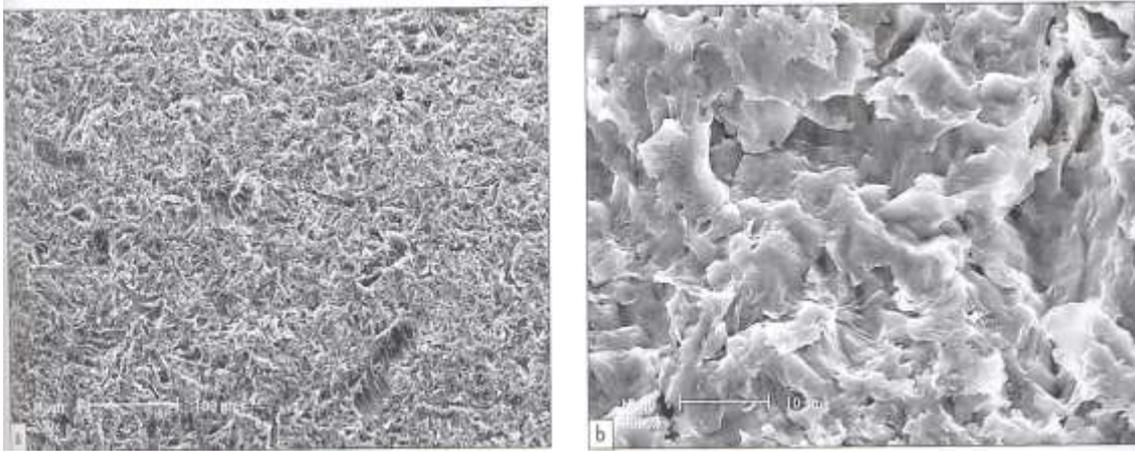


Figure 16. Surface obtenue par sablage au phosphate tricalcique suivi de sa dissolution complète (Sanz et coll., 2001) (92)

- a : faible grossissement ($\times 200$) - b : fort grossissement ($\times 2000$).

Bien que la rugosité qui en résulte soit moindre, le phosphate tricalcique offre l'avantage de se dissoudre complètement de la surface, lorsqu'il est immergé dans de l'acide nitrique, sans porter atteinte au titane.

Avantages d'un implant à surface sablée

Les études portant sur les implants en titane sablés font apparaître que l'os se régénère directement au contact de la surface de l'implant. La modification de la surface métallique permettrait de sélectionner certaines populations de cellules. Ainsi les surfaces rugueuses par sablage, favoriseraient le développement d'ostéoblastes et de macrophages responsables de la synthèse et de la cicatrisation osseuse, tandis que les cellules responsables du développement de tissus fibreux (fibroblastes néfastes à l'ostéo-intégration) tendaient à s'accumuler sur les portions lisses des surfaces testées. La rugosité de surface stimule de manière positive la structure osseuse en lui transmettant de façon optimale les contraintes de charges. Il y a donc une augmentation des propriétés mécaniques de l'interface. Ainsi, les forces nécessaires à la mobilisation de l'implant sont plus importantes et leur répartition se trouve augmentée.

Des études réalisées par Wennerberg et coll. en 1996 (109) montrent que toutes les mesures de contact os-implant ont des pourcentages supérieurs pour les implants sablés (47.6 à 49.9%) par rapport aux implants « lisses » de référence (29.1%). De plus l'étude de la rugosité de surface réalisée après dépose des implants, suite à la déminéralisation de l'os de

contact, montre que les implants sablés avec les particules de 25 μ m ont une rugosité identique ($S_a=1,11$), alors que les implants sablés avec les particules de 75 μ m présentent une rugosité plus faible après dépose ($S_a=1,30$ au lieu de 1,45). Cependant, il n'a pas été possible d'établir de différence significative d'ostéo-intégration entre les implants sablés avec des particules de tailles différentes (25 à 75 μ m).

Inconvénients d'une surface implantaire sablée

L'inconvénient majeur du sablage réside dans le fait que la pulvérisation d'une surface avec des particules induit dans tous les cas une certaine pollution. En effet, hormis la possibilité d'une altération du pas de vis lorsque l'implant est mal protégé, le danger de ce procédé, est la présence de poudre à la surface de l'implant et de ce fait, la présence de particules qui restent incrustées dans les anfractuosités de la surface implantaire. Ainsi, ces particules n'appartenant pas à l'implant seront introduites dans le site implantaire au contact de l'os, et peuvent potentiellement perturber la cicatrisation osseuse en se dispersant dans les tissus (47). Elles sont toxiques et peuvent altérer les propriétés physico-chimiques de la couche de titane qui se retrouve polluée.

L'implant de référence dont la surface n'a subi qu'un sablage et une décontamination est commercialisé par la société Astra Tech. Sa surface est nommée TiOblast. Toutes les études présentent des taux de succès excellents avec des pertes osseuses moyennes acceptables. La surface TiOblast est la surface traitée qui a fait l'objet du plus grand nombre d'études cliniques. Le recul de ces études atteint aujourd'hui 10 ans. Ce qui fait d'elle la surface implantaire la mieux connue à moyen terme, après celle des implants usinés Branemark. Les implants sablés sont commercialisés par Astra Tech, Zimmer Dental, Serf.

III.1.3. Le mordantage

Le mordantage consiste à corroder violemment la surface du titane à l'aide d'acides forts. L'attaque du titane quoique violente, ne progresse pas uniformément. Elle crée des pores irréguliers mais propices à la croissance osseuse et à l'ancrage micromécanique. La méthode la plus couramment utilisée est le traitement de la surface de titane commercialement pure par immersion dans un bain d'acide.



Figure 17. Implants Osseotite possédant un état de surface mordancé

(Degorce et coll., 2005) (40)

Les techniques de mordançage des surfaces implantaires se sont rapidement développées ces dernières années. Et à l'heure actuelle, les industriels se tournent de plus en plus vers le double mordançage. Le traitement acide permet de décontaminer les surfaces des implants usinés, mais aussi de créer une microtexture de surface pour les implants traités par double mordançage acide. Le but du traitement est double : maîtriser la qualité de la couche d'oxyde de titane et créer une microtopographie de surface. Un des protocoles de double traitement à l'acide DAE (dual acid-etched) a été développé par la société 3i Implants Innovation, et concerne la fabrication de la surface appelée Osseotite.



Figure 18. Observation au MO×25 d'une coupe d'implant à surface mixte

(Veiss et coll., 2004) (104)

A gauche : surface usinée non traitée ; A droite : Surface Osseotite (104).

Une surface Osseotite subit un double mordantage à l'acide sulfurique H_2SO_4 à 66,3% et à l'acide chlorhydrique à 10,6% pendant cinq minutes à 70°C. Ce traitement de surface crée une nano-texture caractérisée par une rugosité de l'ordre de 500 nm, mesurable uniquement avec un profilomètre adapté. L'ensemble des études histomorphométriques et biomécaniques permettent de conclure que ce type de surface présente un pourcentage de contact os-implant et un ancrage fonctionnel significativement plus élevés que les implants usinés de référence.

Ces résultats s'expliquent, par l'augmentation de la mouillabilité et de l'adhésion plaquettaire et érythrocytaire à la surface des implants mordancés. Il semblerait que la rugosité (même nanométrique) et le caractère anisotropique de cette surface puissent aussi intervenir dans la modulation de la réponse osseuse.

Les valeurs de torque des surfaces mordancées ont montré une valeur élevée. Une fois ostéo-intégré, cet état de surface génère un contact intime os-implant. Il en résulte une cicatrisation osseuse qualitativement et quantitativement plus importante (62).



Figure 19. Vue au microscope de l'intégration d'une surface implantaire mordancée (Klokkevold et coll., 2001) (62)

Ces contacts entre les deux interfaces os-implant sont exprimés en pourcentage et il n'est pas rare d'observer des valeurs supérieures à 70% pour des implants mordancés, alors que les surfaces de type lisse, les surfaces sablées ou pulvérisées par du spray de plasma de titane ne dépassent pas les 60%. Des études ont démontré qu'il existe plus de tissus minéralisés créés dans les anfractuosités d'un matériau poreux que dans le relief créé par un traitement de surface type plasma-spray (93).

Une surface ayant subi un traitement par soustraction est donc poreuse, et procure un environnement local mécanique plus favorable à la formation osseuse. Cela s'explique par le

fait que ce type de surface génère par le biais de sa microtopographie une certaine protection mécanique du tissu en cours de minéralisation. Ce microenvironnement local favorable à la cicatrisation osseuse tire son avantage de toutes les micro-tensions protectrices liées à la forme des anfractuosités de la surface (93).

Une étude réalisée par London et coll. en 2002 (70) ont comparé des surfaces TPS avec un revêtement d'hydroxyapatite (HA), des surfaces avec un double mordantage à l'acide, et des surfaces usinées implantées dans l'os de lapin. La rugosité de surface a été mesurée avec un interfomètre. Le Ra était d'environ de $0,5\mu\text{m}$ pour la surface usinée, de $0,7\mu\text{m}$ pour la surface mordancée, de $9\mu\text{m}$ pour la surface revêtue d'HA, et de $10\mu\text{m}$ pour les surfaces TPS. Ils ont constaté plus de contact os-implant pour les implants ayant subi un double mordantage et aucune différence parmi les autres surfaces.

Les surfaces mordancées favorisent plus l'ostéo-intégration que les implants à surface usinée chez les animaux. Cependant, aucune différence clinique n'est constatée lorsque l'on compare des surfaces mordancées aux surfaces usinées.

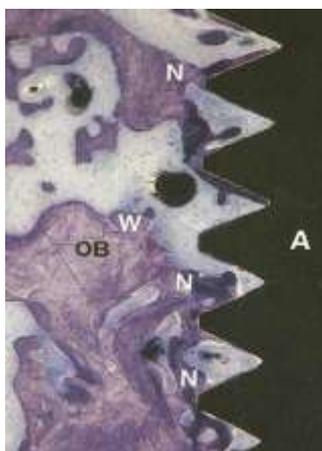


Figure 20 a) .Réponse osseuse comparative chez l'homme
entre la surface Osseotite et la surface usinée au bout de 2 mois

(Trisi et coll., 2003) (102)

A) Réaction osseuse au niveau de la surface Osseotite. La croissance osseuse concerne 47,8% de la surface. A : Surface traitée à l'acide. N : os néoformé composite. W : os tissé (102).

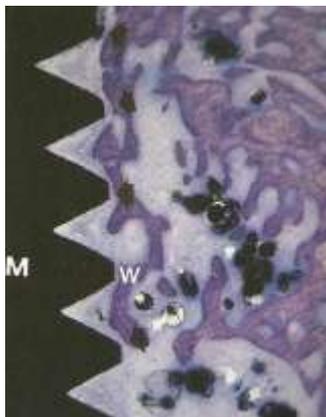


Figure 20 b). Réponse osseuse comparative chez l'homme
entre la surface Osseotite et la surface usinée au bout de 2 mois
(Trisi et coll., 2003) (102)

B) Réaction osseuse au niveau de la surface usinée. La croissance osseuse ne se fait pas jusqu'au bout entre les spires. M : surface usinée. W : os tissé (102).

Par ailleurs, notre analyse resterait incomplète si nous ne faisons pas remarquer que cette méthode de traitement de surface par mordantage présente aussi des inconvénients. Nous nous sommes rendu compte notamment qu'un traitement à l'acide altère les propriétés chimiques et physiques de la surface du titane, et réduit l'épaisseur de la couche d'oxyde. Nous avons constaté en effet que l'utilisation d'un acide trop concentré, pendant un temps d'exposition prolongé entraîne une altération de la surface du titane. Cela se traduit par une rugosité accrue et qui se révèle être incompatible avec une bonne cicatrisation osseuse. Ce qui favoriserait une augmentation de la greffe bactérienne, et une diminution du pourcentage de contact os-implant (29). Néanmoins, les implants à surface mordancée présentent plusieurs indications :

- augmentation du pourcentage de contact os/implant.
- augmentation des forces nécessaires pour la dépose implantaire.
- absence de couche rajoutée.
- élimination du risque de décollement de particules ou d'érosion de surface.
- absence de contamination de l'état de surface.
- optimisation de la cicatrisation osseuse et donc de l'ostéo-intégration

L'état de surface obtenu par un double mordantage classique et bien maîtrisé semble être la solution de choix pour des implantations dans des sites osseux greffés de faible densité, et où des taux d'échecs importants sont rapportés avec des implants lisses. Ces états de surfaces rugueux nous donnent la possibilité grâce à leurs propriétés biologiques favorables, d'effectuer une mise en charge rapide à partir de la huitième semaine environ et d'être à mesure d'avoir un meilleur pronostic pour les implants courts et pour les sites osseux peu denses. Il en est de même dans un site greffé (35).

III.1.4. Effet du traitement mixte : Sablage + Mordantage

La technique de couplage des procédés de sablage et de mordantage est devenue aujourd'hui un standard dans les techniques soustractives de préparation des surfaces implantaire. Le procédé de modifications d'états de surfaces par sablage associé au mordantage est essentiellement utilisé par deux firmes : La firme Strauman avec sa surface SLA et la firme Dentsply Friadent avec sa surface Frialit-2.

Technique utilisée par ce procédé

Le procédé standard est réalisé dans un premier temps par une première attaque de la surface implantaire par sablage. Ce qui crée une première altération de la couche externe du titane. La granulométrie des grains utilisés par pulvérisation appartient à la tranche 250 à 500 µm de diamètre.

Dans un second temps une attaque avec un acide léger tel que l'acide chlorhydrique est réalisée. Cela a pour but d'éliminer un maximum de résidus de sablage et de minimiser ainsi la présence de pollutions à la surface implantaire. Ces pollutions sont un inconvénient majeur de cette technique de sablage.

