



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2012

N° 3960

THESE

pour le

**DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE-DENTAIRE**

par

Lorraine HOFF

Née le 21 mars 1986 à METZ (Moselle)

INFLUENCE DES TRAITEMENTS DE SURFACE IMPLANTAIRE SUR L'ACCELERATION DE L'OSTEO-INTEGRATION
--

Présentée et soutenue publiquement le
Vendredi 15 juin 2012 à 14 heures

Examineurs de la Thèse :

Monsieur P. AMBROSINI

Professeur des Universités

Président

Monsieur N. MILLER

Maître de Conférences des Universités

Juge

Madame C. BISSON

Maître de Conférences des Universités

Juge

Monsieur D. JOSEPH

Assistant Hospitalier Universitaire

Juge

Administrateur provisoire : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. M. Mme Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien JULHIEN-COSTER Charlotte PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. M. Mlle	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BOLENDER Yves EGLOFF Benoît PY Catherine	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M.	<u>CLEMENT Céline</u> JANOT Francis	Maître de Conférences* Professeur Contractuel
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. M. Mme	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET Julie	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. Mlle	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric BALTHAZARD Rémy CUNY Pierre PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. Mlle Mlle	<u>LOUIS Jean-Paul</u> ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal SCHOUVER Jacques BARONE Serge LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles MONDON-MARQUES Hélène RIFFAULT Amélie	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistante Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée

souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mis à jour le 01.03.2012

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières
Habilitation à diriger des Recherches
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Responsable de la Sous-Section : Parodontologie

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites
en acceptant de présider le jury de notre thèse.*

*Veuillez trouver ici l'expression de notre plus profond
respect pour votre savoir et la qualité de votre
encadrement.*

*Nous vous prions de croire à notre sincère
reconnaissance.*

A notre juge et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Neal MILLER,

Chevalier des Palmes Académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-Section : Parodontologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger notre thèse.

Pour votre aide à chaque étape de la réalisation de ce travail, pour votre disponibilité, votre gentillesse, la qualité de votre écoute et de vos enseignements durant toutes ces années d'études, veuillez trouver ici l'expression de notre profonde reconnaissance et de nos respectueux remerciements.

A notre juge,

Madame le Docteur Catherine BISSON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-Section : Parodontologie

Nous apprécions l'honneur que vous nous faites en participant à notre jury de thèse.

Nous vous prions de trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur David JOSEPH

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalier Universitaire
Sous-Section : Parodontologie

*Nous vous remercions de votre gentillesse et de votre
disponibilité en clinique.
Veuillez accepter, dans ce travail, l'expression de notre
admiration et de notre gratitude.*

A Nico,

Cette thèse marque la fin de nos études communes. Tu as été mon compagnon de route durant ces cinq années de fac, avec lequel j'ai écrit les plus belles pages de ma vie. Nous partageons tellement de choses tous les deux, tu es mon confident, mon ami, celui sur qui je pourrai toujours compter et qui m'a toujours épaulée dans les moments difficiles.

*Ce jour marque surtout le début d'une toute nouvelle histoire, celle que l'on va partager tous les deux, dans une autre ville, dans une autre région. On ne sait pas trop où cela va nous mener. Mais sache que, quoi qu'il arrive, je serai toujours à tes côtés.
Je t'aime.*

A mes parents,

Parce que sans vous, tout aurait été différent. Pour avoir été présents à chaque instant, pour m'avoir poussée, soutenue, encouragée, consolée et pour le faire encore aujourd'hui jour après jour. Je ne vous ai jamais assez dit et ne vous dirai jamais assez à quel point vous comptez à mes yeux, comme votre amour et votre présence à mes côtés sont importants. Je sais que si j'en suis là aujourd'hui, c'est grâce à vous.

De tout mon cœur, merci.

A Thomas,

Et voilà, le grand jour est arrivé pour moi. Je tenais à te dire que rien n'aurait été possible sans toi. Tu as toujours été mon exemple, celui à qui j'ai toujours voulu ressembler. Je t'admire beaucoup et je suis très fière d'être ta petite sœur. J'ai essayé de tracer ma route, à ma façon, mais toujours en suivant tes pas.

Pour ces 26 années de complicité, de rires, de bagarres, de coups de pantoufles et de crème Danette au chocolat, un grand merci.

A Larisa,

Quand je pense à toi, je ne peux que sourire ! Je revois tous ces moments, notre excursion en char à voile au Touquet (je sais ce que tu penses en ce moment même : « t'es bien la même que ton frère !! »), tes appels au secours auprès de Nico, Lisbonne et son Spa, ...

Mais le plus beau a été la découverte de ton pays, la Russie. Pour de nombreuses raisons, ça a été un voyage inoubliable. Merci pour ces souvenirs.

Surtout ne change rien, reste telle que tu es, avec ton accent et ton brin de folie, qui font de toi une belle-sœur attachante et drôle.

A mon Lulu,

Grâce à toi, être marraine a été le plus beau rôle que j'ai eu à jouer. Je suis très fière du petit homme que tu es devenu. Quel que soit le chemin que tu emprunteras, je serai toujours près de toi.

A ma marraine,

Pour t'être si bien occupée de moi ces 26 dernières années. Je garderai toujours en mémoire ces moments passés avec toi, avec tonton, avec tes deux loulous. Et pour nous avoir accueillis avec Nico tous ces soirs, un grand merci.

A Papy,

*Parce qu'il n'y a que toi qui sais si bien parler de chasse.
Merci d'avoir été présent à nos côtés durant toutes ces années.*

A Pépère,

*Merci d'avoir été un grand-père si complice et d'avoir partagé avec moi toutes tes passions.
Joyeux 84ème anniversaire.*

A toute ma famille, oncles, tantes, cousins et cousines, à mon parrain,

Pour ce formidable esprit de famille, pour votre présence dans les moments difficiles, pour toutes les vacances, les repas, les fous rires, les discussions, pour toute cette vie, un grand merci.

A ma belle-famille,

*Pour m'avoir accueillie à bras ouverts. J'espère que nous profiterons des années à venir comme nous avons profité de ces cinq dernières années.
Avec toute mon affection.*

A Sylvain,

Tu es le premier à m'avoir donné ma chance. Tu m'as fait partager ton expérience, tes conseils, ta joie de vivre. Je n'oublierai jamais ces quelques pas de danse dans le couloir du cabinet, un grand moment ! Merci pour tout ce que tu m'as apporté professionnellement. Avec mon éternelle reconnaissance.

A mes amis, Alice, Manue, Elo, Nono, Steph, Aline, Tib, Popo, Louloute, Souny, Juju, Huguy, Flavien, Jérém, Perrine, Narcisse, Marie, Alex, Elo, Juliette, Clément, Jeanne, Sylvain, Luc, Hélène, JB, Dami, Paul, Yoyo, Coline, Lulu, Marion,

Pour avoir été et être encore aujourd'hui les amis sur qui je sais pouvoir compter, du fond du cœur merci. Grâce à vous, l'enfance, l'adolescence, les années fac ont été des grands moments de bonheur, de partage, de fous rires, de complicité, mais aussi de stress, de galères, de coups de gueule. J'ai tant appris à vos côtés. J'espère avoir encore souvent l'occasion de vous dire tout ça en face. Gros bisous à tous.

A la mémoire de Mamy et Mémère.

TABLE DES MATIERES

Table des matières

INTRODUCTION	6
I. PRINCIPES DE BASE DE L'OSTEO-INTEGRATION	9
A. STABILITE PRIMAIRE.....	10
B. REPONSE BIOLOGIQUE.....	14
1. Apposition d'os immature	14
2. Adaptation de la masse osseuse à la charge	15
3. Remodelage osseux	16
C. BIOCOMPATIBILITE DES MATERIAUX IMPLANTAIRES	18
1. Propriétés chimiques.....	19
2. Propriétés physiques.....	19
3. Propriétés mécaniques	20
D. MOUILLABILITE	20
E. FORAGE ATRAUMATIQUE DE L'OS.....	23
II. EVOLUTION DES DELAIS D'OSTEO-INTEGRATION AU COURS DES ANNEES.....	27
A. LES ANNEES 1970 : DEBUT DE L'OSTEO-INTEGRATION AVEC BRANEMARK	28
1. Historique de l'ostéo-intégration.....	28
2. Utilisation d'implants à surface usinée (à partir des années 1965).....	29
B. DEVELOPPEMENT DES SURFACES IMPLANTAIRES RUGUEUSES DANS LES ANNEES 1980	31
1. Les moyens additifs.....	32
a. Revêtement de titane : technique TPS (titanium plasma spray)	32
b. Revêtement d'hydroxyapatite.....	33
2. Les moyens soustractifs	34
3. Intérêt d'une surface rugueuse.....	35

a.	Etudes chez l'animal.....	36
b.	Etudes chez l'homme	37
c.	Résultats cliniques	38
C.	NOUVELLES PROPOSITIONS DANS LES ANNEES 2000 : LES SURFACES IMPLANTAIRES HYBRIDES	39
III.	NOUVEAUX ETATS DE SURFACE POUR ACCELERER L'OSTEO-INTEGRATION	43
A.	Introduction	43
B.	SOCIETE STRAUMANN.....	44
1.	Innovation: SLActive.....	44
2.	Etudes pré-cliniques	46
a.	Réponse cellulaire précoce.....	46
b.	Cicatrisation osseuse précoce	48
3.	Etudes cliniques.....	57
C.	SOCIETE ASTRATECH DENTAL.....	62
1.	Innovation: Osseospeed	62
a.	Historique.....	62
b.	Performances.....	63
2.	Etudes pré-cliniques	65
3.	Etudes cliniques.....	66
D.	SOCIETE BIOMET 3i.....	68
1.	Innovation: NanoTite.....	68
2.	Etudes pré-cliniques	71
3.	Etudes cliniques.....	71
E.	SOCIETE NOBELBIOCARE.....	74
1.	Innovation : TiUnite	74
2.	Réponse biologique.....	75

a.	Propriétés ostéo-conductrices	75
b.	Interaction des cellules osseuses	76
c.	Formation osseuse précoce.....	77
3.	Etudes pré-cliniques	78
4.	Etudes cliniques.....	80
IV.	ETUDES COMPARATIVES.....	83
A.	Menées entre les différentes marques d'implants	83
B.	Menées au sein d'une marque, entre les différentes surfaces d'implants.....	84
	CONCLUSION.....	89
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	92

INTRODUCTION

INTRODUCTION

L'implantologie orale, qui connaît un essor considérable depuis les années 1980, fait partie des techniques fiables de l'odontologie avec des taux de succès à long terme proche de 95 %. L'implantologie est devenue une réalité grâce à un suédois, le Professeur Brånemark. Il a été le premier à obtenir la possibilité d'un contact direct entre l'os vivant et un implant mis en charge qu'il a nommé « ostéo-intégration », basé sur des concepts décrits comme pouvant influencer la cicatrisation osseuse. Certains de ces concepts ont été abandonnés au cours des années, mais d'autres sont apparus comme fondamentaux. Ainsi, à partir des années 1980, la structure de surface a été identifiée comme l'un de ces six facteurs particulièrement importants pour l'intégration d'implants dans l'os.

Dans l'ostéo-intégration, l'os est étroitement lié à un matériau inerte et biocompatible. Le titane, de par son excellente biocompatibilité, ses caractéristiques chimiques et ses propriétés mécaniques idéales, s'est révélé être le matériau de choix en implantologie clinique. Sa morphologie de surface a connu de nombreuses modifications au cours des années, dans le but d'obtenir une adhésion cellulaire favorable, et ainsi, une intégration osseuse optimale. Depuis les surfaces usinées développées par Brånemark, d'autres topographies de surface ont vu le jour : la surface rugueuse, puis la surface mixte. Ces modifications de surface ont pour but d'améliorer la cicatrisation osseuse.