Enfin dans un troisième temps, il va être créé des microrugosités de 1 à 2 µm en utilisant de l'acide sulfurique. Ainsi, la première attaque à l'acide faible permettra de nettoyer efficacement la surface implantaire de toutes particules d'oxydes de titane s'étant encastrées dans la masse de titane commercialement pur. Le deuxième acide fort va modéler la surface implantaire pour favoriser l'ostéo-intégration.

Surfaces	% contact os-implant
Electropolies	20 à 25 %
Mordancées (Rugosité non mesurée)	20 à 25 %
Sablées à faible rugosité ($Sa < 1 \mu m$)	20 à 25 %
Sablées à forte rugosité (Sa de 1 à 3 μm)	30 à 40 %
TPS	30 à 40 %
Sablées et mordancées	50 à 60 %

Cochran et coll publient en 1998 (30) une étude histomorphométrique sur une surface appelée SLA, sablée avec des particules de corundum de 250 à 500 μm , puis mordancées avec un mélange HCl/H₂SO₄. Ils utilisent la surface TPS comme surface de comparaison. Les résultats montrent un pourcentage de contact os-implant significativement supérieur sur les surfaces SLA dans le groupe des implants non mis en charge et mis en charge pendant douze mois. En revanche, les implants TPS montrent un pourcentage de contact supérieur après trois mois de mise en charge. L'observation des coupes histologiques à quinze mois permet de mettre en évidence le fait que le remodelage osseux induit une formation osseuse directement au contact de la surface SLA. Par contre, la surface TPS ne montre significativement de contact direct avec l'os néoformé qu'au niveau des prolongements des trabéculations osseuses existantes et des lignes cémentantes des nouveaux ostéons.

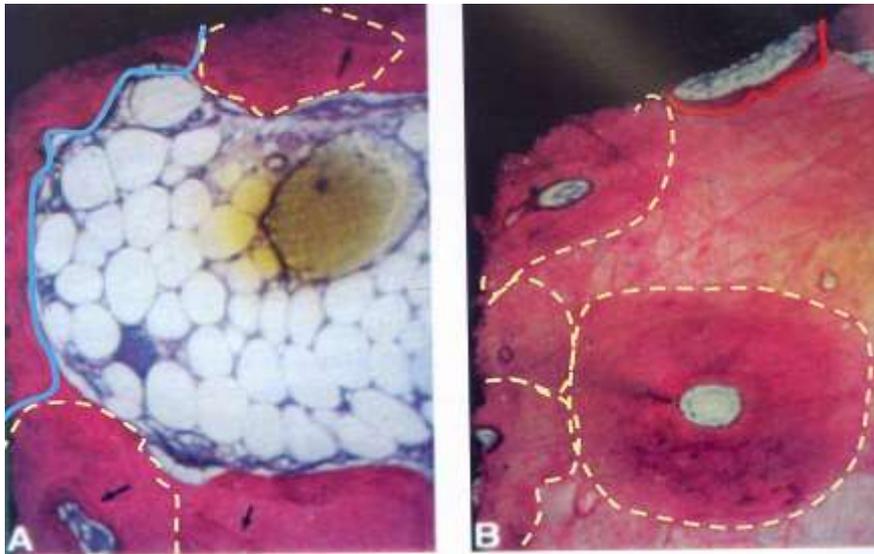


Figure 21.

A) Surface SLA avec une apposition osseuse à 15 mois, en coupe au MO×50

B) Surface TPS avec une apposition osseuse à 15 mois, en coupe au MO×15

(cochran et coll., 1998) (30)

Buser et coll. en 2004 (23) publient une étude sur les forces de dépose par dévissage des implants SLA, par rapport aux implants TPS et usinés dans les 8 premières semaines de cicatrisation sur des chiens. Les résultats montrent des valeurs de torque supérieures pour les implants à surface SLA comparativement aux surfaces TPS et usinées.

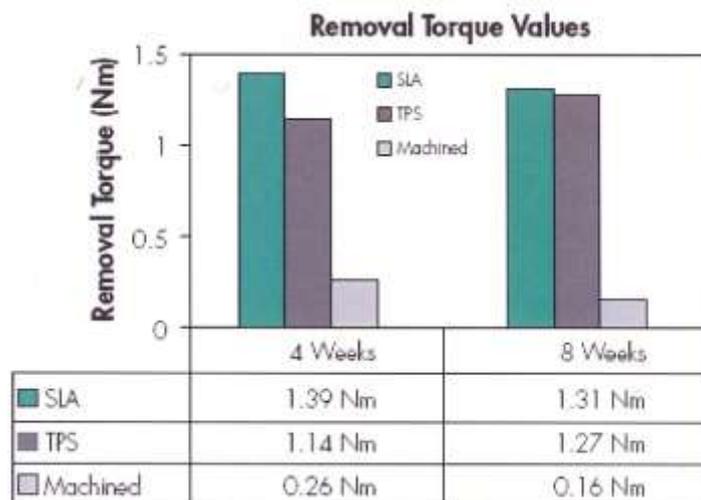


Figure 22. Valeurs de torques des surfaces SLA, TPS, et Usinées

(Buser et coll., 2004) (23)

L'ensemble des études histomorphométriques et biomécaniques permettent de conclure que ce type de surface présente un pourcentage de contact os-implant et un ancrage fonctionnel significativement plus élevés que les implants usinés de référence, ainsi que ceux à surface mordancée et à surface TPS. Le temps de cicatrisation peut être ramené à six semaines à la mandibule ou à huit semaines au maxillaire, pour un patient en bonne santé et ayant un os de bonne qualité (type I, type II). En revanche, les patients ayant reçu des implants avec un os de type III ou IV ne sont pas mis en charge avant un minimum de douze semaines. Tandis que pour des implants conventionnels on attend entre trois et six mois.

Le couplage sablage/mordançage optimise donc la quantité et la vitesse de formation osseuse à la surface des implants dentaires.

III.1.5. Traitement de surface au laser

Le traitement de surface d'implant dentaire au laser est un traitement soustractif de la surface externe de l'implant en titane. C'est une perspective nouvelle qui ne présente pas d'application commerciale. Les techniques de modifications topographiques par laser ont d'abord été utilisées pour réaliser des surfaces lisses par polissage laser (12). Avec ce type de traitement, on obtient une surface rugueuse dont la microtopographie est parfaitement contrôlée. Que ce soit pour la profondeur des cratères, pour leur forme ainsi que pour leur répartition. On observe une topographie très caractéristique, rappelant la structure en alvéoles de ruches. La chaleur dégagée lors de l'impact du laser sur la surface implantaire provoque la formation de puits présentant des irrégularités périphériques.

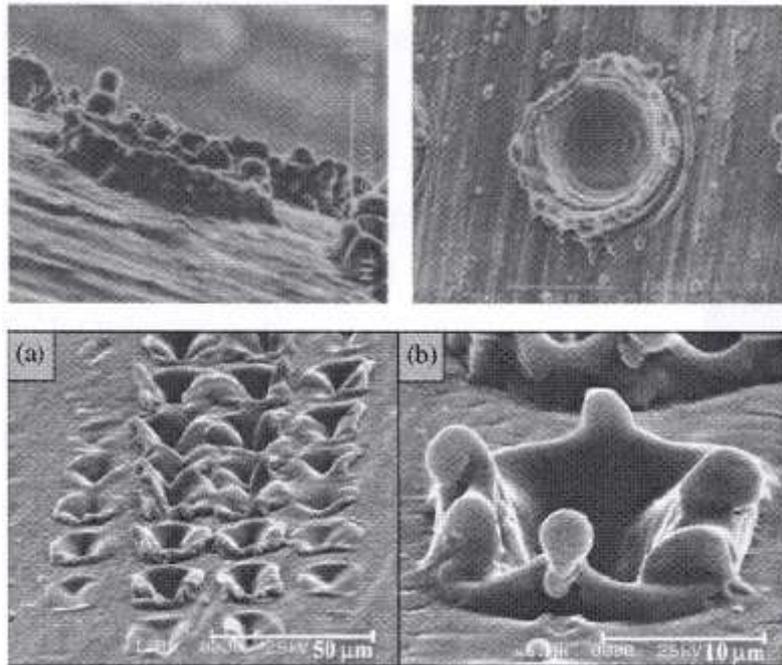


Figure 23. Vues au MET des points d'impact du laser à la surface du titane

(Hallgren et coll., 2003) (54)

Nous savons que le titane possède une conformation alpha, hexagonale compacte à température ambiante. Mais à 882°C, il change de conformation et devient le titane bêta moins stable. Cependant, le traitement au laser n'entraîne pas ce changement de structure du titane. L'analyse spectrométrique de la surface traitée par laser révèle que sa composition cristallographique est quasiment identique à celle d'une surface de titane non traitée. La méthode laser se révèle être une technique efficace, rapide, propre et parfaitement reproductible de modification de la topographie de surface des implants en titane. Elle permettrait à terme de maîtriser parfaitement l'ensemble des critères topographiques. Néanmoins, peu d'études traitent de l'influence du traitement laser sur l'ostéo-intégration. Cependant, la méthode de traitement laser choisie ne crée pas de rugosité de surface mais une porosité. Les pores façonnés par le laser sont trop distants pour créer une rugosité.

A ce jour, le traitement des surfaces au laser reste au stade de l'expérimentation. Toutefois, les caractéristiques des surfaces qu'elle génère sont favorables à l'ostéo-intégration des implants dentaires en titane.

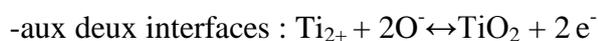
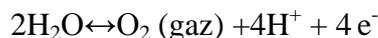
III.1.6. Surface oxydée

L'oxydation anodique est une méthode assez bien maîtrisée pour produire des films d'oxydes à la surface des métaux. Et tout ceci dans des buts divers :

- augmenter l'épaisseur de la couche d'oxydes native des métaux à passivation.
- accroître la protection contre la corrosion.
- diminuer l'effet de relargage d'ions métalliques.

Les propriétés structurales et chimiques des oxydes anodiques sont variées et dépendent uniquement des divers paramètres modifiables de cette technique. On peut notamment parler du potentiel de l'anode, de la composition de l'électrolyte, de la température du bain et du courant délivré.

Les réactions chimiques de surface sont des oxydo-réductions de plusieurs types :



Des études cliniques comparant différentes topographies ont été réalisées, Rocci et coll. en 2003 (87) ont comparé les implants Branemark ayant une surface usinée avec les implants TiUnite du même fabricant (Nobel Biocare). Dans un protocole de mise en charge immédiat, il a été constaté de façon significative un plus haut taux de succès pour les implants TiUnite oxydés comparativement aux implants à surfaces usinées.

Friberg et coll. en 2008 (49) ont montré, un an après le premier stade de la chirurgie que la surface TiUnite montrait de façon significative un plus haut taux de succès par rapport aux implants Brånemark usinés. Il semble y avoir un avantage quant à l'utilisation d'implants oxydés lorsque ceux-ci doivent être mis en charge pendant la période de cicatrisation.

III.2. Les traitements par addition

Le traitement par addition est effectué après l'usinage, soit par l'intermédiaire d'un revêtement ou d'un dépôt de surface extérieur à l'implant, soit par croissance de la surface elle-même, induite à partir d'un procédé électrochimique.

III.2.1. TPS : Titane Plasma Spray

Les techniques TPS modifient la surface implantaire par un procédé additif. Dans la technique de pulvérisation thermique, les matériaux constituant le futur revêtement sont vaporisés ou fondus en gouttelettes liquides, projetées énergiquement à la surface du substrat où elles adhèrent et se condensent. Ce procédé a pour but une modification de l'état de surface à la fois topographiquement en créant des aspérités de surface, une rugosité et biologiquement, en appliquant un revêtement aux propriétés ostéo-conductrices voire bioactives. Le but est d'optimiser les caractéristiques biologiques et physiques au niveau de la surface de contact os-implant. Cependant, la stabilité à long terme ainsi que la résistance à l'érosion et à la corrosion des implants sont contestées. En effet des phénomènes de dissolution de l'hydroxyapatite ont été constatés (28).

Par ailleurs, la stratification de la surface de l'implant par la méthode TPS laisse apparaître une surface irrégulière et globulaire. Le développement de péri-implantite autour de ce type d'implant peut être favorisé par la présence de défauts microscopiques induits au cours de la fabrication. Les microtensions exercées à la surface de l'implant peuvent entraîner la séparation de particules « rajoutées » repérables dans le tissu environnant.

Gotfredsen et coll. en 2000 (52) ont comparé les surfaces usinées, les implants sablés à l'oxyde de titane présentant trois rugosités différentes et les surfaces TPS. Le Ra était de 0,37 μm pour la surface d'implant usinée, 1.05, 1.16 et de 1.45 pour les implants sablés à TiO₂ et finalement 3,54 μm pour les surfaces TPS. Les implants ont été insérés dans le tibia de lapin pendant six, neuf et douze semaines. Les surfaces TPS et sablées ont de façon significative un moment de torsion plus élevé que l'implant à surface usiné. Les observations cliniques ont souvent trouvé une résorption osseuse marginale amplifiée en présence de surface TPS comparé aux autres surfaces très légèrement rugueuses (11). Les recherches cliniques montrent quelques inconvénients en ce qui concerne la résorption d'os marginale autour des surfaces TPS par rapport aux implants usinés.

La technique de projection de titane à la surface des implants a pour seul but de modifier la rugosité du substrat. Elle ne change en rien la composition de la couche de

surface. Ce procédé a été introduit en ingénierie pour augmenter la superficie de contact entre l'os et l'implant, en modifiant la microgéographie par addition, pour une meilleure ostéo-intégration. Les implants TPS sont fabriqués par différents laboratoires :

- l'implant Replace de chez Steri-oss est disponible avec un recouvrement TPS.
- les implants ITI de chez Straumann Dental sont disponibles avec un recouvrement TPS.



Figure 24. Implant TPS (Bernard et coll., 2003) (16)

Procédé utilisé pour obtenir une surface TPS

Il consiste à propulser une poudre de titane, d'hydruure de titane ou d'hydroxyapatite dans un cyclone d'air chaud pouvant atteindre 15.000°C en son centre. Ce courant d'air est formé dans un plasma. Dans ce plasma, la poudre se met en mouvement à une vitesse de l'ordre de 2.000 km/h. Les grains sont portés à une température de 1.000°C et plus. A cette température, les grains de la poudre injectée se ramollissent à l'extérieur tout en restant durs à cœur. Après un court temps de vol de 1 à 2 nano-secondes couvrant une distance de quelques centimètres ils s'écrasent à la surface de l'implant à une vitesse d'environ 600 km/h. Ensuite, ils s'imbriquent et s'empilent pour former une couche de 50 à 200 µm d'épaisseur. La surface de l'implant doit être sablée au préalable afin d'obtenir un ancrage micromécanique. La couche et le substrat sont refroidis afin de ne pas altérer les propriétés mécaniques de l'implant. Cette trempe génère des contraintes internes très élevées ainsi que des fissures. L'empilement différentiel des grains crée la rugosité.

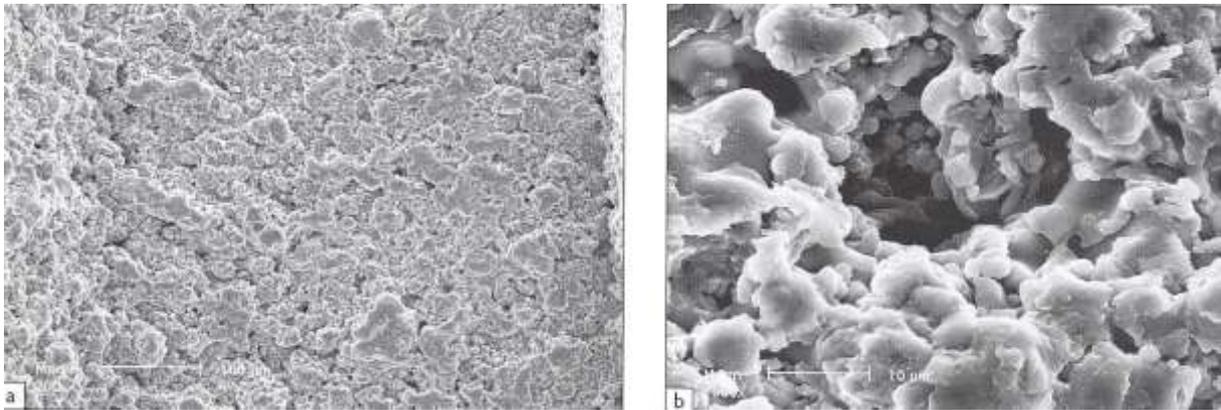


Figure 25. Surface obtenue par plasma-spray de titane (Wennerberg et coll., 1993) (107)

- a : Faible grossissement ($\times 200$), la surface semble rugueuse et présente des porosités.
- b : Fort grossissement ($\times 2000$), présence d'éléments arrondis et des pores à la surface.

Avantages des traitements de surface TPS

Cette technique permet de hauts rendements de déposition jusqu'à 80 g/min. Elle permet aussi de créer des revêtements d'épaisseur maîtrisée, avec un faible coût matériel. De plus, les traitements de surface TPS sont largement utilisés pour préparer les surfaces des prothèses orthopédiques avec des céramiques bio-inertes. Les particules projetées se présentent sous forme de poudre de granulométrie connue. Le pourcentage de contact os-implant développé est de l'ordre de 60%. Ce qui est supérieur aux surfaces lisses et sablées, même s'il est assez inférieur aux surfaces mordancées et SLA (61).

Les résultats cliniques sont assez positifs puisque certaines mesures montrent que le couple de dévissage d'un implant ostéo-intégré de 6 mm possédant un état de surface rugueux est supérieur à celui d'un implant lisse de 10 mm. Cette augmentation des contacts directs au niveau de l'interface os/implant donne une meilleure stabilité primaire. Avec une surface TPS, il est préconisé d'attendre douze semaines sur des sites osseux de type I ou II, pour mettre en charge l'implant. C'est un délai intéressant comparé à celui imposé par les implants lisses. Mais comparé à une surface sablée/mordancée, ce délai est quasiment doublé.

Inconvénients d'une surface recouverte de plasma de titane

Les implants traités au spray de plasma titane ne permettent pas une intégration aussi importante que les implants sablés et traités à l'acide chlorhydrique et à l'acide sulfurique (Implants SLA).

Buser et coll. en 1991 (25) trouvent un pourcentage de contact os/implant de 50% à trois semaines, et de 60% à six semaines pour les implants SLA. Les résultats obtenus aux mêmes temps pour les implants TPS n'excèdent pas 40%.

Bernard et coll. en 2003 (16) ont constaté la présence de particules de titanes TPS au sein du tissu osseux néoformé, à distance de la surface et faisant ainsi apparaître la fragilité des excroissances de titane TPS qui peuvent être fractionnées lors du vissage de l'implant.



Figure 26. Particules de titane TPS détachées de la surface implantaire à Jo et J14 (Franchi et coll., 2004) (47)

Une surface obtenue par un traitement de surface par soustraction procure par la présence de tous ses micro-pores, un environnement local mécanique plus favorable à la formation osseuse. Il y a une certaine protection liée à la forme de l'anfractuosités du néo-tissu osseux en voie de minéralisation, contre le stress mécanique et l'hydrodynamique péri-implantaire. Ce phénomène est donc lié aux micro-tensions protectrices développées autour de tous ces micro-pores. Mais la surface TPS ne produit pas une topographie pouvant développer ce genre de micro-phénomène dynamique qui favorise l'ostéo-intégration dans sa cinétique et sa qualité (93).

La stratification de la surface des implants traités par le spray de plasma titane donne une surface irrégulière et globulaire fragilisée lors de la mise en place de l'implant et des phénomènes d'intégration tissulaire. En effet, les micro-tensions exercées à la surface de l'implant peuvent entraîner la séparation des particules rajoutées. Particules qui sont repérables dans les tissus environnants. Cette surface globulaire subit des dommages microscopiques s'il y a trop de frictions lors de la pose chirurgicale, entraînant ainsi un détachement de particules. C'est pourquoi cette surface paraît moins résistante que des surfaces lisses ou négatives comme celles traitées par SLA.

Bernard et coll. en 2000 ont constaté que malgré les quelques inconvénients présentés par la surface recouverte de plasma de titane, ce traitement de surface conduit à des résultats significatifs quant à l'amélioration de l'ostéo-intégration, notamment dans les zones osseuses de faibles hauteur et densité (15). Et même s'il tend à être remplacé par de nouveaux procédés basés sur la soustraction de matière, il reste cependant favorable à l'obtention d'une ostéo-intégration à court et surtout à long terme (6).

III.2.2. Les revêtements à base d'hydroxyapatite ou de phosphate de calcium

Afin d'augmenter la quantité et la vitesse de formation osseuse à leur surface, les implants métalliques ont été recouverts de phosphate de calcium tels que l'hydroxyapatite (HA). Après implantation, la dissolution du revêtement augmente la concentration en ions calcium et phosphate des fluides biologiques dans l'environnement péri-implantaire et conduit à la précipitation d'une apatite biologique à la surface de l'implant (38). Ce revêtement d'apatite biologique contient des protéines endogènes et sert de support pour l'adhésion et la prolifération de cellules ostéogéniques (38).

Orsini et coll. en 2007 (79) constatent de meilleurs taux de succès à long terme pour les implants revêtus de phosphate de calcium par rapports aux implants non revêtus. Ce succès clinique à long terme est attribué à un meilleur taux d'ostéo-intégration des implants revêtus de phosphate de calcium (50). La céramique de phosphate de calcium est connue pour ses propriétés bioactives. Généralement, les matériaux bioactifs qui interagissent avec l'environnement osseux, résultent de la formation de liaisons chimiques avec les tissus. Ce phénomène de bioactivité est déterminé surtout par les facteurs chimiques, comme la phase en cristal et la structure moléculaire de la matière, de même que par les facteurs physiques comme la rugosité de surface et la porosité.

Plusieurs méthodes ont été développées pour recouvrir les implants métalliques : la projection par plasma spray, le dépôt par pulvérisation ionique, les revêtements sol-gel, le revêtement par électrophorèse ou la précipitation biomimétique. D'un point de vue commercial, la méthode la plus réussie pour appliquer les couches de phosphate de calcium aux implants en titane a été la technique par plasma spray.



Figure 27. Implant recouvert d'hydroxyapatite (Deram et coll., 2003) (44)

Différents laboratoires commercialisent des implants recouverts d'hydroxyapatite :

- L'implant MP-1, de chez Calcitek.
- Le revêtement Frios-apatite de chez friadent.
- L'implant replace-HA de chez Steri-oss.
- L'implant Bio-vent HA racheté par la société Zimmer.

Les propriétés biologiques de ce matériau sont assez remarquables, une absence de toxicité locale et systémique, une absence de réaction inflammatoire ou de réaction néfaste à un corps étranger, et pas d'interposition fibreuse entre l'implant et l'os. Ce matériau recouvrant la couche externe de titane possède des qualités indéniables. En effet le phosphate de calcium est une substance ostéo-conductrice et permet théoriquement la migration sur sa surface de cellule précurseur de l'ostéo-intégration.

De Lange et De Putter en 1990 et en 1993 (42, 43) montrent que l'interface entre les implants recouverts d'hydroxyapatite et l'os cicatriciel présente la particularité d'une continuité de la phase minérale, preuve de leur biocompatibilité. Sous sa forme cristalline d'hydroxyapatite, le phosphate de calcium possède alors la même structure et la même composition que l'os humain. Ceci explique pourquoi il est utilisé en tant que revêtement d'implants dentaires ou d'implants orthopédiques. Et ceci dans le but d'obtenir une apposition osseuse très importante, avec des contacts os-implants très nombreux, très intimes et durables dans le temps.

Les fibres de collagène de la matrice osseuse sont observées à une distance de 500 Å à 200 nm de la surface implantaire. Néanmoins, une fine couche de 20 à 100 Å d'épaisseur, a pu être observée en certains endroits de l'interface os-implant.

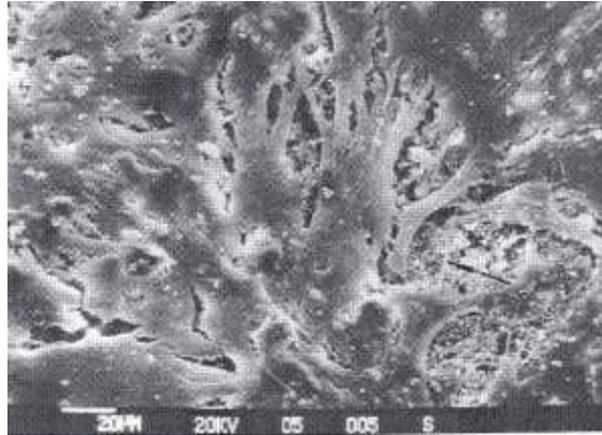


Figure 28 Vue au MET de cellules ostéoblastiques en culture sur une surface Ti-HA. Echelle 20 µm (Knabe et coll., 2002) (63)

Le procédé de modification de surface par projection d'hydroxyapatite par torche à plasma permettrait donc d'allier l'intérêt d'une surface rugueuse à la bioactivité de l'hydroxyapatite, du fait de l'affinité de la matrice osseuse pour les cristaux synthétiques de surface.

Echec chimique et biomécanique des implants au revêtement à base d'hydroxyapatite à long terme

Le procédé le plus utilisé pour obtenir un revêtement d'hydroxyapatite sur un implant, est la technique de déposition d'un plasma d'hydroxyapatite pulvérisé, soit un spray de plasma d'hydroxyapatite. L'inconvénient majeur de ce type de revêtement au plasma d'hydroxyapatite est la présence de phénomènes d'érosions.

Cette technique de projection par torche à plasma n'est pas très efficace pour le revêtement d'implants de petites tailles tels que les implants dentaires. Un des principaux problèmes avec ces revêtements concerne leur détachement de la surface implantaire en titane à cause du mélange de phases de solubilités différentes. Il en résulte un échec à l'interface implant-revêtement et ceci bien que le revêtement soit toujours adhérent au tissu osseux (27).

La perte du revêtement a été décrite principalement pour les implants insérés dans un os dense. Un autre problème réside aussi dans la propension de ces revêtements de phosphate de calcium à favoriser des infections péri-implantaires (78).

La possibilité de projeter l'hydroxyapatite par torche à plasma a permis la déposition d'une épaisseur contrôlée de matériau et la création d'une rugosité de surface. Mais les fortes températures de flamme engendrent la dénaturation des poudres par recuit partiel et par la modification structurale de phase allotropique de surface du titane qui potentialiserait sa corrosion *in vivo*. La réaction thermique différentielle du titane achève la succession de biais en provoquant des micros fractures dans le revêtement.

C'est en raison de ces erreurs de fabrication que la France, par décision de l'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé (AFSSAPS) a ordonné la suspension de mise sur le marché, et l'interdiction de distribution et d'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Stéri-Oss HA, qui en date du 14 Janvier 2001, furent commercialisés par la société Nobel Biocare.

Afin de pallier aux effets négatifs des revêtements de phosphates de calcium réalisés avec la torche à plasma, de nouvelles méthodes de revêtements inspirées des procédés naturels de biominéralisation ont été développées. Dans ces procédés biomimétiques, la précipitation de cristaux d'apatites de phosphates de calcium à la surface du titane est obtenue à partir de solutions simulées de fluides biologiques (simulated body fluids ou SBF).