Récemment, des laboratoires de fabrication des implants dentaires ont cherché à améliorer encore plus ce phénomène de régénération osseuse, en développant de nouvelles surfaces qui accéléreraient la vitesse d'ostéo-conduction et diminueraient ainsi le délai de cicatrisation. Ces innovations ont pour but de réduire le temps de traitement, un critère non négligeable à prendre en compte pour le patient. En effet, la demande du patient présentant des problèmes d'édentement est souvent très précise. Pour certains, la durée du traitement n'est pas un facteur capital. Pour d'autres patients, une proposition chirurgicale diminuant le temps global du traitement est très importante.

Le but de ce travail consiste à présenter les nouvelles surfaces implantaires disponibles actuellement sur le marché et à étudier si elles aboutissent effectivement à la réduction du délai de cicatrisation osseuse.

1^{ère} PARTIE : PRINCIPES DE BASE DE L'OSTEO-INTEGRATION

I. PRINCIPES DE BASE DE L'OSTEO-INTEGRATION

Avant les études de Brånemark, les différents auteurs cherchaient à obtenir une interface fibreuse entre l'os et l'implant. En effet, ils pensaient que ce pseudo-ligament péri-implantaire aurait le même effet sur l'implant que le ligament alvéolo-dentaire sur la dent.

Par la suite, l'«ostéo-intégration» a été définie par Brånemark comme étant une apposition osseuse directe sur la surface implantaire (Brånemark et coll., 1977), puis elle a pris la dénomination d'«ankylose fonctionnelle» (Schroeder et coll., 1976). Elle est caractérisée par une coaptation directe structurale et fonctionnelle entre l'os vivant et la surface implantaire (Listgarten et coll., 1991). Elle est le résultat d'une régénération osseuse primaire directe sur l'implant.

La définition actuelle de l'ostéo-intégration est «une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge» (Brånemark et coll., 1985).

La manifestation clinique de l'ostéo-intégration se traduit par l'absence de mobilité de l'implant ; l'obtention et le maintien de la stabilité implantaire sont donc deux conditions essentielles au succès fonctionnel à long terme des prothèses ostéo-ancrées. Cependant, cette stabilité dépend aussi d'autres facteurs tels l'implant, l'hôte et le clinicien. Après la cicatrisation primaire, la stabilité secondaire est déterminée par la réponse biologique au traumatisme chirurgical, les conditions de cicatrisation ainsi que par le matériau dont est fait l'implant. Enfin, la formation et le remodelage de l'os à l'interface implantaire conduisent à une surface de contact os-implant plus étendue. Cependant, après le traumatisme chirurgical, une surcharge au niveau de l'implant, un phénomène infectieux ou l'utilisation de matériaux non-biocompatibles peuvent être à l'origine de résorption osseuse, de diminution de la stabilité de l'implant, et dans certains cas, d'encapsulation fibreuse et perte totale de la stabilité, c'est-à-dire l'échec implantaire.

A. STABILITE PRIMAIRE

Dans le processus d'ostéo-intégration, deux facteurs jouent un rôle important: la stabilité primaire (stabilité mécanique) et la stabilité secondaire (stabilité biologique après remodelage de l'os) de l'implant dans l'os (Figure 1).

Aussitôt qu'un implant est placé dans la mâchoire, certaines zones de la surface de l'implant sont en contact direct avec l'os. Ce contact est appelé stabilité primaire ou mécanique et dépend de la forme de l'implant, de la qualité de l'os et de la préparation du site de l'implant. La stabilité primaire diminue progressivement au cours du processus de remodelage osseux.

Au cours du processus de cicatrisation, l'os est remodelé et forme de nouvelles zones de contact avec la surface de l'implant. Ce nouveau contact osseux est appelé stabilité secondaire ou biologique. Une fois le processus de cicatrisation terminé, la stabilité mécanique initiale est entièrement remplacée par la stabilité biologique.

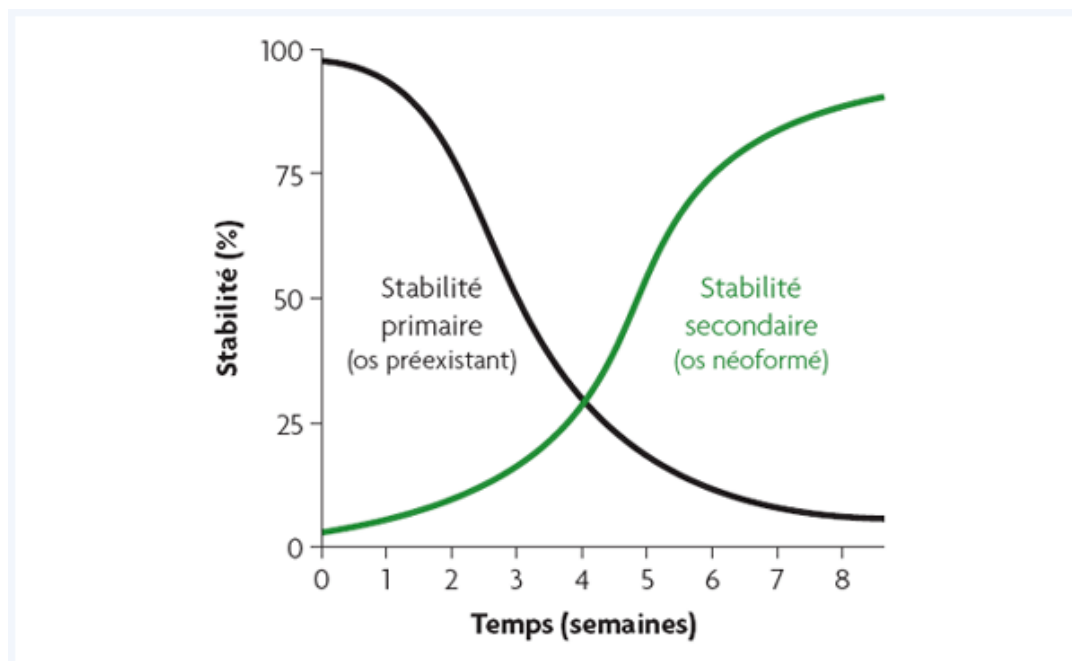


Figure 1: Schéma de la diminution progressive de l'ancrage primaire (mécanique), responsable de l'immobilité de l'implant et de l'augmentation de la stabilité biologique, obtenue par une néo-apposition osseuse au contact direct de l'implant (Davaranah et coll., 2008)

La stabilité primaire va dépendre essentiellement de la qualité de l'os, du volume osseux disponible, de la technique chirurgicale et de la morphologie implantaire, surtout dans un os de faible densité. Ainsi, l'état de l'os du site d'implantation va conditionner le potentiel de cicatrisation et favoriser ainsi le succès de l'opération (Figure 2).

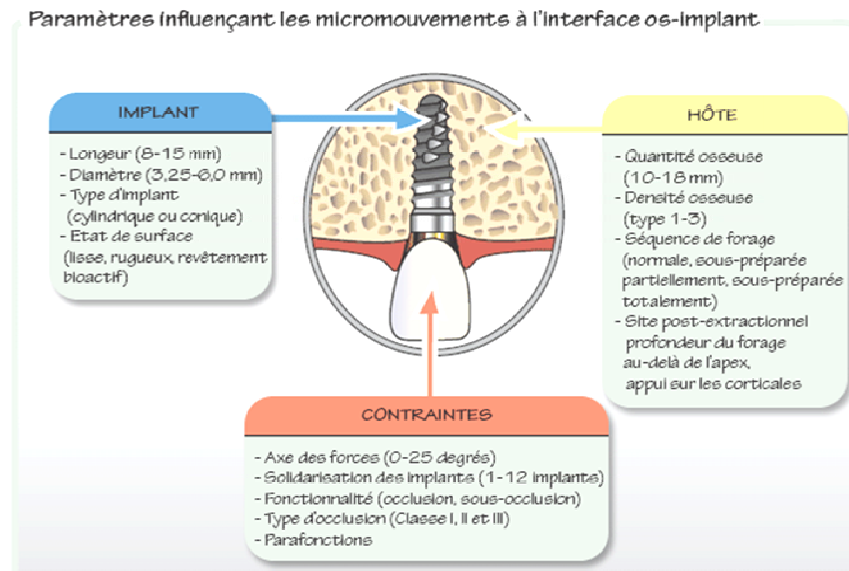


Figure 2 : Paramètres intervenant dans l'optimisation des contraintes à l'interface os-implant : ils sont distribués en trois grandes parties et sont relatifs à l'hôte, l'implant et les contraintes exercées (Davaranah et coll., 2008)

Un ancrage primaire égal ou supérieur à 25 N/cm doit être idéalement obtenu (Adrianssens et coll., 2001). La stabilité biomécanique initiale prévient les micromouvements de l'implant. Elle diminue progressivement durant les six premières semaines de cicatrisation. Différentes études montrent que la présence de micromouvements supérieurs à 150 µm sur les implants pendant les jours qui suivent leur mise en place peut entraîner une mauvaise cicatrisation. En effet, lorsqu'ils sont trop importants, ils conduisent à la fibro-intégration de l'implant, synonyme d'échec implantaire (Figure 3).

Toutefois, les micromouvements inférieurs à 50 µm semblent être bien tolérés et ne perturbent pas l'obtention de l'ostéo-intégration (Szmukler-Moncler et coll., 1998).

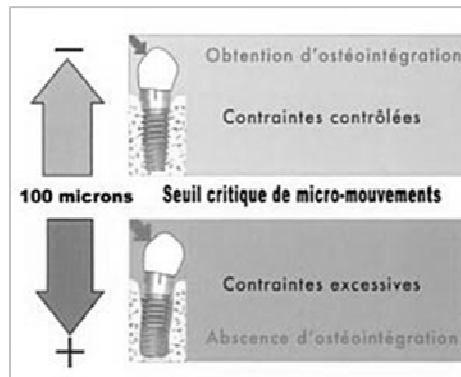


Figure 3 : Résultat de l'ostéo-intégration selon les micromouvements supra-implantaires pendant les premières semaines de cicatrisation (Martinez et coll., 2008)

Pour minimiser les micromouvements à l'interface os-implant, il faut opérer simultanément sur (Figure 4):

- les contraintes effectivement exercées au niveau de l'implant
- l'amélioration de la stabilité primaire

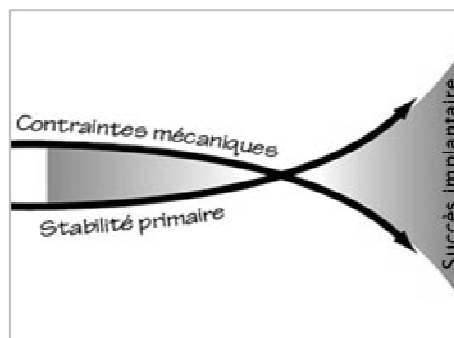


Figure 4 : Il s'agit simultanément d'optimiser la stabilité primaire des implants et de minimiser ces contraintes. Ces efforts conjugués permettent de limiter efficacement les micromouvements à l'interface os-implant et d'obtenir l'ostéo-intégration (Davarpnahan et coll., 2008)

La stabilité primaire des implants joue un rôle important dans le pronostic de l'intégration des implants ou ostéo-intégration, quel que soit le protocole de mise en charge, différé ou précoce (Davarpanah et coll., 2007)

En effet, de nombreuses études chez l'animal confirment l'importance d'un ancrage implantaire adéquat pour obtenir l'ostéo-intégration. Sennerby et coll. (1992) ont montré, chez le lapin, un meilleur pourcentage d'ostéo-intégration autour des implants stabilisés par 3 spires dans un os cortical par rapport à des implants complètement entourés d'os spongieux. Ivanoff et coll. (1996) ont analysé, également chez le lapin, la qualité de l'ostéo-intégration implantaire selon la stabilité primaire. Pour ces auteurs, la mobilité initiale en rotation, que ce soit dans un os dense ou spongieux, n'entraîne pas une différence importante sur la qualité de l'ostéo-intégration. En revanche, une mobilité implantaire significative dans un os cortical entraîne une cicatrisation osseuse insuffisante. Peu d'études cliniques chez l'homme rapportent des résultats sur la qualité de la cicatrisation osseuse autour d'implants mobiles lors de la mise en place. Friberg et coll. (1991) rapportent un taux d'échecs implantaires de 32 % pour des implants présentant une stabilité initiale inadéquate.