La première méthode réalise l'électrodéposition de phosphate de calcium en utilisant sous tension une cathode en titane et une anode en platine (71). Cette méthode rend possible le contrôle parfait de l'épaisseur du revêtement sur tous les types de surfaces, même complexes. La durée de formation du revêtement est très courte et ce procédé présente une forte reproductibilité et efficacité.

La seconde méthode repose sur la précipitation biomimétique de phosphate de calcium sur les surfaces en titane par immersion dans des solutions de SBF. Ce procédé physiologique élargit les types de phosphate de calcium qui peuvent être déposés, tels que le phosphate octacalcique ou des apatites carbonatées.

Une troisième méthode fait appel à un procédé sol-gel suivi d'un traitement thermique à 500°C. Le revêtement de phosphate de calcium ainsi obtenu présente une épaisseur de

l'ordre de 20 à 100 nm. Deux études cliniques (51, 79) utilisant des mini-implants insérés dans la partie postérieure du maxillaire mettent en évidence un contact os-implant supérieur pour ces surfaces présentant un revêtement de phosphate de calcium nanométrique par rapport aux surfaces uniquement traitées par double mordantage.

Le Guehennec et coll. en 2007 (65) ont étudié l'ostéo-intégration d'implants en titane revêtus par un procédé biomimétique de phosphate de calcium insérés au niveau de l'épiphyse fémorale chez le lapin. Les implants en titane étaient soit sablés avec des particules d'alumine ou de phosphates de calcium biphasé, soit revêtus de phosphate octocalcique par un procédé biomimétique. La surface SLA de la firme Straumann a été utilisée comme contrôle positif. Après 2 à 8 semaines, les implants ont été traités pour l'analyse histologique et histomorphométrique. Le pourcentage de contact os-implant mesuré était relativement plus élevé pour les implants en titane revêtus par un procédé biomimétique de phosphate de calcium par rapport aux implants sablés. Cependant, l'ostéo-intégration des implants en titane enduits de phosphate de calcium a été similaire à celle observée pour les implants à surface SLA. Le revêtement par un procédé biomimétique de phosphate de calcium appliqué à la surface des implants oraux en titane semblent être un moyen prometteur d'améliorer l'ostéointégration des implants dentaires. Ces études réalisées par Le Guehennec et coll. en 2007 (65) montrent un taux de contact os-implant significativement plus élevé avec des implants revêtus par ce procédé biomimétique comparativement aux implants non revêtus.

IV. ETUDES DE L'IMPACT DES REVETEMENTS DE SURFACE DES IMPLANTS ORAUX SUR L'OSTEO-INTEGRATION

Le but est de présenter les principaux revêtements actuellement utilisés par les laboratoires de fabrication des implants oraux pour enduire les surfaces implantaire, ainsi que de montrer l'influences de ces derniers sur le processus d'obtention de l'ostéo-intégration.

IV.1. Surfaces d'implants récemment développées et commercialisées

Il existe différents systèmes d'implants oraux, qui présentent de nombreuses modifications de surface. Nous avons choisi de nous concentrer sur des surfaces d'implants récemment développées et commercialisées, et sur des modifications de surface de cinq systèmes d'implants communément utilisés en Europe. On parlera ainsi de la surface OsseoSpeed, de la surface SLActive, de la surface TiUnite, de la surface Nanotite et de la surface Friadent plus.

V.1.1. Surface OsseoSpeed (Astra Tech)

La surface OsseoSpeed commercialisée par la firme Astra Tech, possède des caractéristiques structurées de 50-100 nm créées par sablage à l'oxide de titane, suivi par la modification chimique de la surface par un traitement à l'acide fluorhydrique.



Figure 29 Surface OsseoSpeed (Système Astra Tech) (Martinez et coll., 2008) (73)

Les études pré cliniques nécessaires pour évaluer les surfaces d'implants originales ou modifiées, nécessitent d'avoir recours aux expérimentations animales et humaines. Dans les tests *in vivo*, on distingue deux types de composantes : histomorphométriques et/ou

biomécaniques. La partie histomorphométrique évalue des paramètres statiques comme la quantité de contact os-implant, la densité osseuse, ainsi que la quantité et le type de contenu cellulaire. Les tests biomécaniques évaluent la force de pression, la force d'étirement, et le moment de torsion (31).

Ellingsen et coll. en 2004 (45) ont constaté que les surfaces d'implants sablées à l'oxyde de titane et modifiées par le traitement à l'acide fluorhydrique étaient légèrement plus lisses (S_a : 0.91 μm) comparées aux surfaces d'implants en titane sablées à l'oxyde de titane (S_a : 1.12 μm). Dans un modèle de tibia de lapin, ils ont montré qu'après trois mois, les valeurs du moment de torsion d'enlèvement RTQ « Removal Torque Test » était de 85 N par centimètre pour les surfaces ayant subi un traitement à l'acide fluorhydrique, contre 54 N par centimètre pour les implants n'ayant pas eu ce même traitement. La force de cisaillement entre l'os et de l'implant était de 23 N/mm^2 pour les surfaces modifiées à l'acide hydrofluorhydrique contre 15 N/mm^2 pour les surfaces n'ayant pas eu le traitement à l'acide hydrofluorhydrique.

On constate que le traitement à l'acide fluorhydrique après sablage à l'oxyde de titane augmente de façon significative le moment de torsion d'enlèvement et la force de cisaillement lors du retrait de ces implants à surface OsseoSpeed. L'évaluation histomorphométrique a démontré une augmentation de la surface de contact os/implant pour les surfaces modifiées à l'acide hydrofluorhydrique après 1 mois aussi bien qu'après 3 mois.

A partir des données biomécaniques et histomorphométriques, nous constatons que l'implant en titane traité à l'acide hydrofluorique (surface Osseospeed) a présenté un meilleur ancrage osseux que l'implant en titane non traité. Le taux d'intégration osseuse a donc été significativement augmenté. En effet, le traitement à l'acide fluorhydrique a influencé l'ostéo-conduction à l'interface os/implant métallique. Ainsi, une formation osseuse plus rapide après une période de traitement sur une surface de titane commercialement pure modifiée chimiquement est tout à fait envisageable.

Dans un modèle expérimental concernant les mandibules de chien, Berglundh et coll. en 2007 (13) ont comparé les premiers stades d'ostéo-intégration des implants présentant une surface OsseoSpeed aux implants ayant une surface TiOblast. Dans la mandibule de chien, deux types d'implants ont été placés et laissés pendant quatre semaines après la première chirurgie. Deux semaines plus tard, les animaux ont été sacrifiés. L'analyse histomorphométrique a révélé qu'après deux semaines de cicatrisation, le pourcentage de contact os/implant était supérieur pour les surfaces modifiées par le fluorure. Le pourcentage

de contact os-implant moyen pour la surface OsseoSpeed était de 56 % contre 43 % pour la surface TiOblast. La surface « OsseoSpeed » a présenté un plus fort taux d'ostéo-intégration que la surface « TiOblast ».

IV.1.2. Surface SLActive (ITI; Institue Straumann)

La surface d'implant dentaire SLActive commercialisée par la firme Straumann est un développement de la surface SLA. La surface SLA est produite par sablage à gros grain avec du corindon de 0,25 à 0,5 mm à 5 bars, suivi par un double mordantage avec de l'acide chlorhydrique et de l'acide sulfurique. Comparativement à la surface SLA, la surface SLActive est en plus rincée dans la protection d'azote pour prévenir l'exposition à l'air, puis elle est conservée hermétiquement dans un tube contenant une solution isotonique de NaCl.

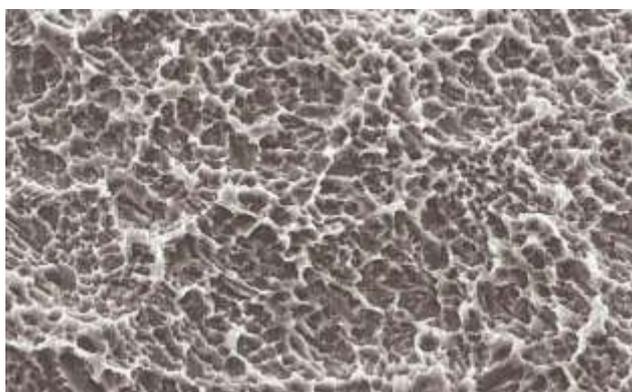


Figure 30. Surface SLA active (Système ITI-Strauman) (Martinez et coll., 2008) (73)

Zhao et coll. en 2005 (112) et Buser et coll. en 2004 (23) ont comparé la surface SLActive avec la surface SLA. Aucune différence dans la topographie de surface n'a été trouvée. Pour la surface de mouillage, une différence statistiquement significative a été observée. Les mesures de l'angle de contact dynamique (DCA) ont indiqué que la surface SLA était hydrophobe ($DCA=138,8^{\circ} \pm 4,2^{\circ}$), pendant que la surface SLActive était hydrophile ($DCA=0^{\circ}$). Les Ostéoblastes cultivés sur de telles surfaces modifiées ont présenté un phénotype plus différencié, caractérisé par une activité de la phosphatase alcaline et d'ostéocalcine augmentée. De plus on assiste à une augmentation de la production de prostaglandine E_2 et d'une transformation plus importante de facteur de croissance β_1 (TGF- β_1) (105).

Les propriétés biomécaniques de la surface de l'implant SLActive ont été comparées avec la surface SLA par Ferguson et coll. en 2006 (46). Dans un maxillaire de « mini pig », les tests de RTQ « Removal Torque Test » (Moment de torsion d'enlèvement) ont été réalisés après 2, 4 et 8 semaines de cicatrisation osseuse. Les valeurs de RTQ étaient en moyenne de 8 à 21 % plus élevées pour les surfaces SLActive. On a constaté que la surface SLActive permet un meilleur ancrage osseux pendant les premiers stades de cicatrisation que la surface SLA. Ainsi une modification chimique de la surface SLA standard améliore l'apposition osseuse et influence favorablement la force de cisaillement de l'interface os/implant.

Schwarz et coll. en 2007 (96) ont évalué la régénération osseuse dans les défauts de déhiscence des implants SLActive et SLA installés dans le maxillaire et la mâchoire inférieure de chiens. Après 2 semaines d'implantation, le contact osseux s'est élevé à 74 % pour la surface SLActive contre 56 % pour la surface SLA. Après 12 semaines de cicatrisation, les valeurs correspondantes de 84 % (SLActive) et de 76 % (SLA), n'étaient pas statistiquement différentes. L'apposition osseuse était plus évidente dans les régions présentant des défauts de déhiscence osseuse. En effet, dans les portions centrales du contact os-implant, les régions présentant des défauts après 2 semaines de cicatrisation, étaient de 27% pour la surface SLActive contre 0% pour la surface SLA. Après 12 semaines de cicatrisation, les valeurs correspondantes étaient de 80% pour SLActive et de 5% pour SLA.

En résumé, dans les expérimentations animales, l'évaluation biomécanique dans les tests de moment de torsion d'enlèvement a démontré une plus grande stabilité des implants à surface SLActive par rapport aux implants à surface SLA pendant les premières phases de la régénération osseuse. Dans le même temps, l'évaluation histomorphométrique montre un contact os-implant plus élevé pour la surface SLActive par rapport à la surface SLA.

IV.1.3. Surface TiUnite (Nobel Biocare)

La surface d'implant TiUnite commercialisée par la firme Nobel Biocare, est fabriquée par oxydation anodique. C'est un processus d'anodisation électrochimique utilisé pour modifier les surfaces usinées. Il a été montré que ce processus d'anodisation électrochimique augmente la microtexture de surface et change la chimie de surface (97). Chimiquement, la surface TiUnite se compose surtout de TiO_2 et de Phosphore $\leq 10.9\%$, aussi bien que les polluants comme Carbone $\leq 24\%$, Sodium $\leq 4\%$ et d'Azote $\leq 1.5\%$, avec les traces de soufre.

La surface est composée d'une structure composée d'oxyde avec un film poreux à l'extérieur présentant des micropores et d'un film de barrière intérieure sans micropore.

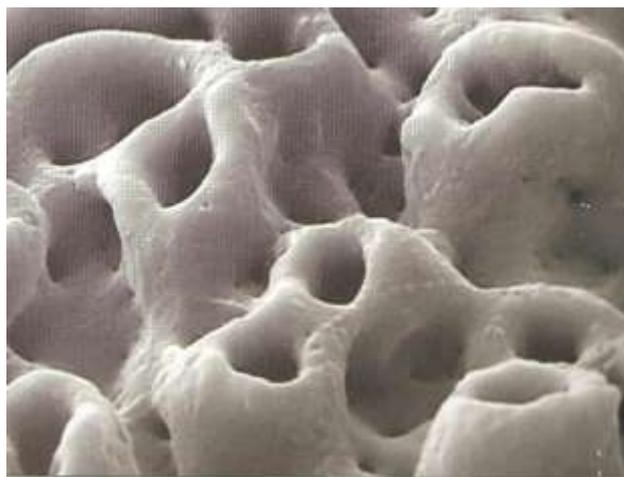


Figure 31. Surface TiUnite (Système Nobel Biocare) (Martinez et coll., 2008) (73)

La taille des pores étudiés était inférieure à 4 μm et l'épaisseur d'oxyde était hétérogène. Le film poreux extérieur varie entre 0,9 et 5 μm . Le film de barrière intérieure est de 5,7 μm en premier, de 5,9 μm au troisième et de 9,3 μm au cinquième fil. La rugosité donne une valeur de S_a égale à 1,35 μ . Puisque la surface d'implant contient des ions phosphore, l'acide phosphorique a été utilisé comme un électrolyte. Les auteurs émettent l'hypothèse que cela pourrait indiquer que la surface TiUnite manque de bioactivité (98).

L'influence des propriétés biomécaniques de la surface des implants TiUnite a été comparée avec la surface Osseotite dans l'expérimentation animale de Sul et coll. en 2006 (97). Dans un modèle de tibia de lapin, les implants TiUnite utilisés ont été extraits après une période de cicatrisation de trois et de six semaines. La valeur du RTQ moyen des implants TiUnite était significativement plus élevée que celle des implants osseotite à 6 semaines. De plus, Burgos et coll. en 2008 (22) ont étudié dans des modèles de lapins les premières intégrations osseuses des implants en titane oxydé (TiUnite) et les surfaces usinées. Une analyse histomorphométrique a été réalisée sept, quatorze et vingt-huit jours après implantation. Les pourcentages de contacts osseux pour les surfaces TiUnite étaient d'environ de 20 % à 7 jours, de 23 % à 14 jours et de 46 % à 28 jours. Pour la surface usinée, les valeurs étaient d'environ 15 % à 7 jours, de 11 % au 14 jours et de 26 % au 28^{ième} jour.

On constate que l'ostéo-intégration d'un implant obtenu avec une surface oxydée est différente de celle obtenue avec une surface usinée. La formation osseuse se produit directement au contact de la surface oxydée modérément rugueuse, pendant que les surfaces de titane usinées sont intégrées à la croissance du tissu osseux. Sul et coll. ont conclu que les pourcentages de contact os-implant mesurés à la surface des implants TiUnite, semblent similaires à ceux obtenus en utilisant des implants recouverts d'hydroxyapatite (97).

La surface TiUnite présente des propriétés d'ostéo-conductivité excédant celle de la surface au revêtement de phosphate de calcium. La macrostructure des implants semble jouer un rôle mineur dans le résultat histologique. Ainsi, les différentes surfaces modérément rugueuses conduisent seulement à des différences mineures de réponse osseuse. Les résultats d'étude suggèrent que la surface TiUnite possède un potentiel d'ostéo-conductivité considérable, favorisant un fort taux d'ostéo-intégration dans les situations cliniques où on est en présence d'os de type IV (57).

Ivanoff et coll. en 2003 (60) ont évalué la réponse osseuse humaine en utilisant deux surfaces d'implants commercialement disponibles. Vingt patients ont reçu chacun un type d'implant vis usiné, un micro-implant avec une surface TiUnite. Après une période de cicatrisation moyenne de 6,6 mois dans le maxillaire et de 3,5 mois dans la mâchoire inférieure, les micro-implants entourés de tissu ont été enlevés avec un trépan. Les pourcentages de contact os-implant moyens pour les implants récupérés au maxillaire étaient de 29 % pour la surface d'implant TiUnite contre 11 % pour les implants à surface usiné. Pour les implants mandibulaires, les valeurs correspondantes étaient de 37 % pour la surface d'implant TiUnite et de 15 % pour les implants usinés.

La réponse osseuse de la surface d'implant TiUnite sujet à la mise en charge immédiate ou précoce a été étudiée par Rocci et coll. en 2003 (86). Cinq patients ont participé à cette étude. Chacun d'eux avait reçu des implants dans les secteurs prémolo-molaires de leur mandibule, et avaient par la suite volontairement accepté l'extraction des implants insérés. Neuf surfaces d'implants en titane TiUnite ont été insérées essentiellement dans l'os de type III et IV et ont été récupérées 5 à 9 mois après mise en charge. Deux implants avaient été mis en charge le même jour, alors que sept implants ont été mis en charge après 2 mois de cicatrisation.

Les mesures morphométriques ont montré un pourcentage de contact os-implant moyen de 84 % pour tous les implants, de 93 % pour les deux implants mis en charge immédiatement et de 81 % pour les sept implants chargés après 2 mois. Il n'y avait aucune

différence entre les implants chargés immédiatement (n=2) et les implants chargés précocement (n=7). De ce fait on conclut que l'ostéo-intégration peut se produire autour des surfaces d'implants TiUnite placées dans les secteurs prémolo-molaires mandibulaires. Cet implant est sujet à la mise en charge immédiatement après la chirurgie ou après 2 mois de cicatrisation.

En résumé, l'expérience animale réalisée dans un modèle avec une faible quantité osseuse, indique une plus haute stabilité implantaire avec les surfaces d'implant TiUnite après 6 semaines de cicatrisation par rapport aux surfaces d'implants Osseotite. De plus, l'évaluation histomorphométrique dans deux différents modèles d'animaux a suggéré que la surface TiUnite possède un potentiel d'ostéo-conductivité au-dessus de celui des implants à surfaces usinées (8, 22).

IV.1.4. Surface Nanotite (3i Implant Innovations)

Actuellement sur le marché, nous retrouvons des implants présentant une surface Nanotite, commercialisés par la firme 3i. Cette surface présente une modification de nanoparticules de phosphates de calcium (Ca-P) à la surface d'implants en alliage de titane. Ce revêtement bioactif est obtenu par un dépôt discret de cristaux de phosphate de calcium (Discrete Crystalline Deposition) de 10 à 100 nm, à partir d'une solution sol-gel. Le mot « discret » signifie ici qu'il s'agit de nanograins individualisés. Ils ne forment pas une couche continue. Ils couvrent approximativement 50% de la surface rugueuse Osseotite de l'implant.



Figure 32. a) Le dépôt Nanotite au microscope électronique à balayage avec un grossissement $\times 20.000$) (Mendes et coll., 2007) (74)

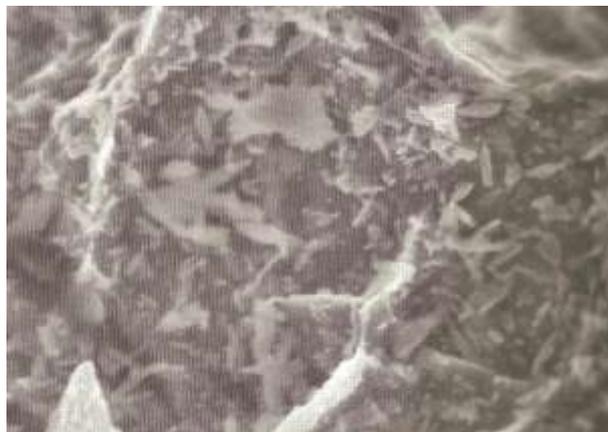


Figure 32. b) Dépôt Nanotite au microscope électronique à balayage avec un grossissement $\times 50.000$ (Mendes et coll., 2007) (74)

Dans le fémur de rat, Mendes et coll. en 2007 (74) ont comparé le comportement mécanique à l'interface os-implant de deux procédés de traitements de surface des implants en titane ou l'alliage de titane. Le premier groupe de traitement de surface était constitué de discrets cristaux de Ca-P suivi d'un mordantage acide. Le second groupe de traitement de surface n'était constitué que de cristaux de phosphate de calcium. Neuf jours après la pose chirurgicale des implants, le moment de torsion d'enlèvement était significativement plus élevé pour des implants ayant subi un traitement de surface avec de discrets cristaux de phosphate de calcium suivi d'un mordantage. Ils ont conclu que le traitement de surface du titane et ou de l'alliage de titane par un dépôt discret de phosphate de calcium favorise la liaison os/implant.

Orsini et coll. en 2007 (79) ont inclu 15 patients dans une étude (l'âge moyen était de 56.9 ans) présentant un édentement partiel ou complet, qui avaient choisi de recevoir des implants dentaires pour restituer leur dentition. Un implant de 20mm, avec une surface DAE « Dual acid-etched » et DCD « Discrete Crystalline Deposition » de phosphate de calcium et un implant avec seulement une surface DAE ont été placés dans le maxillaire des 15 patients. Après un temps de cicatrisation moyen de 8 ± 1 semaines, les implants et les tissus durs et mous autour ont été récupérés avec l'aide de trépan. Le contact os-implant moyen était de 32 % pour les surfaces DCD-DAE et de 19 % pour les surfaces DAE. Cette différence était statistiquement significative.

On constate que le traitement par dépôt discret de cristaux de phosphate de calcium a augmenté l'ostéo-conduction de la surface d'implant en titane pendant les 2 premiers mois après la mise en place chirurgicale des implants. Ainsi Orsini et coll. en 2007 (77) concluent que la modification de surface des implants par dépôt discret de cristaux de Ca-P, entrainerait une réduction de la période de cicatrisation après la mise en place chirurgicale. Ce traitement

favoriserait la pose d'implant sur des patients présentant des facteurs de risque tel qu'une faible densité osseuse.

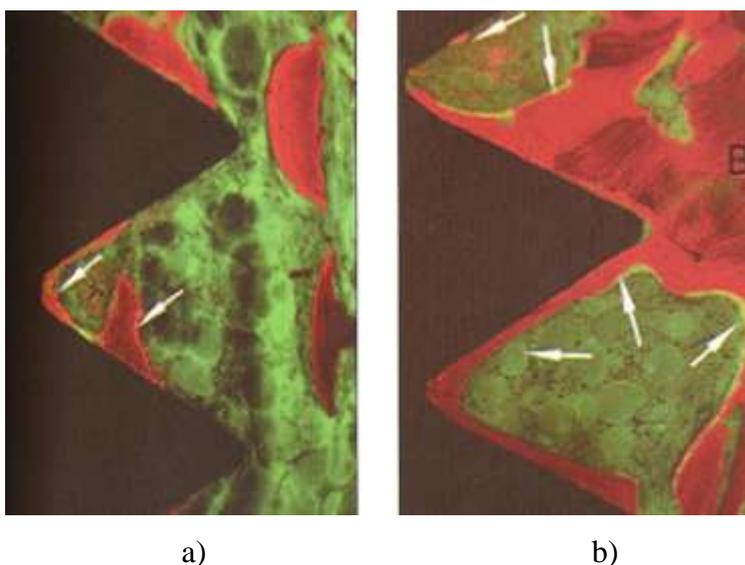


Figure 33. Coupes histologiques à 8 semaines montrant l'apposition osseuse
(Mendes et coll., 2007) (74)

a) apposition osseuse à la surface Osseotite ; b) apposition osseuse à la surface Nanotite. En noir, l'implant en titane, en vert le tissu fibreux, en rouge le tissu osseux.

Les expérimentations animales et humaines ont démontré une augmentation de la stabilité implantaire et aussi du pourcentage de contact pour des surfaces traitées par dépôt de discrèt cristaux de Ca-P, suivi d'un mordantage acide comparément aux surfaces n'ayant subi qu'un traitement à l'acide. C'est ainsi que les données publiées indiquent mais ne prouvent pas un avantage de la nanorugosité des surfaces nanotites pendant les premières phases de l'ostéo-intégration dans des régions présentant une faible densité osseuse.

IV.1.5. Surface Friadent plus (Dentsply Friadent)

La surface d'implant Friadent plus est fabriquée par la firme Dentsply Friadent, par un large sablage donc la taille des grains varie de 354 à 500 μm , puis il s'en suit un traitement aux acides hydrochlorhydrique, sulfurique, hydrofluorhydrique et oxalique pour être finalement neutralisée avec un procédé Dentsply Friadent (90). Le procédé Dentsply Friadent n'a pas été révélé par la firme pour confidentialité.

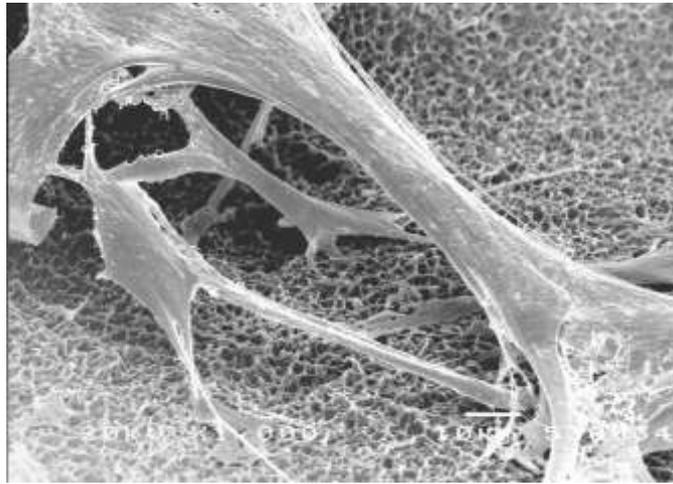


Figure 34. Cellules sur la surface Friadent plus (Piatteli et coll., 2004) (80)

Ce procédé chimique conduit à la commercialisation d'implants disponibles avec une microrugosité régulière, dans des dimensions micrométriques recouvrant une structure de macrorugosités provoquées par sablage. Les micropores ont un contour irrégulier, une raideur abrupte, avec des bords plats ou pointus d'environ 3 à 5 μm de diamètre et de 2 à 3 μm de profondeur. A l'intérieur des micropores, se retrouvent encore d'autres micropores de tailles plus petites inférieurs à 0,5-1 μm de diamètre (91).

La valeur de Ra pour la **surface Friadent plus** commercialement disponible est de 2,75 μm (SD : 0,46 μm). La rugosité de surface est associée à une augmentation de la mouillabilité. Rupp et coll. en 2004 (90) ont montré que la surface Friadent plus, est au départ hydrophobe comme indiqué par un DCA moyen de 140 °. Mais, sur un deuxième contact avec l'eau, cette surface devient extrêmement hydrophile. Ce qui conduit à un DCA égale à 0 °.

Novaes et coll. en 2004 (76) ont analysé chez les chiens « mongrel » l'influence de la microstructure des implants sur la réponse osseuse des implants immédiatement placés dans les sites infectés. Une periodontite a été établie de la première à la quatrième prémolaire mandibulaire. Ces prémolaires ont été enlevées chirurgicalement, puis trois Frialit-2 et des implants cylindriques ont été placés immédiatement. Les animaux ont été sacrifiés 12 semaines après la pose chirurgicale des implants. Le pourcentage de contact os-implant moyen était de 53 % pour les surfaces sablées et traitées à l'acide, et de 43 % pour la surface TPS. La différence entre les moyennes n'était pas statistiquement significative entre les implants Frialit-2 et TPS.