Un ancrage implantaire dans un os de faible densité est fréquemment difficile à obtenir. Ce manque de stabilité primaire dans un os peu dense (de type IV) se traduit par des taux de succès moins importants qui varient de 50 à 94 % (Martinez et coll., 2001). Ce type d'os est souvent présent dans les secteurs postérieurs (Lekholm et Zarb, 1985) (Figure 5).

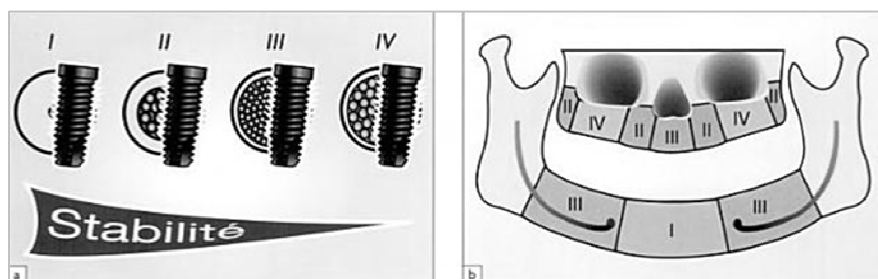


Figure 5 : Stabilité primaire et qualité osseuse. a : stabilité primaire dans divers types d'os. Elle est de plus en plus difficile à atteindre au fur et à mesure qu'on avance dans la typologie. b : distribution de l'os selon les régions (Albrektsson et coll., 1981)

La stabilité primaire de l'implant est en effet un paramètre fondamental qui participe au succès de l'ostéo-intégration (Albrektsson et coll., 1981; Albrektsson et coll., 1986; Watzek, 1996). Dans les années 1980, l'obtention de cette stabilité dépendait essentiellement de la densité osseuse et d'une technique chirurgicale précise. De nouveaux concepts, mis au point au cours de la dernière décennie, permettent d'optimiser l'ancrage primaire des implants :

- adaptation de la séquence et de la technique chirurgicales ;
- morphologie macroscopique implantaire ;
- état de surface rugueux microscopique.

B. REPONSE BIOLOGIQUE

La première phase de la cicatrisation osseuse est activée par la préparation chirurgicale de la matrice osseuse existante. Au moment où celle-ci est exposée au fluide extracellulaire, les protéines non collagéniques et les facteurs de croissance sont libérés en activant la réparation osseuse. Les ostéoblastes commencent l'apposition tissulaire au niveau des pores du défaut osseux. La stabilité mécanique initiale diminue progressivement. Elle est remplacée par une stabilité biologique (ostéo-intégration).

Une fois actif, le processus d'ostéo-intégration suit un programme biologiquement déterminé (Schenk et Buser, 1998), divisé en trois étapes :

- Apposition d'os immature ;
- Adaptation de la masse osseuse à la charge (apposition osseuse) ;
- Intégration fonctionnelle (remodelage osseux)

1. Apposition d'os immature

Le premier tissu ostéoïde formé entre la surface de l'implant et l'os résiduel est caractérisé par l'orientation des fibres de collagène, la présence d'ostéocytes irréguliers

et d'une faible densité (Figure 6). Ce tissu sert de base au remaniement biologique entre les parois osseuses et la surface de l'implant. Sa formation prédomine dans les 4 à 6 semaines qui suivent la pose de l'implant.



Figure 6 : Micrographie en microscopie optique montrant une apposition osseuse 7 jours après la mise en place d'un implant dans le tibia d'un lapin. Des ostéoblastes actifs sécrètent de l'ostéoïde et une ligne apparaît entre l'os néoformé et l'ancien, tout comme entre la jonction ostéoblastes-ostéoïde et l'os néoformé (Palacci, 2001)

2. Adaptation de la masse osseuse à la charge

Au début du deuxième mois, la structure de l'os initialement formé se transforme en un os lamellaire plus élaboré avec une bande de fibres de collagènes bien organisées renforçant la résistance. Cette structure peut aussi évoluer vers un os fibreux, intermédiaire entre l'os lamellaire et le tissu ostéoïde, avec des fibres de collagènes sans orientation déterminée.

L'apposition de cet os fibreux peut se récliner sur trois surfaces : le tissu ostéoïde, l'os résiduel et la surface implantaire.

Au niveau du tissu ostéoïde, l'apposition d'un os plus mature permet un renforcement ; elle est souvent concentrée dans les zones où les forces les plus importantes sont transférées de l'implant vers l'os.

Au niveau de l'os résiduel, l'os lamellaire est disposé sur un tissu en dégradation par suite de l'interruption de l'apport sanguin au moment de la chirurgie. Cet os est en contact avec la surface implantaire, cela compense la perte osseuse.

3. Remodelage osseux

L'intégration fonctionnelle forme la dernière phase de l'ostéo-intégration. Elle débute autour du troisième mois, après plusieurs semaines de grande activité. Une réabsorption ostéoclastique suivie par une apposition lamellaire la caractérise.

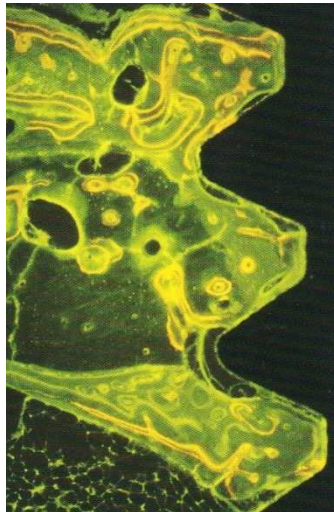


Figure 7 : Fluoroscopie d'une coupe 12 semaines après la mise en place d'un implant dans un tibia de lapin. Les tétracyclines administrées 1 semaine avant la mort du lapin ont été incorporées dans la formation osseuse, ce qui indique le remodelage important à l'interface osseuse (Palacci, 2001)

L'intégration fonctionnelle améliore la qualité osseuse par le remplacement du tissu osseux nécrotique ou initialement formé par de l'os lamellaire. Elle conduit à l'adaptation fonctionnelle de la structure osseuse à la charge en changeant la dimension et l'orientation des tissus (Figure 7).

Le remodelage osseux se déroule de façon cyclique en 4 phases (Figure 8):

- Phase d'activation : le long de la surface osseuse inactive recouverte de cellules bordantes, ou ostéoblastes quiescents, surviennent les précurseurs mononuclés des ostéoclastes.
- Phase de résorption : l'os ancien est résorbé par les ostéoclastes.

- Phase d'inversion : les ostéoclastes sont remplacés par des cellules mononucléées.
- Phase de reconstruction : les ostéoblastes colonisent la lacune et la comblent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors des ostéocytes.

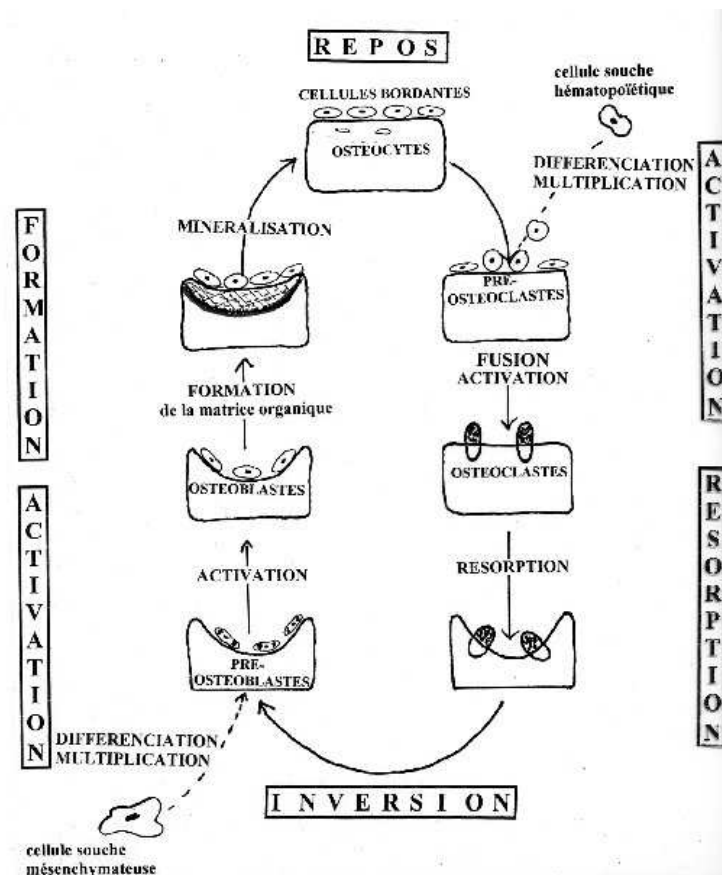


Figure 8 : Schéma du remodelage osseux (Corwin et coll., 1971)

Ce mécanisme de remodelage osseux débute lorsque la prothèse implanto-portée est mise en place en place sous les contraintes occlusales (Lemons, 2004). Ce phénomène se poursuit pendant la première année de charge fonctionnelle. Un implant mis en charge selon un protocole rapide ou immédiat obtient son intégration fonctionnelle plus rapidement (Lazzara et coll., 2004).

C. BIOCOMPATIBILITE DES MATERIAUX IMPLANTAIRES

La biocompatibilité des matériaux prothétiques humains a longtemps été réduite à l'absence de processus de corrosion et de dégradation. La biocompatibilité apporte les bases d'une appréciation de la sûreté et de l'efficacité à long terme d'un matériau dans la situation thérapeutique envisagée. L'étude de compatibilité biologique d'un matériau consiste à étudier les mécanismes interactifs existants entre un biomatériau et le milieu biologique environnant.

La démonstration de l'ostéo-intégration du titane pur dans les années 70 a ouvert la voie de l'implantologie moderne.

Introduction :

Les implants sont fabriqués à partir de biomatériaux métalliques et 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) et le zirconium (Zr).

Le titane est l'un des métaux les plus abondants sur la Terre (4 000 g/tonne d'écorce terrestre) après l'aluminium, le fer et le magnésium. Le marché du titane et de ses alliages s'est développé depuis les années 1950. Il existe ainsi aujourd'hui une gamme très étendue de titanes « commercialement purs » et d'alliages qui permettent de mettre à profit les différentes structures et les propriétés physiques et chimiques du titane dans des utilisations variées :

- Energie /chimie
- Aéronautique civile et militaire
- Sports et loisirs
- Bâtiment
- Lunetterie

- Médecine
- Autres applications

Deux principales raisons ont fait que l'utilisation du titane s'est développée en dentisterie : l'essor de l'implantologie et l'intérêt actuel pour les matériaux biocompatibles (Auger et Grmek, 1973).

1. Propriétés chimiques

Le titane présente, à température élevée, une grande affinité pour l'oxygène, l'azote, le carbone et l'hydrogène. Cette caractéristique est essentielle dans son utilisation en implantologie dentaire. Son aptitude à se passiver (par la formation d'un film protecteur d'oxyde de titane) lui donne une résistance exceptionnelle à la corrosion et aux attaques chimiques. Il résiste parfaitement à tous les milieux naturels (atmosphère, eau de mer, salive) et possède une biocompatibilité très supérieure à celle des autres métaux.

La résistance à la corrosion du titane et sa biocompatibilité sont proches de celles d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile.

2. Propriétés physiques

Les propriétés physiques du titane le différencient nettement des autres métaux (Seraphin, 1995) :

- Densité faible (4,5) ;
- Conductivité thermique faible (21,6 W/mK) ;
- Température de fusion élevée (1670 °C) ;
- Coefficient de dilatation thermique faible ($8,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) ;
- Amagnétique.

Le titane a une densité de 40 % inférieure à celle des aciers au carbone. Ses nombreuses qualités lui ont permis de s'imposer comme matériau de pointe en

dentisterie, notamment grâce à son faible poids, à sa faible conductivité thermique (14 fois moins que l'or) ou encore à son absence de goût (Belov et Williams, 1982).

3. Propriétés mécaniques

Le module d'élasticité de Young du titane est faible (100 GPa) par rapport aux alliages non précieux (de 117 à 220 GPa). Sa raideur est comparable à celle des alliages précieux.

La limite élastique, particulièrement favorable dans le cas du titane (de 350 MPa à 1 GPa selon l'alliage concerné), traduit la capacité de l'alliage à résister aux forces auxquelles il est soumis sans subir de déformation permanente.

La résistance mécanique du titane peut être accentuée par addition d'éléments d'alliages tels que l'aluminium (Al) et le vanadium (V).

D. MOUILLABILITE

L'état de surface détermine la possibilité pour le sang de recouvrir, très rapidement, le matériau induisant une cicatrisation rapide et l'ostéo-intégration. L'état de surface détermine l'énergie de surface du matériau, c'est à dire son angle de tension superficielle ou mouillabilité. Plus l'énergie de surface est élevée, plus la mouillabilité est grande.

Deux états de surface sont actuellement proposés par les fabricants : usiné, c'est-à-dire sans retraitement de surface après la préparation à l'aide d'une machine, ou sablé et /ou mordancé (ayant subi une attaque acide).

La nécessité d'obtenir un recouvrement rapide de la surface de l'implant par le sang du patient va orienter le choix vers une surface ayant une grande « mouillabilité » qui semble apportée par les surfaces sablées/mordancées.

La notion d'énergie de surface est bien expliquée par Baier et coll. (1986). Les auteurs écrivent : « L'énergie de surface d'un matériau détermine son angle de tension superficielle et sa mouillabilité. Une faible énergie de surface donne un matériau

hydrophobe. Lorsqu'elle est élevée, les cellules s'étalent et ont un développement rapide. » La recherche d'une mouillabilité maximale va entraîner la recherche d'un matériau possédant une forte énergie de surface.

L'énergie de surface n'est pas propre à un matériau, mais à la façon dont sa surface est préparée.

L'exemple de la plaque de verre qui servait à spatuler, sur son côté lisse, les ciments, et sur son côté rugueux, les eugénates peut permettre de comprendre le rapport entre la surface et l'énergie de surface :

Une goutte d'eau mise sur le côté poli reste en boule, signifiant qu'une surface lisse a une faible énergie de surface, donc une faible mouillabilité (Figure 9).

Une goutte d'eau mise sur le côté sablé de la même plaque de verre s'étale instantanément, signifiant qu'une surface sablée offre une grande mouillabilité, donc une forte énergie de surface, favorable au recouvrement des implants par le sang du patient (Figure 10).

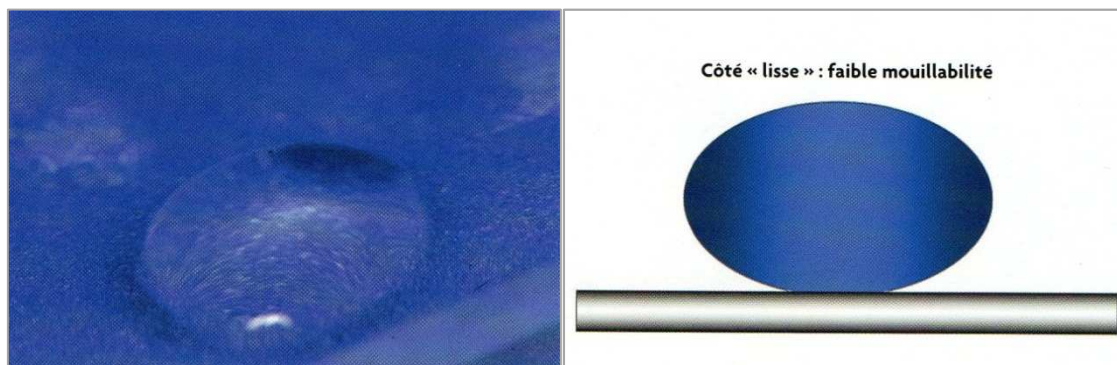


Figure 9 : Une goutte d'eau déposée sur la surface lisse d'une plaque de verre montre une très faible mouillabilité, donc une très faible énergie de surface, peu favorable à l'étalement rapide du sang sur l'implant (Bert et coll., 2009)

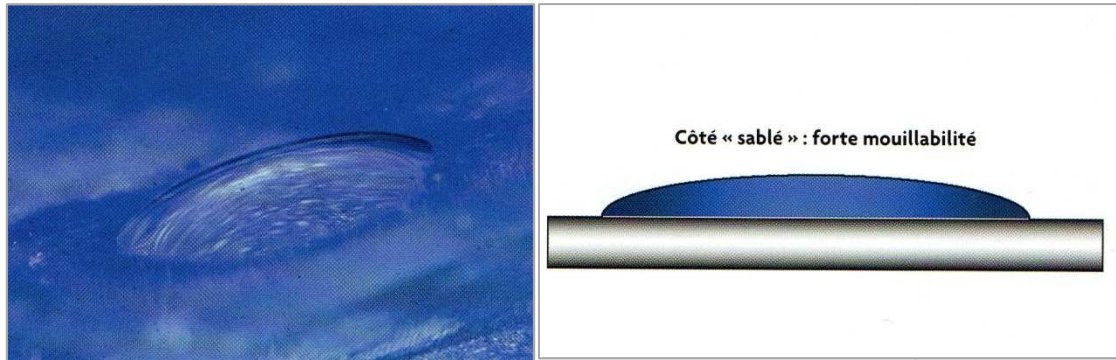


Figure 10 : La même goutte d'eau déposée sur la face sablée d'une même plaque de verre s'étale rapidement : une telle surface est favorable à l'ostéo-intégration d'un implant en permettant son recouvrement rapide par le sang du patient (Bert et coll., 2009)

La nécessité d'une surface sablée est confirmée par D'Hoedt et coll. (1985,1989) qui écrivent : « Les échantillons d'alumine et de titane offrent une meilleure adhérence aux thrombocytes et à la fibrine que ceux de cobalt-chrome. Un traitement de type sablage ou dépolissage à la fraise diamantée améliore cette adhérence. »

Les caractéristiques de la porosité ont été déterminées, en particulier par Olmsteadt (1983) (Figures 11 et 12) : « Une surface poreuse donnera une meilleure intégration qu'une surface lisse, et il n'y a pas d'ostéo-intégration si la porosité est inférieure à 30 μm ».

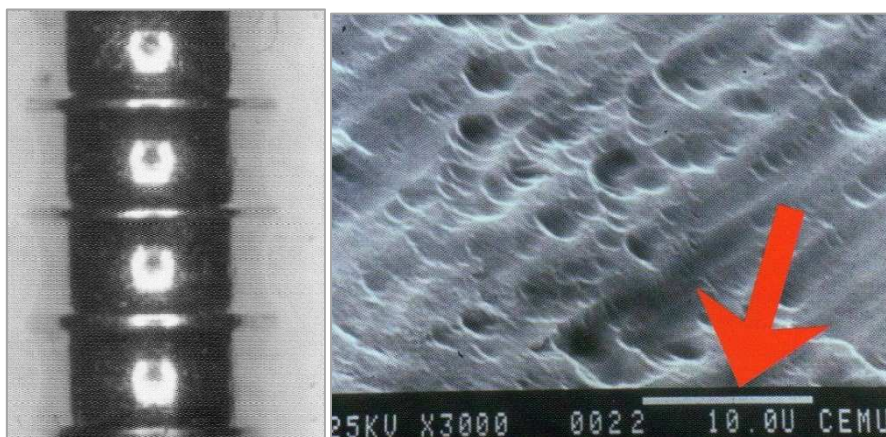


Figure 11 : Certains systèmes implantaires ont été proposés, du moins à leur origine, avec une surface lisse, allant même jusqu'au « poli miroir ». L'examen au microscope électronique à balayage montre que le calibre des porosités, lisible sur l'échelle inférieure (flèche), est d'environ 3 μm (Olmsteadt et coll., 1983)

Olmsteadt précise que la porosité idéale se situe entre 30 et 150 μm , ce qui, à l'œil nu, représente un sablage réalisé avec un matériau à grain fin (Figure 12).

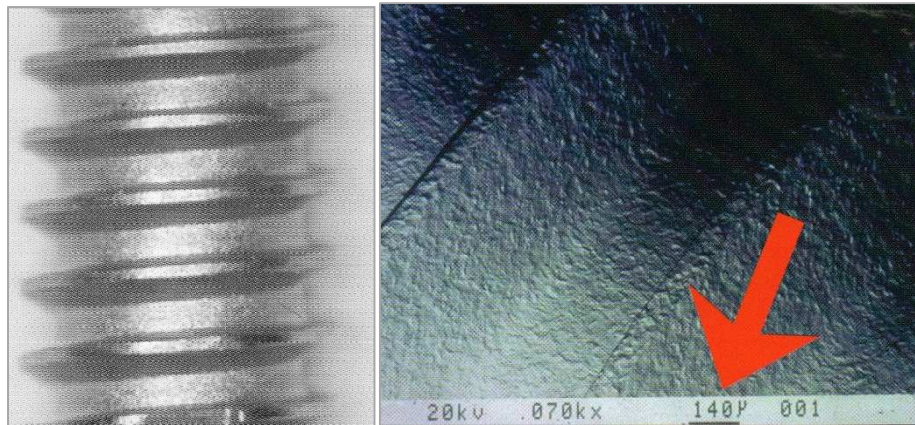


Figure 12 : L'état de surface idéal est un sablage léger, visible à l'œil nu, d'environ 100 μm de calibre ainsi que le montre l'échelle de lecture (flèche) (Olmsteadt et coll., 1983)

E. FORAGE ATRAUMATIQUE DE L'OS

L'échauffement de l'os, cause première des échecs, peut apparaître lors de la préparation du site osseux receveur ou lors du vissage de l'implant.

Tout forage génère une élévation de température. Eriksson et Albrektsson (1983) ont montré qu'il ne fallait pas dépasser une température de 47 °C pendant 1 minute pour obtenir une cicatrisation osseuse normale. Au-delà, il se forme une zone nécrotique causée par un arrêt permanent de la vascularisation, zone qui ne montre aucun signe de réparation au bout de 100 jours (Figure 13).