Récemment Iezzi et coll. en 2005 (59) ont présenté des pourcentages de contact os-implant, avec des implants enfouis dans la région prémolo-molaire de la mâchoire humaine. Après une période de cicatrisation variant de 6 semaines à 12 mois, ces implants ont été récupérés. L'implant Friadent plus inséré dans l'os de type 3 et de type 4 a été retiré de la mandibule après 6 semaines. Le pourcentage de contact os-implant était de 96%. Un autre implant Friadent plus inséré aussi dans l'os de type 3 et de type 4, a été récupéré 7 semaines après la pose chirurgicale. Le pourcentage de contact était de 55%. Le même type d'implant inséré dans l'os de type 4, récupéré après 8 semaines du maxillaire a montré un pourcentage de contact os-implant de 68%.

De la même façon Iezzi et coll. en 2005 (59) ont utilisé des implants Friadent DPS (Deep Profile Surface) caractérisés par une surface sablée et mordancée aux acides hydrochlorydrique, hydrofluorydrique et nitrique, avec une valeur de Ra égale à 2,94 μm . La différence majeure entre la surface Friadent plus et Friadent DPS se situe au niveau de leur microporosité. La micro-porosité caractérise une surface Friadent plus et non DPS. L'implant Friadent DPS inséré dans l'os de type 3 et 4, retiré 6 mois après de la mandibule a présenté un pourcentage de contact os-implant de 51%. Le même type d'implant extrait après 12 mois du maxillaire, a présenté un pourcentage de contact os-implant de 30%.

A l'analyse de ces différences concernant le contact os-implant, on constate que la surface micro-rugueuse Friadent plus présente le plus fort taux de pourcentage favorisant la liaison os-implant.

IV.2. Modifications expérimentales de surface

L'objectif principal du développement des surfaces des implants dentaires est de pouvoir obtenir un état de surface pouvant améliorer la performance clinique du taux d'ostéo-intégration dans des régions présentant de faibles quantités et qualités osseuses. A côté de cela, il y a aussi le fait de pouvoir prédire le résultat clinique du protocole de mise en charge immédiat de l'implant, et stimuler la croissance osseuse verticale et horizontale dans des secteurs maxillaires présentant des hauteurs et largeurs insuffisantes de crêtes alvéolaires résiduelles.

IV.2.1. Biomolécules enduites sur les surfaces d'implants en titane

Les séquences de peptides ECM (Expression des protéines de la matrice extracellulaire) sont des protéines utilisées comme revêtement de surfaces d'implants en

titane. La séquence peptidique ECM joue un rôle fondamental pour la fonction des ostéoblastes. En effet, cette séquence peptidique est le point de départ pour rendre fonctionnelles les surfaces d'implants en titane par des molécules natives ou synthétiques basées sur les peptides, les protéines et les facteurs de croissance. Le contact cellule-ECM est réalisé par les récepteurs d'adhésion de cellules telles que les intégrines.

Les intégrines se lient aux ordres d'acides aminés spécifiques, en particulier à l'ordre RGD trouvé pas seulement dans le collagène de type I, mais aussi dans la fibronectine, la vitronectine, l'ostéopontine et la sialoprotéine. En plus de l'attachement aux cellules, l'ECM joue un rôle actif dans le règlement des processus cellulaires influençant la migration, la prolifération, le changement morphologique, l'expression de gène et la survie des cellules par un signalement intracellulaire (41).

Le collagène de type III exprimé forme un échafaudage pour la migration de cellules ostéo-progénitrices aussi bien que la croissance capillaire. Il est remplacé plus tard par le collagène de type I. De plus, les protéoglycanes et les glycosaminoglycanes comme le sulfate chondroïtine, se lient aux cytokines et aux facteurs de croissance. Par conséquent, l'acceptation biologique et le fonctionnement des implants en titane pourraient être améliorés en modifiant leurs surfaces avec les composantes ECM, telles que la séquence de peptide RGD, le collagène de type I, le collagène de type III ou le sulfate chondroïtine. En outre, comme l'os est composé d'une matrice organique (90 % de protéines collagéniques) et renforcé par une phase de phosphate de calcium inorganique (carbonate d'hydroxyapatite), la recherche s'est concentrée sur le développement de couches composites bio-inspirées qui ressemblent au tissu osseux de structure nano-composite unique. Offrant ainsi une valeur ajoutée sur les couches formées de composante simplement organiques ou inorganiques. Les couches composites faites tant de collagène que du phosphate de calcium présentent plus d'intérêts pour la modification de la surface des implants (41).

IV.2.1.1. Acide aminé à séquence RGD

Bernhardt et coll. en 2005 (17) ont comparé le contact os-implant du titane non enduit, avec les surfaces d'implants enduites par la séquence de peptides RGD. Après 5 et 12 semaines de cicatrisation, aucun effet significatif de couche RGD sur les pourcentages de contacts os-implant moyens n'a été observé.

Dans un modèle expérimental concernant les tibias de rats, Rammelt et coll. en 2006 (83) ont comparé le contact os-implant des surfaces d'implants en titane non enduites (Ti), avec les surfaces enduites de séquence RGD (Ti/RGD). Après 28 jours de cicatrisation, le

pourcentage de contact os-implant moyen pour Ti/RGD était de 84 % et de 4 % pour le Ti. Le pourcentage de contact os-implant moyen était statistiquement significatif pour la surface Ti/RGD.

IV.2.1.2. Collagène et collagène mimétique peptide

Dans un modèle animal concernant la métaphyse tibiale des rats, Reyes et coll. en 2007 (85) ont comparé l'ancrage mécanique ainsi que le contact os-implant de surfaces d'implants en titane c.p. usinées (Ti). Ils ont utilisé une surface de titane sans revêtement, puis une surface de titane recouverte de collagène I puis une surface de titane enduite de glycine–phénylalanine–hydroxyproline–glycine–glutamate–arginine. (GFOGER : séquence de collagène mimétique peptide). Après 4 semaines de cicatrisation, les forces de retrait moyennes étaient d'environ de 35 N pour les surfaces sur lesquelles avaient été appliqué un enduit de GFOGER, de 20 N pour les surfaces revêtues par du collagène I et de 35 N pour les implants en titane non revêtus. Les pourcentages de contacts os-implants moyens étaient de 75% pour la séquence GFOGER, de 58% pour le collagène I et de 43% pour le Ti.

Les implants en titane ayant eu un revêtement par la séquence de collagène mimétique peptide ont été statistiquement plus élevés comparé aux surfaces revêtues de collagène I, mais identique à celle des surfaces d'implants en titane non revêtues (Ti). Cependant, on a constaté que l'utilisation de la séquence de collagène mimétique peptide et de collagène I ont amélioré l'intégration d'implants et favorisé la réparation osseuse avec un pourcentage de contact os-implant plus élevé que celle des surfaces d'implants en titane non revêtues.

IV.2.1.3. Collagène combiné avec du chondroïtine sulfate

Dans un modèle animal concernant les tibias de moutons, Rammelt et coll. en 2007 (82) ont comparé le torque de dévissage entre les surfaces de titanes recouvertes de collagène de type I aux surfaces de collagène de type I revêtues de chondroïtine sulfate. Après 6 semaines de cicatrisation, aucune différence significative n'a été constatée.

Pourtant après 28 jours de cicatrisation et malgré une différence non significative de l'ancrage mécanique, Rammelt et coll. en 2007 (82) constatent un pourcentage de contact os-implant plus élevé pour les surfaces de titane enduites par du collagène de type I et du sulfate chondroïtine (84%) que celle des surfaces en titane non enduit (64%). Une telle différence n'a pas été constatée entre les surfaces de titanes enduites avec du collagène de type I comparé

avec celles des surfaces non enduits. Ainsi les revêtements à base de collagène de type I combiné de chondroïtine sulfate potentialiseraient d'avantage la formation osseuse qu'une surface uniquement enduit de collagène de type I.

IV.2.1.4. Revêtement avec des facteurs de croissance

Les facteurs de croissance sont des protéines qui favorisent la réplication, la différenciation, la synthèse de protéines et/ou la migration de types de cellules appropriées. Leur application à la surface des implants en titane entraîne une prolifération, une différenciation des cellules mésenchymateuses non différenciées. Par la suite, les cellules ostéoprogénitrice, préostéoblastes et ostéoblastes pourront favoriser l'ostéo-intégration. Ce qui revient à dire que l'usage d'un revêtement des implants en titane avec des facteurs de croissance est basé sur l'hypothèse que leur libération pourrait améliorer le processus de régénération osseuse à l'interface implant-os (41).

Une classe particulière de facteurs de croissance les **BMP « Bone Morphogenic protein » (Protéine osseuse morphogénétique)**, a montré un potentiel considérable pour stimuler la formation osseuse dans les sites extractionnels ainsi que dans des défauts osseux causés dans différentes espèces. Les BMPs proviennent de la famille des TGF- β et incluent au moins 18 protéines différentes. Les BMP-2 possèdent un haut potentiel d'osteoinductivité, c'est pour cette raison qu'ils ont été utilisés en tant que revêtement de surface des implants en titane. Alors que les BMP-2 sont utilisés plus communément, les BMP-4 quant à eux sont considérés comme un facteur de croissance qui pourrait améliorer le processus d'ostéo-intégration de l'interface os-implant.

En favorisant notamment la formation osseuse, les BMPs stimulent aussi le recrutement, la prolifération et la différenciation des ostéoclastes. Ils peuvent promouvoir la résorption osseuse nouvellement formée presque aussitôt que les BMPs aient été posés sur la surface des implants en titane (69). Par conséquent, il devrait être retenu que le volume net osseux déposé peut être plus bas, en présence, qu'en l'absence de BMPs. Néanmoins, la dose appliquée du médicament peut être critique, parce qu'un surdosage pourrait déclencher la production d'inhibiteurs BMP intrinsèques (89). En effet, il pourrait être possible que les BMPs, plutôt que la majoration attendue de régénération osseuse à l'interface os-implant, puissent diminuer l'ostéo-conductivité à la surface de l'implant.

Dans un modèle expérimentale réalisé sur les crêtes alvéolaires des maxillaires de chien, Wikesjo et coll. en 2008 (110) ont examiné la capacité des BMP-2 humaines recombinants (rhBMP-2) enduits sur une surface de titane d'implant poreux, à stimuler la formation osseuse locale en incluant l'ostéo-intégration et en favorisant l'augmentation verticale de la crête alvéolaire. Les chiens ont reçu chacun des implants enduits avec 0.75, 1.5 ou 3 mgs/ml de rhBMP-2 ainsi que des implants non enduits dans les maxillaires. Après 8 semaines de cicatrisation, une augmentation significative de la régénération osseuse verticale moyenne a été observée sur les surfaces revêtues de rhBMP-2. Le revêtement de rhBMP-2 sur la surface de titane poreuse a incité la formation osseuse locale, en incluant une augmentation verticale de la crête alvéolaire. Ils ont constaté que l'os régénéré semblait immature et sans formation comparé à l'os formé au contact des implants enduits avec de plus basse dose de rhBMP-2. Cependant des concentrations plus élevées de rhBMP-2 ont été associées à des effets problématiques tels qu'une ossification à distance et une absence d'ostéo-intégration des implants à long terme.

Synthèse des revêtements de surface

Les traitements tendant à rendre rugueuse la surface des implants dentaires, par des procédures mécaniques et chimiques créent non seulement une rugosité de surface, mais aboutissent aussi à la modification chimique de la surface. S'il est vrai que la modification de surface des implants influence considérablement le pourcentage d'apposition osseuse à la surface de l'implant, il n'est toutefois pas démontré que cet effet soit causé par la rugosité de surface, ou plutôt par un changement de la composition chimique de la surface de l'implant. Et c'est d'ailleurs ce qui ressort quasiment de l'ensemble des recherches biomédicales effectuées aussi bien dans les expérimentations humaines qu'animales.

Néanmoins de nouvelles techniques de revêtement avec de minces films de phosphate de calcium, ont confirmé que cette approche pourrait résoudre les problèmes associés aux revêtements avec des couches plus épaisses de phosphate de calcium (65). Cependant, il n'y a aucune preuve définitive d'un effet bénéfique par rapport à l'amélioration de l'ostéo-intégration osseuse. On constate un manque d'études humaines, montrant un fort taux de réussite des surfaces d'implants enduits de minces couches de phosphate de calcium comparé aux surfaces d'implants rugueuses.

L'utilisation des facteurs de croissance à la surface des implants doit être employé avec beaucoup de précaution, car les résultats obtenus avec les BMP 2 portent à confusion. En effet, les conclusions actuelles indiquent que les BMP 2 et les BMP 4 pourraient freiner la réponse osseuse au contact de l'implant. Cette adjonction devient ainsi néfaste à l'obtention optimale de l'ostéo-intégration.

Conclusion

De nombreux états de surfaces sont actuellement proposés pour les implants dentaires. La plupart d'entre eux ont démontré leur efficacité dans plus de 95% des cas 5 ans après implantation. L'implant en titane commercialement pur à surface lisse est celui qui présente le meilleur recul clinique. Cependant, de nombreuses études ont montré que les surfaces rendues rugueuses permettent d'accroître la qualité de l'ostéo-intégration. En effet, les résultats d'analyses histologiques et mécaniques présentent un accrochage implantaire plus rapide pour les surfaces rugueuses.

La formation de tissu osseux débute plus précocement pour la surface rugueuse que usinée, dans la mesure où elle débute dès la première semaine. De même, le remodelage en os lamellaire puis haversien se déclenche plus rapidement. Par ailleurs le contact osseux est plus ample dès le début de la cicatrisation, et ceci est dû aux propriétés ostéo-conductrices de la surface rugueuse. Néanmoins, il ne semble pas qu'un traitement de surface spécifique se distingue significativement par ses effets sur la cicatrisation osseuse. Toutefois, il ne faut pas oublier que l'utilisation d'implants rugueux n'est pas sans inconvénients. Le principal étant probablement le peu de solutions que possède le chirurgien dentiste pour décontaminer ces surfaces lorsqu'il est confronté à une péri-implantite. Le succès implantaire ne dépend pas seulement de l'état de surface de l'implant utilisé. En effet, de nombreux paramètres liés à l'hôte ou au protocole chirurgical et prothétique doivent être pris en compte. De même, si la modification de l'état de surface influe sur la réponse osseuse, certains paramètres et procédés chirurgicaux peuvent aussi favoriser l'ostéo-intégration. C'est notamment le cas de la densité osseuse péri-implantaire, du forage et de la gestion de l'interface os-implant. Toutefois, ceux-ci peuvent faire l'objet de protocoles spécifiques.

D'un point de vue général, les études sur l'état de surface sont une voie très importante de recherche en implantologie. Si l'on s'en tient simplement au rôle qu'il joue dans l'obtention d'une ostéo-intégration de meilleure qualité, avec des délais de mise en charge toujours plus réduits. Cependant, il faut rester prudent avec toutes les innovations qui se développent sur le marché, et qui sont souvent motivées par des stratégies commerciales. Les échecs rencontrés avec les anciens implants recouverts d'hydroxyapatite en sont des exemples éloquents.

Il y a également lieu de faire remarquer une tendance croissante à poser des implants dentaires chez des patients présentant plusieurs facteurs de risques. C'est notamment le cas des patients âgés, des patients diabétiques, des patients présentant de mauvaises conditions métaboliques, des patients ayant de l'ostéoporose et/ou sous thérapie utilisant des radiations ionisants.

En définitive, il y a un réel besoin d'établir des surfaces à même d'améliorer de façon prédictive, la formation osseuse à la surface de l'implant. Quoi qu'il en soit, des études biofonctionnelles animales aussi bien qu'humaines sont nécessaires, pour mieux appréhender le phénomène d'ostéo-intégration. Ainsi, l'utilisation de techniques et de matériaux ayant un recul clinique important, sans céder aux phénomènes de mode, devrait être érigé en règle pour réduire encore plus les échecs en implantologie.

TABLE DES ILLUSTRATIONS.

Figure 1 : Classification osseuse selon Lekholm et Zarb	7
Figure 2 : Distribution de l'os selon les régions.....	7
Figure 3 : Réponse physiologique de l'os à la suite de la pose d'un implant	11
Figure 4 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse	12
Figure 5 : Organisation de la jonction muco épithéliale d'une dent et d'un implant.....	20
Figure 6 : Matériaux en usage en implantologie	23
Figure 7 : Passivation du titane par une couche dense d'oxyde résistant à la corrosion.....	23
Figure 8 : Réponse osseuse à l'élévation thermique locale.....	25
Figure 9 : Stabilité primaire dans divers types d'os	26
Figure 10 : Importance des stabilités primaires et secondaires	27
Figure 11 : Schématisation du phénomène d'oxydation des métaux sur l'échelle de temps ...	29
Figure 12 : Topographie d'un implant possédant une rugosité de surface intermédiaire Optimale	35
Figure 13 : Implant Branemark système usiné.....	38
Figure 14 : Aspect microscopique d'une surface lisse	38
Figure 15 : Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane.....	41
Figure 16 : Surface obtenue par sablage au phosphate tricalcique suivi de sa dissolution Complète	42
Figure 17 : Implants Osseotite possédant un état de surface mordancé.....	44
Figure 18 : Observation au MO×25 d'une coupe d'implant à surface mixte.....	44
Figure 19 : Vue au microscope de l'intégration d'une surface implantaire mordancée	45
Figure 20 : a) et b) Réponse osseuse comparative chez l'homme entre une surface Osseotite et la surface usinée au bout de 2 mois.....	46-47
Figure 21 : A) Surface SLA ; B) Surface TPS	50
Figure 22 : Valeurs de torques des surfaces SLA, TPS, et Usinées	50
Figure 23 : Vues au MET des points d'impacts du laser à la surface du titane	52
Figure 24 : Implants TPS	55
Figure 25 : Surface obtenue par plasma-spray de titane	56
Figure 26 : Particules de titanes TPS détachées de la surface implantaire à Jo et J14.....	57
Figure 27 : Implant recouvert d'hydroxyapatite	59
Figure 28 : Vue au MET de cellules ostéoblastiques en culture sur une surface Ti-HA	60
Figure 29 : Surface OsseoSpeed (Système Astra Tech).....	63
Figure 30 : Surface SLActive (Système ITI-Strauman).....	65
Figure 31 : Surface TiUnite (Système Nobel biocare).....	67

Figure 32 : a) Le dépôt Nanotite au microscope électronique à balayage ×20.000	69
Figure 32 : b) Le dépôt Nanotite au microscope électronique à balayage ×50.000	70
Figure 33 : Coupes histologiques humaines à 8 semaines montrant l'apposition osseuse	71
Figure 34 : Cellules sur la surface Friadents Plus	72

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1. ABRAHAM L et KIERSZENBAUM.**
Histologies et biologie cellulaire. Une introduction à l'anatomie pathologie.
Edition de Boeck ; 2006.

- 2. ADA council on Scientific Affairs.**
Dental endosseous implants: an update.
J Am Dent Assoc 2004;**135**(1):92-97.

- 3. ALAN S et JAMES L.**
Histologie humaine.
Edition de Boeck ; 1997.

- 4. ALBREKTSSON T, BRANEMARK PI, HANSSON HA et coll.**
Osseointegrated titanium implants.
Acta Orthop Scand 1981a;**52**(2):155-170.

- 5. ALBREKSSON T, BRANEMARK PI, HANSSON HA et coll.**
Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.
Acta Orthop Scand 1981b;**52**(2):155-170.

- 6. ALBREKTSSON T et JOHANSSON C.**
Etudes expérimentales et cliniques sur les différents moyens d'améliorer les résultats des implants mis en place dans un os de mauvaise qualité ou de quantité insuffisante.
J Parodontol Implantol Orale 2000;**19**(3):61-72.

- 7. ALBREKTSSON T et WENNERBERG A.**
The impact of oral implants-past and future, 1966-2042.
J Can Dent Assoc 2005;**71**(5):327.

- 8. AL-NAWAS B, GROETZ KA, DUSCHNER H et WAGNER W.**
Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model.
Clin Oral Implants Res 2008;**19**(1):1-8.

- 9. ANSELME K.**
Osteoblast adhesion on biomaterials.
Biomaterials 2000;**21**(7):667-681.
- 10. ATTAL JP et PICARD B.**
Titane : biomatériau implantaire.
Inf Dent 1997;**79**(31):2189-2192.
- 11. BECKER W, BECKER BE, RICCI A et coll.**
A prospective multicenter clinical trial comparing one and two stage titanium screw-shaped fixtures with one stage plasma-sprayed solid-screw fixtures.
Clin Implant Dent Relat Res 2000;**2**(3):159-165.
- 12. BERENAI M, PELSOCI I, TOTH Z et coll.**
Surface modifications induced by ns and sug-ps excimer laser pulses on titanium implant material.
Biomaterials 2003;**24**(23):4197-4203.
- 13. BERGLUNDH T, ABRAHAMSSON I, ALBOUY JP et LINDHE J.**
Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs.
Clin Oral Implants Res 2007;**18**(2):147-152.
- 14. BERGLUNDH T, LINDHE J, ERICSSON I et coll.**
The soft tissue barrier rat implants and teeth.
Clin Oral Implants Res 1991;**2**(2):81-90.
- 15. BERNARD JP, SZMUCKLER S, BISCHOP M et BELSER U.**
10 year life table analysis on TPS coated implants inserted in the posterior maxilla.
Academy of osseointegration, 15th annual meeting, New-Orleans, 9-11 March 2000.
- 16. BERNARD JP, SZMUCKLER-MONCLER S, PESSOTO S et coll.**
The anchorage of branemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible.
Clin Oral Implant Res 2003;**14**(5):593-600.
- 17. BERNHARDT R, VAN DEN DOLDER J, BIERBAUM S et BEUTNER R.**
Osteoconductive modifications of Ti-implants in a goat defect model: characterization of bone growth with SR μ CT and histology.
Biomaterials 2005;**26**(16):3009-3019.

18. BINON PP.

Implants and components: entering the new millenium.
Int Oral Maxillofac Implants 2000;**15**(1):76-94.

19. BRANEMARK PI.

Introduction à l'ostéointégration.
Prothèse ostéointégrées.
Paris : CdP, 1988.

20. BRETT PM, HARLE J, SALIH V et coll.

Roughness response genes in osteoblasts.
Bone 2004;**35**(1):124-133.

21. BUCKWALTER JA, GLIMCHER MJ , COOPER RR et coll.

Bone biology II: formation, form, modeling, and regulation of cell function.
Instr Course Lect 1996;**45**:387-399.

22. BURGOS PM, RASMUSSON L, MEIRELLES L et SENNERBY L.

Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia.
Clin Implant Dent Relat Res 2008;**10**(3):181-190.

23. BUSER D, BROGGINI N, WIELAND M et coll.

Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface.
J Biomed Mater Res 2004;**82**(7):529-533.

24. BUSER D, DAHLIN C, SCHENK R.

Guided bone regeneration in implant dentistry Chicago: Quintessence Publishing, 1994.

25. BUSER D, SCHENK RK et FIORELLINI JP.

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants.
A histomorphometric study in miniature pigs.
J Biomed Mater Res 1991;**25**(7):889-902.

26. CAI Z, NAKAJIMA H, WOLDUM M et coll.

In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods.
Biomaterials 1999;**20**(2):183-190.

27. CHANG YL, LEW D, PARK JB et KELLER JC.

Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying cristallinity.

J Oral Maxillofac Surg 1999;**57**(9):1096-1108.

28. CHEANG P et KHER KA.

Addressing processing problem associated with plasma spraying in hydroxyapatite catings.

Biomaterials 1996;**17**(5):537-544.

29. CHO SA et PARK KT.

The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching.

Biomaterials 2003;**24**(20):3611-3617.

30. COCHRAN DL, SCHENK RK, LUSSI A et coll.

Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible.

J Biomed Mater Res 1998;**40**(1):1-11.

31. COELHO PG, GRANJEIRO JM, ROMANOS GE et coll.

Basic research methods and current trends of dental implant surfaces.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009;**88**(2):579-596.

32. COMUT AA, WEBER HP, SHORTKROFF S et coll.

Connective tissue orientation around dental implants in a canine model.

Clin Oral Implants Res 2001;**12**(5):433-440.

33. CONNER K, SABATINI R, MEALEY B et coll.

Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched and hydroxyapatite-coated implants in the canine model.

J Periodontol 2003;**74**(5):658-668.

34. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, ETIENNE D et coll.

Résultats préliminaires d'un nouvel implant à surface hybride.

J Parodontol Implantol Orale 1999;**18**(1):51-60.

35. DAVARPANAH M, MARTINEZ H et CHICHE F.

Evolution et fiabilité des implants 3i.

J Parodontol Implantol Orale 2002;**21**(2):149-159.

36. DAVARPANAH M, SZMUKLER-MONCLER S.

Manuel d'implantologie clinique. Concepts, protocoles et innovations récentes.

Paris : CdP, 2008:513.

37. DAVARPANAH M, MARTINEZ H, TECUCIANU JF et coll.

Le choix du diamètre implantaire.

J Parodontol Implantol Orale 1998;**17**(4):417-430.

38. DAVIES JE.

Understanding peri-implant endosseous healing.

J Dent Educ 2003;**67**(8):932-949.

39. DAVIES JE.

Bone bonding at natural and biomaterial surfaces.

Biomaterials 2007;**28**(34):5058-5067.

40. DEGORCE T et CHICHE F.

Le système implantaire 3i.

Paris : CdP, 2005:24.

41. DE JONGE LT, LEEUWENBURGH SC, WOLKE JG et JANSEN JA.

Organic-inorganic surface modifications for titanium implant surfaces.

Pharmaceutic Res 2008;**25**(10):2357-2369.

42. DE LANGE G et DE PUTTER C.

Structure of bone interface to dental implants in vivo.

J Oral Implantol 1993;**19**(2):123-135.

43. DE LANGE GL, DE PUTTER C et DE WIJS FL.

Histological and ultrastructural appearance of the hydroxyapatite-bone interface.

J Biomed Mater Res 1990;**24**(7):829-845.

44. DERAM V, MINICHICLLO C, VANNIER RN et coll.

Microstructural characterizations of plasma sprayed hydroxyapatite coatings.
Surface Coat Technol 2003;**166**:153-159.

45. ELLINGSEN JE, JOHANSSON CB, WENNERBERG A et HOLMEN A.

Improved retention and bone to implant contact with fluoride-modified titanium implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**(5):659-666.

46. FERGUSON SJ, BROGGINI N, WIELAND M et coll.

Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sand-blasted and acid-etched titanium surface.

J Biomed Mater Res 2006;**78**(2):291-297.

47. FRANCHI M, BACCHELLI B et MARTINI D.

Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants.

Biomaterials 2004;**25**(12):2239-2246.

48. FRANCHI M, FINI M, MARTINI D et coll.

Biological fixation of endosseous implants.

Micron 2005;**36**(7/8):665-671.

49. FRIBERG B et JEMT T.

Rehabilitation of edentulous mandibles by means of live TiUnite implants after one-stage surgery: a 1-year retrospective study of 90 patients.

Clin Implant Dent Relat Res 2008 Mar;**10**(1):47-54.

50. GEURS NC, JEFFCOAT RL, McGLUMPHY EA et coll.

Influence of implant geometry and surface characteristics on progressive osseointegration.

Int J Oral Maxillofac Implants 2002;**17**(6):811-815.