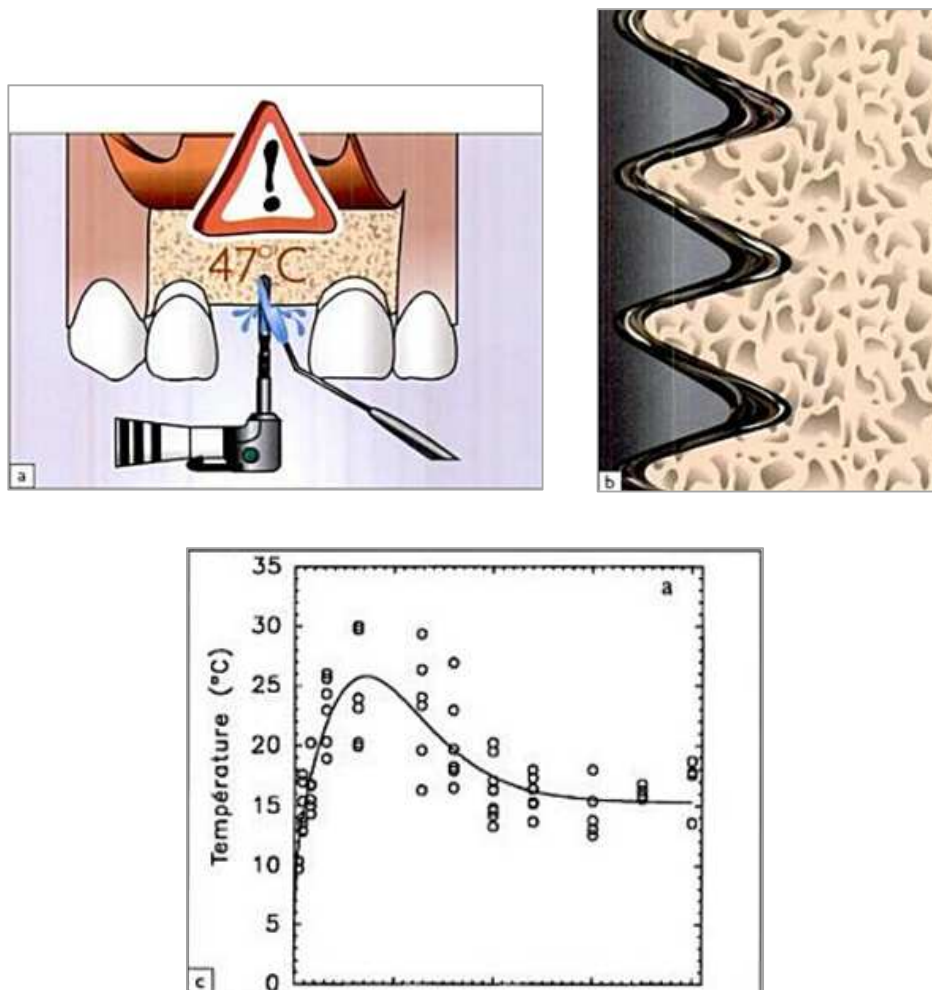


Figure 13 : Réponse osseuse à l'élévation thermique locale. a : température seuil à ne pas dépasser. Ce seuil n'est pas dépassé quand la vitesse de forage est inférieure à 1 500 tr/min et qu'une irrigation au sérum physiologique l'accompagne. b : réponse osseuse lors d'une nécrose thermique. Le tissu osseux à l'interface n'est pas régénéré ; à la place, une capsule de tissu fibreux se forme. c : évolution de la température en fonction de la vitesse de rotation du foret. En augmentant la vitesse de rotation, l'échauffement s'élève jusqu'à un pic puis redescend. La vitesse de forage sera limitée à 1 500 tr/min (Reingewirtz et coll., 1997)

Lorsqu'un instrument présente une efficacité de coupe parfaite, l'énergie dégagée est essentiellement mécanique. Lorsque l'efficacité diminue, la production de chaleur augmente. L'usure d'un foret est difficilement quantifiable et est liée directement au matériau fraisé : plus celui-ci est dense, plus l'usure est rapide. Les forets à usage multiple ne permettent pas un contrôle sérieux de cette usure, celle-ci étant signalée plus tardivement par un échec. De plus, leur coût important n'incite pas les utilisateurs à les renouveler rapidement.

L'idéal serait donc d'utiliser des forets à usage unique, qui sont proposés par les fabricants sous forme de kits livrés stérilisés, mais qui ont un prix de revient très élevé.

Par ailleurs, la technique de forage est essentielle : le foret ne doit être maintenu en rotation dans l'os que quelques secondes, puis sorti afin que le liquide de refroidissement (sérum physiologique ou autre) refroidisse son extrémité travaillante et élimine les débris du forage des spires du foret.

Plus le foret est profond dans l'os, plus le temps de fraisage doit être diminué et le temps de nettoyage/refroidissement augmenté, afin de maîtriser l'élévation de température.

Lorsque l'os a été échauffé ou comprimé d'une manière excessive apparaît un tableau clinique appelé « la douleur du 3ème jour », le burned-bone syndrome des Anglo-Saxons :

Pendant les 2 jours suivant l'intervention, le patient ne ressent rien d'anormal ;

Au 3ème jour, il signale une douleur croissante, pulsatile, cédant mal aux antalgiques ou aux anti-inflammatoires, douleur augmentant dans les jours suivants ;

Si rien n'est fait, la douleur se maintient environ 3 semaines, puis cesse progressivement.

Ce tableau clinique est caractéristique d'une ostéite qui, quoi qu'il arrive, se traduira par une fibro-intégration de l'implant. Le seul traitement de la douleur du 3ème jour est la dépose immédiate de l'implant (Bert, 2005).

**2^{ème} PARTIE : EVOLUTION DES DELAIS
D'OSTEO-INTEGRATION AU COURS
DES ANNEES**

II. EVOLUTION DES DELAIS D'OSTEO-INTEGRATION AU COURS DES ANNEES

La démonstration de l'ostéo-intégration du titane par le professeur Brånemark dans les années 1970 a ouvert la voie à l'implantologie moderne. En 30 ans, les implants ostéo-intégrés ont vu leur indication s'accroître car ils possèdent un taux de succès élevé dans bon nombre d'indications cliniques. Par sa biocompatibilité et ses caractéristiques mécaniques, le titane est actuellement considéré comme le matériau de choix pour la fabrication des implants oraux. Afin d'améliorer leur ostéo-intégration et diminuer le temps de cicatrisation, les scientifiques ont cherché à développer divers traitements de surface au cours de ces dernières années. Ainsi, il existe trois types de surfaces actuellement : une surface en totalité usinée, une surface en totalité rugueuse et une surface mixte, bioactive, dans le but d'augmenter les propriétés biologiques de la surface implantaire et les propriétés physiques au niveau de l'interface tissu-implant (Figure 14).

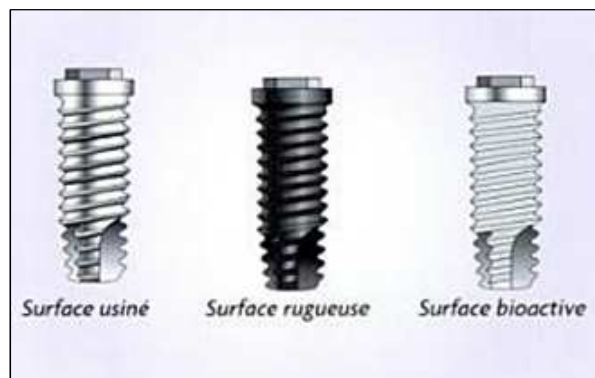


Figure 14: les différents états de surface (Davarpanah et coll., 2008)

A. LES ANNEES 1970 : DEBUT DE L'OSTEO-INTEGRATION AVEC BRANEMARK

1. Historique de l'ostéo-intégration

Dans les années 1950, Brånemark étudie la circulation sanguine et la réparation osseuse (Brånemark et coll., 1959). Il projette alors d'implanter une chambre optique métallique dans un os long. Cependant, il ne sait pas quel métal choisir pour que ces chambres soient bien tolérées. Un chirurgien orthopédique, Emneus, étudie divers métaux afin de réaliser des prothèses de la hanche (Emneus et coll., 1960). Le titane lui semble prometteur, c'est un matériau peu connu à l'époque. Il est surtout utilisé en Union Soviétique dans l'industrie nucléaire. Brånemark parvient à s'en procurer, il implante ses chambres optiques en titane. L'expérimentation achevée, elles s'avèrent difficiles à enlever. Lui vient alors l'idée d'utiliser le titane en chirurgie osseuse, plus particulièrement en tant qu'implant dentaire, pour stabiliser une prothèse implanto-portée (premier patient en 1965). Une expérimentation animale sur le chien est réalisée avec des prothèses implanto-portées, elle est publiée en 1969 (Brånemark et coll., 1969). Elle fait état d'une stabilité à long terme de l'interface os-implant dentaire d'au moins 4 ans.

Avec cette publication, Brånemark et ses collaborateurs sont parmi les premiers à défendre l'idée que la pérennité d'un implant dentaire passe par un contact direct, sans interposition fibreuse, entre l'os et l'implant. En 1977, ils conçoivent un nouveau terme pour rendre compte de cette réalité, résolument nouvelle en implantologie (Brånemark et coll., 1977). Ils la nomment « osseointegration », en anglais, ou « ostéo-intégration » en français. La définition actuelle de l'ostéo-intégration est « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge » (Brånemark et coll., 1985).

2. Utilisation d'implants à surface usinée (à partir des années 1965)

Les implants à surface lisse, développés par Brånemark, ont accompagné les premiers pas de l'implantologie orale.

La surface du titane sans traitement particulier est fréquemment associée à une surface lisse (Figure 15). D'après Van Steenberghe (2006), une surface implantaire parfaitement lisse n'entraîne pas l'obtention de l'ostéo-intégration (Wenneberg et coll., 1995). En fait, la mise en forme des implants par usinage crée une surface avec des irrégularités parallèles aux spires du corps implantaire.

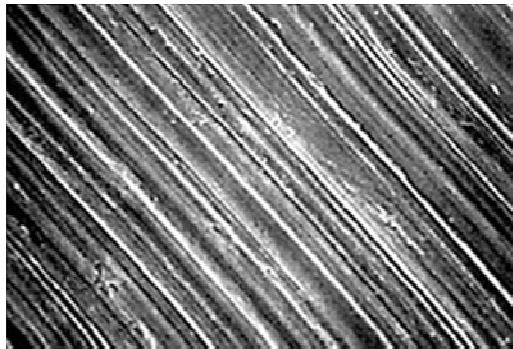


Figure 15 : Aspect microscopique d'une surface lisse. Noter l'aspect linéaire (Martinez et coll., 2008)

Ainsi, grâce à l'observation au microscope optique à balayage de la surface des implants, la thèse selon laquelle un implant pourrait être totalement lisse a été réfutée; en effet ces observations ont montré la présence de stries à la surface qui sont dues au polissage par laser ou électro-polissage (Figures 16 et 17).



Figure 16 : Surface usinée à faible grossissement (x 200) (Davarpanah et coll., 2008)

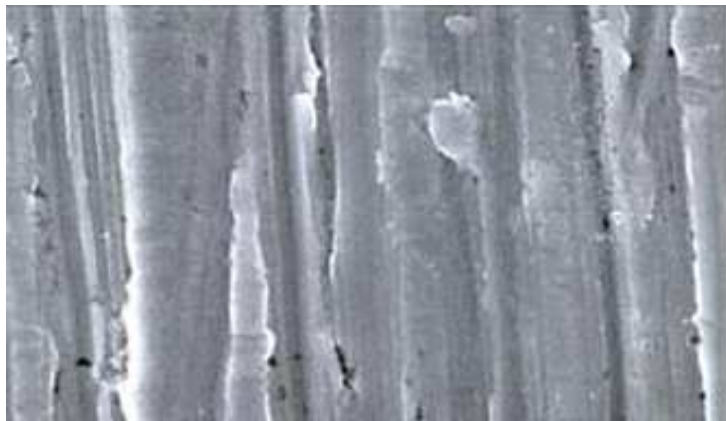


Figure 17 : Surface usinée à fort grossissement (x 2000) (Davarpanah et coll., 2008)

A partir de longues barres de titane pur ou allié, les implants sont usinés et mis en forme par des machines précises à commande numérique. Pendant son usinage, le métal est exposé à l'air et va s'oxyder ; la nature de cet oxyde dépendra alors des conditions présentes pendant l'opération telles que la pression et la vitesse. Puis cet oxyde de surface va être modifié pendant les étapes qui vont suivre. Cet usinage va aussi se traduire par la création à la surface du titane de sillons circonférentiels parallèles entre eux et perpendiculaires au grand axe de l'implant. Ainsi au terme de l'usinage, la surface va être plus ou moins lisse. Elle présente un aspect lisse à faible grossissement mais on peut observer à plus fort grossissement des stries d'usinage.

L'état de surface usiné a été soumis à une constante évaluation comme surface de référence depuis que des implants à surface rugueuse ont été mis sur le marché et que des recherches sur celle-ci ont commencé.

Dans les années 1980 et 1990, la surface usinée a été la plus utilisée en clinique implantaire. De très bons résultats ont été obtenus en présence de conditions osseuses favorables. Cependant, un taux d'échec supérieur est rapporté en présence d'un os de faible densité (Jaffin et Berman, 1991 ; Johns et coll., 1992).

B. DEVELOPPEMENT DES SURFACES IMPLANTAIRES RUGUEUSES DANS LES ANNEES 1980

Depuis plusieurs années, de nombreuses études ont été menées pour obtenir une surface implantaire qui induise une ostéo-intégration de meilleure qualité et plus rapide que la surface lisse. Il existe plusieurs technologies pour parvenir à cet état de surface rugueux, notamment par des altérations des propriétés chimiques et mécaniques de la surface métallique du titane. 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.

L'émergence des implants à surface rugueuse vise à améliorer la qualité de l'ostéo-intégration en augmentant la surface implantaire. Ceci optimise ainsi l'étendue de la surface de l'interface os-implant, avec plus de contact, ce qui entraînera l'obtention plus rapide d'un ancrage osseux plus stable. Ce gain quantitatif et qualitatif de contact 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 IV.

Les traitements de surface sont donc variés et consistent à modifier la surface obtenue au terme de l'usinage. Deux grandes familles dans les traitements de surface implantaires correspondent à deux philosophies différentes pour obtenir la rugosité recherchée :

- Soit par 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.

1. Les moyens additifs

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

La technique la plus utilisée sur le titane des implants dentaires est le dépôt par projection de plasma. Le revêtement est projeté sous forme de particules finement divisées. Cette technique permet de déposer des métaux purs, des alliages, des matières plastiques, des céramiques sur tous les types de substrats. Le titane et l'hydroxyapatite sont les matériaux de revêtement les plus utilisés sur les implants dentaires.

a. Revêtement de titane : technique TPS (titanium plasma spray)

Les techniques TPS vont modifier la surface de l'implant par un procédé 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 objectif de modifier l'état de surface implantaire, à la fois de manière topographique en créant des aspérités de surface, et de manière biologique, en appliquant un revêtement aux propriétés ostéo-conductrices, voire bioactives.

Le revêtement de titane a une rugosité moyenne de $R = 3,1 \mu\text{m}$ (Buser et coll., 1999). Cette rugosité peut être augmentée jusqu'à $R = 37,9 \mu\text{m}$ en modifiant des paramètres de la technique de projection plasma (Vercagne et coll., 1998). L'épaisseur de cette couche de titane (revêtement) varie entre 30 et 50 μm . En outre, la stratification de la surface de l'implant par cette technique laisse apparaître une surface irrégulière et globulaire (Figure 18).

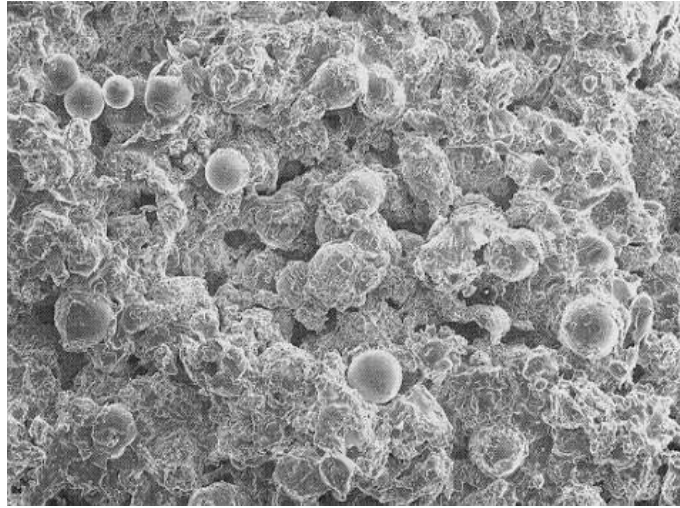


Figure 18 : Surface obtenue par technique plasma spray à faible grossissement (x 200) (Wennerberg et coll., 1993)

b. Revêtement d'hydroxyapatite

L'hydroxyapatite a été employée sur les implants dentaires pour améliorer la bioréactivité des cellules osseuses. Ce revêtement augmente également la rugosité de la surface. Il présente une épaisseur moyenne de 30 à 50 μm et sa rugosité moyenne se situe entre 1,59 et 2,94 μm (Wennerberg et coll., 1993) (Figure 19).

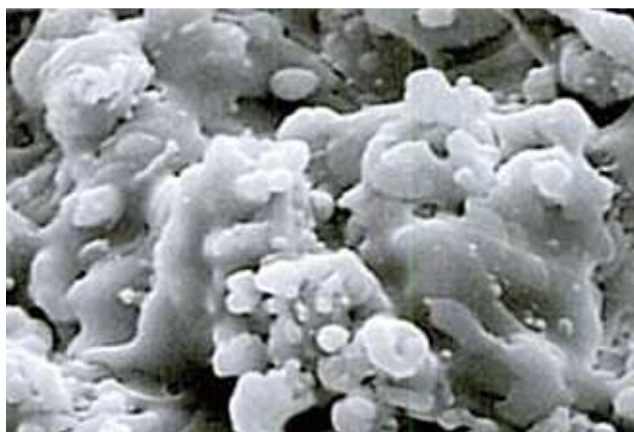


Figure 19 : Surface avec un revêtement en hydroxyapatite. Noter l'aspect globulaire (Martinez et coll., 2008)

L'hydroxyapatite est un phosphate de calcium, matériau qui offre une réactivité et des propriétés physico-chimiques remarquables pour l'adhésion cellulaire osseuse. Il est souvent utilisé comme substitut osseux. En effet, 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. Ce revêtement d'apatite biologique contient des protéines endogènes et sert de support pour l'adhésion et la prolifération de cellules ostéogéniques.

2. Les moyens soustractifs

La surface du titane peut être modifiée pour augmenter la micromorphologie sans addition de matière. La topographie est traitée en obtenant une rugosité moyenne capable de favoriser l'adhésion, la prolifération et la différenciation cellulaires. Ce traitement de surface peut être fait par sablage (Figure 20), par mordantage à l'attaque acide (Figure 21), par oxydation électrolytique (Figure 22) ou par association de deux procédés.

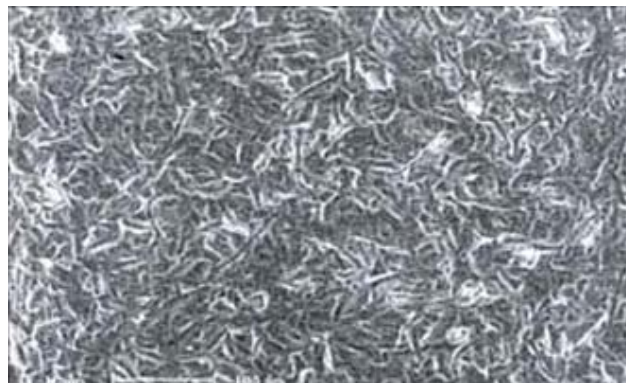


Figure 20 : Surface obtenue par sablage (Davarpanah et coll., 2008)

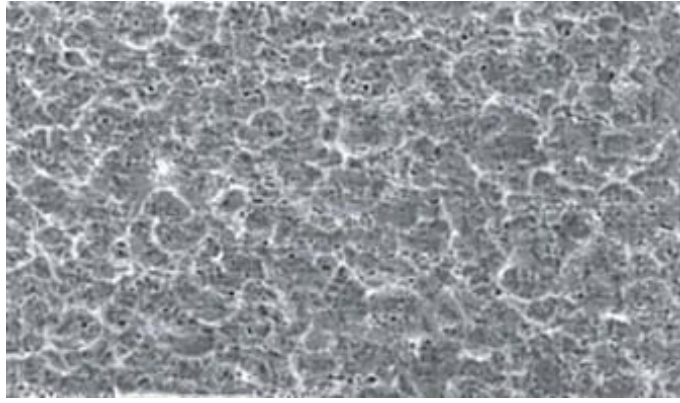


Figure 21 : Surface obtenue par mordantage acide (Davarpanah et coll., 2008)



Figure 22 : Surface obtenue par oxydation anodique (Davarpanah et coll., 2008)

3. Intérêt d'une surface rugueuse

Divers protocoles de recherche in vivo et in vitro ont été appliqués avec des surfaces implantaires modifiées. Leurs buts étaient essentiellement de déterminer l'optimisation de l'ostéo-intégration et l'accélération biologique pour obtenir un état cicatriciel permettant la mise en place de la prothèse sans compromettre la stabilité implantaire. Les études ont été réalisées chez l'animal puis chez l'homme, afin de mettre en lumière l'intérêt de ces surfaces rugueuses.

a. Etudes chez l'animal

Après les recherches in vitro, les premières études sont réalisées chez l'animal. Deux types d'analyse permettent de répondre aux objectifs de fiabilité. Le premier est le degré des forces de torsion pour déposer un implant après un temps de cicatrisation donné. Le deuxième détermine le pourcentage de contact os-implant après un certain délai de cicatrisation. Les forces expérimentales appliquées pour rompre l'ostéo-intégration d'un implant (torsion dans le sens inverse à celui de la mise en place d'un implant du type vis ou arrachage pour les implants du type cylindre) ne sont pas comparables aux contraintes de mastication que subissent les implants, quel que soit le modèle (animal ou homme). Cependant, c'est un excellent moyen de recherche pour déterminer la consolidation mécanique d'un implant. Par ailleurs, les études analysant le pourcentage de contact os-implant permettent d'évaluer la qualité d'intégration biologique d'un implant (Cordioli et coll., 2000). L'inconvénient, dans le modèle animal, est que la nature de l'os et la vitesse de cicatrisation osseuse sont très différentes selon le modèle choisi.

Plusieurs équipes ont confirmé l'augmentation des forces de torsion à la dépose des implants avec un état de surface irrégulier (Wenneberg et coll., 1998 ; Buser et coll., 1999 ; Gotfredsen et coll., 2000). Pebé et coll. (1997) montrent, chez le chien, que les forces d'enlèvement sont plus importantes pour des implants avec une surface traitée par acide (66 N/cm) que pour des implants ayant une surface sans traitement (50 N/cm). Baker et coll. (1999) réalisent une étude comparant les forces de dépose chez le lapin à différentes périodes (1, 2, 3, 4, 5 et 8 semaines) avec des implants traités par double mordançage et des implants à surface usinée. Les résultats confirment une cicatrisation plus rapide sur la surface modifiée. En effet, au bout de 3 semaines, les forces de dépose pour les implants à surface rugueuse ($56,5 \pm 12,1$ N/cm) sont plus importantes qu'au bout de 6 semaines pour les implants à surface usinée ($33,3 \pm 3,2$ N/cm). Gotfredsen et coll. (2000) montrent l'obtention d'un meilleur ancrage osseux à 6, 9 et 12 semaines chez le lapin pour différentes surfaces rugueuses (TiO₂-blasted et TPS) par rapport à une surface usinée. Klokkevold et coll. (2001) obtiennent, également chez le lapin, des forces de dépose plus importantes à 1, 2 et 3 mois pour les implants avec double mordançage acide.

Ainsi, toutes les études montrent l'utilisation de forces plus importantes pour la dépose des implants à surface rugueuse qu'à une surface usinée, quels que soient le modèle animal choisi, le traitement de la surface du titane et le temps de cicatrisation.