51. GOENE RJ, TESTORI T et TRISI P.

Influence of a nanometer-scale surface enhancement on de novo bone formation on titanium implants: a histomorphometric study in human maxillae.

Int J Periodont Rest Dent 2007;**27**(3):211-219.

52. GOTFREDSEN K, BERGLUNDH T et LINDHE J.

Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits.

Clin Implant Dent Relat Res 2000;**2**(3):120-128.

53. GUYONNET JJ, CHAMPION J, GREGOIRE G et coll.

Les alliages dentaires. Les dossiers de l'ADF.

Paris : Association Dentaire Française ; 2004.

54. HALLGREN C, REIMERS H, CHAKAROV D et coll.

An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining.

Biomaterials 2003;**24**(5):701-710.

55. HANSSON S et NORTON M.

The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model.

J Biomech 1999;**32**(8):829-836.

56. HASHIMOTO M, AKAGAWA Y, NIKAI H et TSURU H.

Ultrastructure of the peri-implant junctional epithelium on single crystal sapphire endosseous dental implant loaded with functional stress.

J Oral Rehabil 1989;**16**(3):261-270.

57. HUANG YH, XIROPAIDIS AV, SORENSEN RG et ALBANDAR JM.

Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite) oral implants in type IV bone.

Clin Oral Implants Res 2005;**16**(1):105-111.

58. HULBERT SF, MATTHEWS RA, KLAWITTER JJ.

Effect of stress on tissue ingrowth into porous aluminium oxide.

J Biomed Mater Res 1974;**8**(3):85-97.

59. IEZZI G, DEGIDI M, SCARANO A et coll.

Bone response to submerged, unloaded implants inserted in poor bone sites: a histological and histometrical study of 8 titanium implants retrieved from man.

J Oral Implantol 2005;**31**(5):225-233.

- 60. IVANOFF CJ, WIDMARK G, JOHANSSON C et WENNERBERG A.**
Histologic evaluation of bone response to oxidized and turned titanium micro-implants in human jawbone.
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(3):341-348.
- 61. JAYARAMAN M, MEYER U, UHNER M et coll.**
Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro.
Biomaterials 2004;**25**(4):625-631.
- 62. KLOKKEVOLD PR, JOHNSON P, DADGOSTARI S, et CAPUTO A.**
Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit.
Clin Oral Implant Res 2001;**12**(4):350-357.
- 63. KNABE C, KLAR F, FITZNER R et coll.**
In vitro investigation of titanium and hydroxyapatite dental implant surfaces using a rat bone marrow stromal cell culture system.
Biomaterials 2002;**23**(15):3235-3245.
- 64. LEE J, ROUHFAR L et BEIRNE O.**
Survival of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analytic review.
J Oral Maxillofac Surg 2000;**58**(12):1372-1379.
- 65. LE GUEHENNEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P et AMOURIQ Y.**
Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration.
Dent Mater 2007;**23**(7):844-854.
- 66. LEKHOLM U et ZARB GA.**
Patient selection and preparation.
In : BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T, eds. Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry.
Chicago : Quintessence, 1985:199-209.
- 67. LEMOUNIER-VAN HF.**
Formage du titane appliqué à l'odontologie.
Thèse : 3^{ième} cycle Sci Odontol, Nantes, 1992.

- 68. LISTGARTEN MA, LANG NP, SCHROEDER HE et coll.**
Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants.
Clin Oral Implants Res 1991;**2**(1):1-19.
- 69. LIU Y, HUSE RO, DE GROO K et coll.**
Delivery mode and efficacy of BMP-2 associated with implants.
J Dent Res 2007;**86**(1):84-89.
- 70. LONDON RM, ROBERTS FA, BAKER DA et coll.**
Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS,
and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits.
Int J Oral Maxillofac Implants 2002 May-Jun;**17**(3):369-376.
- 71. LOPEZ-HEREDIA MA, WEISS P et LAYROLLE P.**
An electrodeposition method of calcium phosphate coatings on titanium alloy.
J Mater Sci Mater 2007 Feb;**18**(2):381-390.
- 72. LUNDSKOG J.**
Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of
bone and threshold levels for thermal injury.
Scand J Plast Reconstr Surg 1972;**9**:1-80.
- 73. MARTINEZ H et RENAULT P.**
Les implants : Chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique.
Paris : CdP, 2008.
- 74. MENDES VC, MOINEDDIN R et DAVIES JE.**
The effect of discrete calcium phosphate nanocrystals on bone-bonding to titanium
surfaces.
Biomaterials 2007;**28**(32):4748-4755.
- 75. MERIESKE-STERN R, AERNIS D, BUSER D et GEERING AH.**
Long-term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants.
Clinical and radiographic results.
Clin Oral Implants 2001;**12**(2):252-259.

- 76. NOVAES AB, PAPALEXIOU V, GRISI MFM et coll.**
Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs.
Clin Oral Implants Res 2004;**15**(1):34-43.
- 77. OLMSTEADT ML, POHLER O et SCHENK R.**
Rough titanium screw: biological in growth holding power.
Ohio State University: Progress Report, 1983.
- 78. OOSTERBOS CJ, VOGELY HCH, NIJHOF MW et coll.**
Osseointegration of hydroxyapatite-coated and noncoated Ti6Al4V implants in the presence of local infection: a comparative histomorphometrical study in rabbits.
J Biomed Mater Res 2002;**60**(3):339-347.
- 79. ORSINI G, PIATTELLI M, SCARANO A et coll.**
Randomized, controlled histologic and histomorphometric evaluation of implants with nanometer-scale calcium phosphate added to the dual acid-etched surface in the human posterior maxilla.
J Periodontol 2007;**78**(2):209-218.
- 80. PIATTELLI A.**
Preliminary result of human histology. Written statement at dentsply friadent.
Letter 2004.
<http://www.dentsply-friadent.com>.
- 81. POSTIGLIONE L, DI DOMENICO G, RAMAGLIA L, et MONTAGNANI S.**
Behavior of SaOS-2 cells cultured on different titanium surfaces.
J Dent Res 2003;**82**(9):692-699.
- 82. RAMMELT S, HECK C, BERNHARDT R et coll.**
In vivo effects of coating loaded and unloaded Ti implants with collagen, chondroitin sulfate, and hydroxyapatite in the sheep tibia.
J Orthop Res 2007;**25**(8):1052-1061.
- 83. RAMMELT S, IIIERT T, BIERBAUM S et coll.**
Coating of titanium implants with collagen, RGD peptide and chondroitin sulfate.
Biomaterials 2006;**27**(32):5561-5571.

- 84. REINGEWIRTZ Y, SZMUKLER-MONCLER S et SENGER B.**
Influence of different parameters on bone healing and drilling time in implantology.
Clin Oral Implants Res 1997;**8**(3):189-197.
- 85. REYES CD, PETRIE TA, BURNS KL et coll.**
Biomolecular surface coating to enhance orthopaedic tissue healing and integration.
Biomaterials 2007;**28**(21):3228-3235.
- 86. ROCCI A, MARTIGNONI M, BURGOS PM et coll.**
Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants : light
microscopic observation after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible.
Clin Implant Dent Relat Res 2003;**5**(Suppl 1):88-98.
- 87. ROCCI A, MARTIGNONI M et GOTTLOW J.**
Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in
the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial.
Clin Implant Dent Relat Res 2003;**5**(Suppl 1):57-63.
- 88. ROHRER MD, SOBCZAK RR, PRASAD HS et coll.**
Postmortem histologic evaluation of mandibular titanium and maxillary hydroxyapatite
coated implants from 1 patient.
Int J Oral Maxillofac Implants 1999;**14**(4):579-586.
- 89. ROSEN V.**
BMP and BMP inhibitors in bone.
Annals NY Acad Sci 2006;1068:19-25.
- 90. RUPP F, SCHEIDELER L, REHBEIN D et coll.**
Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant
modifications.
Biomaterials 2004;**25**(7/8):1429-1438.
- 91. SAMMONS RL, LUMBIKANONDA N, GROSS M et CANTZLER P.**
Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell
behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic
study.
Clin Oral Implants Res 2005;**16**(6):657-666.

- 92. SANZ A, OYARZUN A, FARIAS D et coll.**
Experimental study of bone response to a new surface treatment of endosseous titanium implants.
Implant dent 2001;**10**(2):126-131.
- 93. SIMMONS C, MEGUID S et PILLIARD R.**
Differences in osseointegration rate due to implant surface geometry can be explained by local tissue strains.
J Orthop Res 2001;**19**(2):187-195.
- 94. SIMUNEK A, VOKURKOVA J, KOPECKAD et coll.**
Evaluation of stability of titanium and hydroxyapatite coated osseointegrated dental implants: a pilot study-Clin.
Oral Implant Res 2002;**13**(1):75-79.
- 95. SCHROERDER A, POHLER O et SUTTER F.**
Tissue reaction to an implant of titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer.
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1976;**86**(7):713-727.
- 96. SCHWARZ F, HERTEN M, SAGER M et coll.**
Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants :a pilot study in dogs.
J Clin Periodontol 2007;**34**(1):78-86.
- 97. SUL YT, JOHANSON C et ALBREKTSSON T.**
Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces.
Int J Prosthodont 2006;**19**(4):319-328.
- 98. SUL YT, JOHANSSON C, JEON DG et ALBREKTSSON T.**
Bone reactions to oxidized titanium implants with electrochemical anion sulphuric acid and phosphoric acid incorporation.
Clin Implant Dent Relat Res 2002;**4**(2):78-87.
- 99. SZMUKLER-MONCLER S, PIATTELLI A, FAVERO JA et coll.**
Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in implant dentistry.
Clin Oral Implants Res 2000;**11**(1):12-25.

- 100. TAKEUCHI K, SARUWATARI L, NAKAMURA HK et coll.**
Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralised tissue on roughened titanium surface.
J Biomed Mater Res A 2005;**72**(3):296-305.
- 101. TRISI P et RAO W.**
Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison.
Clin Oral Implants Res 1999;**10**(1):1-7.
- 102. TRISI P, LAZZARA R, REBAUDI A et coll.**
Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla.
J Periodontol 2003;**74**(7):945-956.
- 103. ULM CW, KNEISSEL M, SCHEDLE A et coll.**
Characteristics features of trabecular bone of edentulous maxillae.
Clin Oral Implants 1999;**10**(2):459-467.
- 104. VEIS AA, TRISI P, PAPADIMITRIOU S et coll.**
Osseointegration of osseotite an machined titanium implants in autogenous bone graft. A histologic and histomorphometric study in dogs.
Clin Oral Implants Res 2004;**15**(1):54-61.
- 105. WATZEK G, ZECHNER W, ULM C et coll.**
Histologic and histomorphometric analysis at three types of dental implants following 18 months of occlusal loading : a preliminary study in baboons.
Clin Oral Implants Res 2005;**16**(4):408-416.
- 106. WENNERBERG A et ALBREKTSSON T.**
Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces,
Int J Oral Maxillofac Implants 2000;**15**(3):331-344.
- 107. WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, ANDERSSON B.**
Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems.
Int J Oral Maxillofac Implants 1993;**8**(6):622-633.

108. WENNERBERG A, HALLGREN C et DANELLI S.

A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surfaces roughnesses.

Clin Oral Implants Res 1998;**9**(1):11-19.

109. WENNERBERG A, ALBREKTSSON T et ANDERSSON B.

Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide.

Int J Oral Maxillofac Implants 1996;**11**(1):38-45.

110. WIKESJO UM, QAHASH M, POLIMENI G et coll.

Alveolar ridge augmentation using implants coated with recombinant human bone morphogenetic protein-2: histologic observation.

J Clin Periodontol 2008;**35**(11):1001-1010.

111. ZETTERQVIST L, FELDMAN S, VINCENZI G et coll.

A prospective, randomized-controlled study of hybrid and non-hybrid DAE implants for the incidence of periimplantitis : a three-year interim evaluation.

Academy of Osseointegration. Annual Meeting, Seattle, march 16-18, 2006. Poster presentation.

112. ZHAO G, SCHWARTZ Z, WIELAND M et RUPP F.

High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure.

J Biomed Mater Res A 2005;**74**(1):49-58.

MOUAFO TAMBO Claude Constantin

-LES NOUVEAUX TRAITEMENTS DE SURFACE D'IMPLANTS DENTAIRE EN TITANE ET LEURS INFLUENCES SUR L'OSTEO-INTEGRATION-

96 f. ; ill. ; tabl. ; 112 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2010)

Résumé :

De nombreuses études cliniques ont démontré que la réponse osseuse est sous l'influence de la topographie de surface de l'implant dentaire. L'analyse de la littérature penche en faveur des surfaces implantaires rugueuses. En effet, des études ont rapporté la preuve que la rugosité de surface affecte positivement le taux d'ostéo-intégration et la fixation biomécanique des implants dentaires. Les procédés permettant d'atteindre cet état de surface sont soit additifs comme : la projection de titane par plasma sprays (T.P.S) et les revêtements à base d'hydroxyapatite, ou soustractifs comme : le sablage ou l'attaque acide. A ce jour, aucun consensus n'a donné les caractéristiques micrométriques idéales de la surface lisse et de la surface rugueuse. De ce fait, le débat reste ouvert et des études cliniques comparatives à long terme sont nécessaires pour dégager d'éventuelles certitudes.

RUBRIQUES DE CLASSEMENT : Biomatériaux- Implantologie

MOTS-CLES MESH : Osseointegration-Dental Implants-Surface Properties
Ostéo-intégration-Implants Dentaire-Propriétés de surface

Jury : Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN
 Assesseur : Monsieur le Docteur Saïd KIMAKHE
 Assesseur : Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH
 Assesseur : Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE
 Directeur : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

ADRESSE DE L'AUTEUR : 46 quai Magellan 44000 NANTES
 mouafotambo@yahoo.fr