Concernant le paramètre du pourcentage de contact os-implant, celui-ci a été évalué avec différentes surfaces rugueuses chez l'animal, lors de la dernière décennie, par divers chercheurs. Buser et coll. (1991) analysent, chez le porc, le pourcentage de contact direct os-implant pour différents types d'états de surface : lisse, sablage Al_2O_3 , hydroxyapatite, TPS, mordantage acide HF/HNO_3 et mordantage acide $\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$. Après l'hydroxyapatite, le pourcentage de contact os-implant le plus élevé est constaté pour la surface sablage et acide $\text{HCl}/\text{H}_2\text{O}_4$ avec 52 et 58 % à 3 et 6 semaines. Des taux de 60 et 70 % sont obtenus avec la couche d'hydroxyapatite ; cependant, des signes évidents de résorption de cette couche sont constatés. Piatelli et coll. (1997) montrent les résultats histomorphométriques d'implants avec une surface de revêtement de plasma posés chez le singe et mis en charge (suprastructure métallique complète) au bout de 15 jours. Le contact os-implant est de 67 % au maxillaire et de 80 % à la mandibule après 8 mois de cicatrisation. Il est similaire sur des implants laissés enfouis durant la même période. La qualité de corticalisation osseuse est meilleure autour des implants mis en charge au bout de 15 jours par rapport aux implants enfouis. Cordioli et coll. (2000) obtiennent, chez le lapin, un contact os-implant plus important avec une surface mordancée. Ces auteurs rapportent 72,4 % de contact os-implant pour une surface traitée à l'acide ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{O}_4$), 56,8 % pour des implants traités au TPS, 54,8 % pour une surface sablée et 48,6 % pour des implants présentant une surface usinée. Par la suite, plusieurs équipes ont confirmé, chez l'animal, l'obtention d'un pourcentage de contact os-implant plus important en présence d'une surface rugueuse (Ericsson et coll., 1994; Gotfredsen et coll., 1995; Pebé et coll., 1997; Wennerberg et coll., 1995, 1996, 1997 et 1998).

b. Etudes chez l'homme

Lazzara et coll. (1999) réalisent une étude histomorphométrique chez l'homme. Des implants de 2 mm de diamètre spécialement préparés (un côté à surface mordancée et le côté opposé à surface usinée) sont placés au maxillaire postérieur chez 11 patients et déposés après 6 mois de cicatrisation. Un contact os-implant de 72,9 et 33,9 % est

obtenu avec respectivement la surface rugueuse et la surface lisse. Trisi et coll. (2003) analysent histologiquement le pourcentage de contact os-implant pour deux surfaces implantaires différentes (usinée et micro-rugueuse) placées au niveau de sinus greffés chez l'homme. Des implants spécialement conçus (un côté lisse et un côté rugueux) sont placés chez 9 patients après 11 mois de cicatrisation sinusienne. Chez 6 patients, ils le sont dans le site greffé, et chez les 3 autres, dans la crête alvéolaire résiduelle. Un contact os-implant de 72,3 % est obtenu avec la surface micro-rugueuse et de 38 % avec la surface usinée. En 2003, une étude histomorphométrique montre, chez l'homme, l'obtention d'un contact os-implant plus important sur une surface traitée avec un double mordantage que sur une surface usinée après 2 mois de cicatrisation (Trisi et coll., 2003). Récemment, une autre étude confirme l'obtention d'une meilleure cicatrisation tissulaire avec une micro-surface rugueuse (Shibli et coll., 2007). En effet, ces auteurs comparent le contact os-implant et le degré de densité osseuse d'une surface oxydée et d'une surface usinée chez l'homme (13 sujets) après 2 mois de cicatrisation. Ils obtiennent un contact os-implant de 39 ± 15 % et de $21,7 \pm 13$ % avec, respectivement, les surfaces oxydée et usinée. L'os en contact avec la surface oxydée est plus minéralisé au bout de 2 mois.

c. Résultats cliniques

L'utilisation des surfaces modifiées s'est élargie en implantologie. Ces états de surface rugueux sont employés quel que soit le type d'édentement. De très bons résultats à moyen terme ont été obtenus par différentes équipes.

Dans une revue systématique des taux de survie des implants dentaires après mise en charge immédiate, Del Fabbro et coll. (2006) ont confirmé que les performances des implants à surface rugueuse étaient meilleures que celles des implants à surface usinée dans ce type de condition.

Martinez et Missika (2007) analysent les résultats de la mise en charge rapide dans une revue de littérature. Le taux de succès global des différents protocoles prothétiques (27 études confondues) selon l'état de surface de l'implant a été analysé. En tout, 1761 implants à surface usinée et 1718 implants à surface rugueuse ont été placés selon des protocoles de mise en charge rapide. Après un suivi de 1 à 5 ans, 62 échecs avec des

implants à surface usinée et 24 échecs avec des implants à surface rugueuse ont été rapportés. Le taux de survie global pour les implants à surface usinée est de 94,9 % et, pour les implants à surface rugueuse, de 97,6 %.

Pour conclure sur ce chapitre, la plupart des auteurs cherchent à prouver, depuis deux décennies, l'intérêt de privilégier les surfaces modifiées, à l'inverse des surfaces lisses.

C. NOUVELLES PROPOSITIONS DANS LES ANNEES 2000 : LES SURFACES IMPLANTAIRES HYBRIDES

A partir des années 2000, les laboratoires de fabrication des implants oraux ont cherché à élaborer de nouvelles surfaces, dans le but d'accélérer la vitesse d'ostéo-intégration d'un implant et, de ce fait, réduire les délais de cicatrisation. Les implants oraux hybrides se sont ainsi développés, associant une surface lisse au niveau du col implantaire, et une surface rugueuse. Cette association assure la pérennité des tissus mous au niveau du col de l'implant, un nettoyage plus aisé de la plaque bactérienne au niveau de cette même surface lisse, et favorise une meilleure ostéo-intégration grâce à l'état de surface rugueux. La firme Biomet 3i a développé dans les années 2000 ce type d'implant avec la mise sur le marché de l'implant Osseotite, qui présente une surface lisse au niveau de son col implantaire et une surface mordancée à partir de la troisième spire de l'implant.

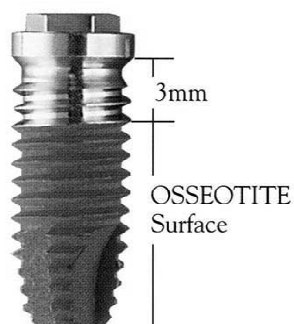


Figure 23 : Surface hybride de l'implant Osseotite (Société Biomet 3i)

En 1999, Lazzara et Testori présentent les résultats cliniques à 6 mois d'implants Osseotite et d'implants usinés placés dans la partie postérieure du maxillaire. Avec les implants Osseotite, un taux de succès de 73 % est obtenu, tandis que pour les implants à surface lisse, celui-ci est de 34 %.

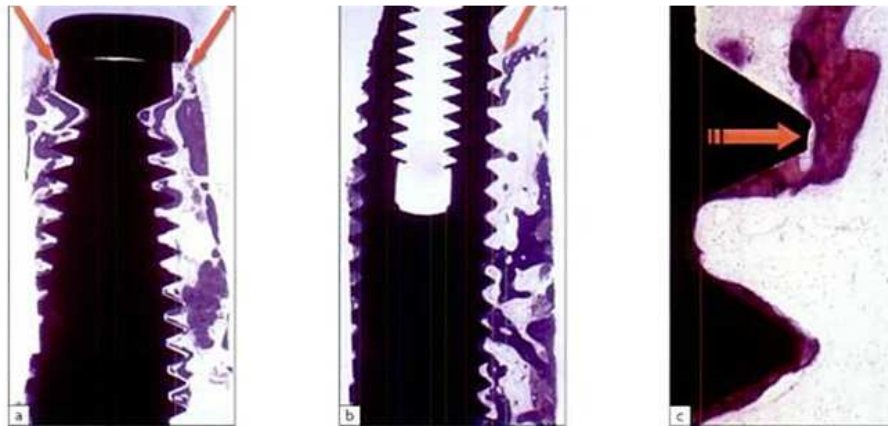


Figure 24 : Réaction osseuse après 2 mois de guérison d'un implant Osseotite hybride présentant deux types de surfaces, l'une usinée, l'autre mordancée. a : implant mis en nourrice. Le niveau osseux crestal semble inchangé par rapport au niveau du placement (x 20). b : implant mis en charge durant 2 mois. Le premier contact os-implant a migré à la limite entre les parties usinée et mordancée (flèches). La crête s'organise selon la forme d'une voûte car cette géométrie permet une distribution optimale des contraintes (x 20). c : détail de la limite entre les surfaces usinée et mordancée de l'implant mis en charge durant 2 mois. Le premier contact osseux se met en place avec la surface mordancée (flèche). En dessous de la limite, le contact se continue de façon quai-interrompue (x 50) (Testori et coll., 2002)

Parallèlement, d'autres firmes se sont lancées dans des nouvelles recherches afin de toujours plus améliorer l'ostéo-intégration de leurs implants oraux. Pour améliorer les caractéristiques physico-chimiques de leur surface, ils ont utilisé des méthodes de fonctionnalisation de surface. La fonctionnalisation permet de créer à la surface des matériaux, des ions et des radicaux libres. Ces fonctions chimiques augmentent l'énergie libre de surface, ce qui accroît la mouillabilité de surface avec des conséquences positives sur l'adsorption des protéines du sérum et sur l'adhésion cellulaire, donc sur l'intégration de l'implant (Garcia et coll., 2002; Keselowsky et coll., 2003 et 2004; Eriksson et coll., 2004).

Les avantages seraient:

- une augmentation du pourcentage contact os-implant,
- une augmentation des forces nécessaires pour la dépose implantaire,
- une absence de contamination de l'état de surface,
- une élimination du risque de décollement de particules,
- une optimisation de la cicatrisation osseuse.

Différentes surfaces développées par les laboratoires de fabrication seront détaillées dans le chapitre suivant.

3^{ème} PARTIE : NOUVEAUX ETATS DE SURFACE POUR ACCELERER L'OSTEO- INTEGRATION

III. NOUVEAUX ETATS DE SURFACE POUR ACCELERER L'OSTEO-INTEGRATION

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser aux différents revêtements de surface mis au point par les laboratoires de fabrication des implants oraux ainsi que leur influence sur le processus d'obtention de l'ostéo-intégration.

Pour cela, nous avons choisi de nous concentrer sur des surfaces d'implants récemment développées et commercialisées, et sur des modifications de surface de quatre systèmes d'implants. On parlera ainsi de la surface SLActive, de la surface OsseoSpeed, de la surface TiUnite et de la surface NanoTite.

A. Introduction

La plupart des échecs d'implantation interviennent dans la première période critique, entre les semaines 2 et 4 (Raghavendra et coll. 2005). Il s'agit de la « baisse » fondamentale (fléchissement de la stabilité) qui se situe dans la période de transition entre la stabilité primaire et la stabilité secondaire dans le processus d'ostéoformation (Figure 25).

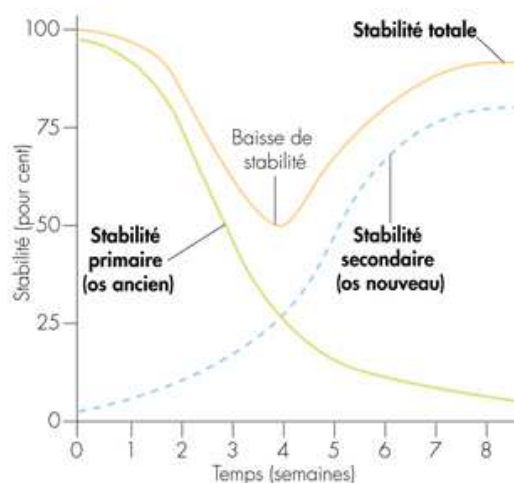


Figure 25 : Le rapport entre la stabilité primaire décroissante et la stabilité secondaire croissante se traduit par une baisse de la stabilité générale entre les semaines 2 et 4 suivant la mise en place de l'implant (Raghavendra et coll., 2005)

Pour atteindre cet objectif, les chercheurs se sont attachés à comprendre les processus biologiques de la cicatrisation au cours des quatre premières semaines suivant la mise en place de l'implant. Le but des recherches et du processus de développement était l'activation totale et immédiate du potentiel cicatrisant naturel du corps humain.

Les études pré-cliniques et cliniques nécessaires pour évaluer les surfaces d'implants imposent d'avoir recours à des expérimentations animales et humaines. On va distinguer deux types de composantes au niveau des tests in vivo, une composante histomorphométrique et une composante biomécanique. La composante histomorphométrique évalue des paramètres tels que le contact os-implant, la densité osseuse, la quantité et le type de contenu cellulaire. La composante biomécanique évalue la force de pression, la force d'étirement et le moment de torsion (Coehlo et coll., 2009).

B. SOCIETE STRAUMANN

1. Innovation: SLActive

La topographie et la chimie de surface influent toutes deux sur la mouillabilité initiale et l'apposition osseuse péri-implantaire des implants. Jusqu'à présent, les surfaces en titane classiques (sablées et attaquées à l'acide) étaient initialement réalisées pour être hydrophiles, mais se sont révélées hydrophobes en raison de leur microstructure partiellement recouverte d'hydrocarbures et de carbonates. La surface d'implant dentaire SLActive est un développement de la surface SLA. La surface SLA est produite par un sablage à gros grain avec du corindon de 0,25 à 0,5 mm à 5 bars, suivi ensuite par un double mordantage à l'acide chlorhydrique et à l'acide sulfurique. Contrairement à la surface SLA, SLActive est en plus séchée dans une atmosphère azotée pour prévenir l'exposition à l'air, puis conservée hermétiquement dans une solution de NaCl isotonique (Figure 26).

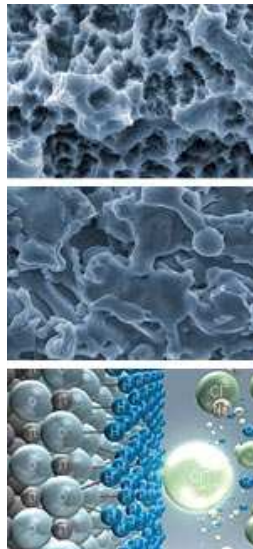


Figure 26 : Surface SLActive (Firme Straumann)

Selon la firme Straumann, la surface SLActive favoriserait la première réaction de cicatrisation, en permettant une interaction cellulaire directe au stade initial du processus d'ostéo-intégration. L'ostéo-formation est immédiatement amorcée, entraînant une stabilité secondaire plus précoce tout en réduisant la baisse critique (Figure 27).

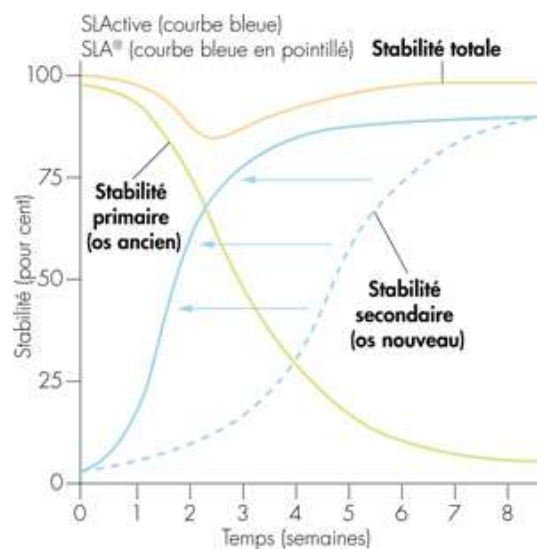


Figure 27 : Le processus d'ostéo-intégration optimisé avec SLActive induit une plus grande stabilité implantaire entre les semaines 2 et 4 (Société Straumann)

De même, la surface SLActive permettrait de réduire les délais de cicatrisation à 3-4 semaines. Des mesures comparatives relevées 2 semaines après la mise en place d'implants avec SLActive indiquent que le contact os-implant avec cette surface était supérieur à 60 % à celui obtenu avec la surface SLA (Buser et coll. 2004). Cette stabilité implantaire serait considérablement améliorée au cours de la phase critique du traitement, entre les semaines 2 et 4, offrant ainsi de nouvelles possibilités thérapeutiques.

2. Etudes pré-cliniques

a. Réponse cellulaire précoce

Dans une étude en 2005, Zhao et coll. se sont intéressés à l'activité cellulaire au contact de la surface SLActive. Celle-ci a été évaluée et comparée avec celle de la surface SLA.

Pour se faire, plusieurs disques de titane de grade II ont été préparés :

- Titane prétraité
- SLA
- SLActive

Des ostéoblastes ont ensuite été mis en culture sur ces surfaces et la réponse cellulaire a été évaluée par des mesures de la phosphatase alcaline, l'ostéocalcine, la PGE_2 et les $\text{TGF-}\beta 1$.

Les ostéoblastes mis en culture sur SLActive ont présenté un phénotype plus différencié que ceux présents sur les autres surfaces testées. Par rapport à SLA, l'activité de la phosphatase alcaline de la couche cellulaire a été multipliée par 3 sur la surface SLActive. On a observé en outre une augmentation significative (Figure 28) de l'ostéocalcine (marqueur tardif de la différenciation) ainsi qu'une production plus importante des facteurs de croissance locaux pour la PGE_2 (x 10) et pour les $\text{TGF-}\beta 1$ (x 2,5), créant ainsi un microenvironnement hautement ostéogénique (Figure 29). L'effet de la 1,25-dihydroxy-vitamine D3 (hormone ostéotrope responsable de

l'augmentation de la différenciation ostéoblastique) a également été stimulé avec SLActive, de manière synergique avec la grande énergie de surface. Ces résultats suggèrent que l'ostéoformation accrue observée in vivo avec SLActive est due, en partie, aux effets stimulants de la grande énergie libre de surface sur les ostéoblastes.

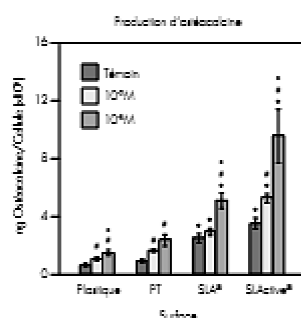


Figure 28 : Production d'ostéocalcine par les cellules MG-63 durant leur culture sur disques en Ti ou plastique (Zhao et coll., 2005)

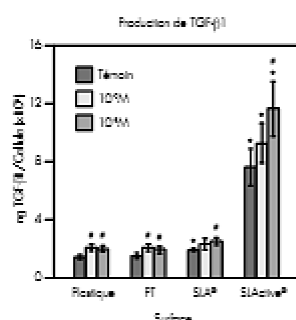


Figure 29 : Production de TGF-β1 de forme latente par les cellules MG-63 durant leur culture sur disques en Ti ou plastique (Zhao et coll., 2005)

En conclusion, on peut dire que la production d'ostéocalcine est significativement supérieure avec SLActive. La réaction cellulaire précoce est nettement renforcée sous l'effet de la surface SLActive chimiquement activée. La production des facteurs de croissance locaux est également considérablement améliorée et les propriétés ostéogéniques sont optimisées.

Dans une étude en 2008, Rausch Fan et coll. ont aussi démontré que la vascularisation est fortement augmentée avec SLActive, grâce à l'augmentation de la production de VEGF (facteur de vascularisation important) sur cette surface comparée à la surface SLA et aux surfaces attaquées à l'acide ou attaquées et modifiées (Figures 30 et 31).

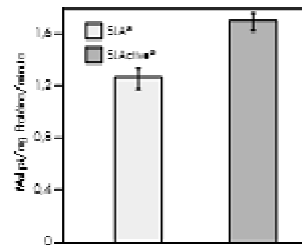


Figure 30 : Synthèse de la phosphatase alcaline des cellules MG-63 mises en culture sur SLA et SLActive (Rausch-Fan et coll., 2008)

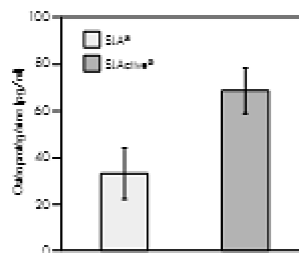


Figure 31 : Production d'ostéoprotégérine par les cellules MG-63 mises en culture sur SLA et SLActive (Rausch-Fan et coll., 2008)

b. Cicatrisation osseuse précoce

Dans le processus d'ostéo-intégration, deux facteurs jouent un rôle important : la stabilité primaire (stabilité mécanique) et la stabilité secondaire (stabilité biologique après remodelage de l'os) de l'implant dans l'os (voir chapitre II, A). Avec des surfaces classiques, les implants sont exposés à un risque plus élevé d'échec du fait d'une immersion de stabilité globale entre les semaines 2 et 4.

SLActive réduirait le risque pendant la période critique au début du traitement en accélérant et en optimisant l'intégration de l'implant. Le processus d'ostéoformation serait initié à un stade plus précoce, entraînant une stabilité d'implant radicalement améliorée pendant la période d'« immersion critique ».

Dans une étude en 2007, Schwarz et coll. se sont intéressés à l'évaluation du contact os-implant (COI), facteur essentiel pour une ostéo-intégration réussie. Ils ont donc procédé à une analyse histologique et immunohistochimique des toutes premières réactions tissulaires péri-implantaires aux implants en titane SLA chimiquement modifiés et classiques. L'étude a été réalisée sur des chiens pendant une durée de 14 jours. Pour se faire, un implant SLA ou SLActive a été placé dans la gueule de quatre chiens fox-hounds, 4 mois après extraction de la dent. Après 1, 4, 7 et 14 jours de cicatrisation, les implants ont été extraits pour évaluation immunologique et immunohistochimique. L'évaluation de l'étendue de la formation d'os nouveau a été faite en utilisant du bleu de toluidine, et l'évaluation de la qualité et de la quantité de collagène et de la formation d'os nouveau a été réalisée au moyen de la coloration trichromique de Masson-Goldner. Contrairement aux colorations classiques, celle-ci permet d'observer la différenciation des changements sur une période très courte.

Les résultats obtenus ont permis de mettre en évidence une infiltration vasculaire du caillot sanguin adjacent à l'implant visible sur les deux types d'implants dès le premier jour, atteignant la surface des implants SLActive mais pas celle des implants SLA (Figure 32).

Au quatrième jour, un tissu conjonctif dense et riche en collagène s'était formé autour des implants SLActive, et l'on pouvait observer les premiers signes de synthèse de l'ostéocalcine au niveau de la surface de l'implant (Figures 33 et 34). Ces deux phénomènes suggèrent des processus d'ostéo-intégration plus rapides. Au contraire, les implants SLA étaient entourés d'un tissu de granulation nouvellement formé et de tissu conjonctif provisoire, sans synthèse de l'ostéocalcine (Figures 33 et 34).

Au septième jour, on observait autour des implants SLActive (Figures 35, 37, 38) un tissu conjonctif fibreux dense, fait de faisceaux de fibres de collagène, des vaisseaux sanguins entourés de trabécules d'os fibreux nouvellement formées et de l'ostéocalcine, signes du remodelage osseux. Au contraire, autour des implants SLA, on observait un

tissu conjonctif non structuré avec une densité des vaisseaux sanguins inférieure et une concentration d'ostéocalcine plus faible (Figures 35 et 37).

Après 14 jours, on observait la présence d'os trabéculaire nouvellement formé autour des implants SLA, tandis qu'un os fibreux, à fibres parallèles et mature, adhérait solidement autour des implants SLActive (Figures 36 et 39). La formation d'ostéons primaires a été observée sur le tissu osseux entourant les implants SLActive, accompagnée d'un dépôt radical d'os lamellaire autour du noyau du tissu conjonctif entourant les vaisseaux sanguins, tandis que de l'os fasciculé était visible autour des implants SLA.

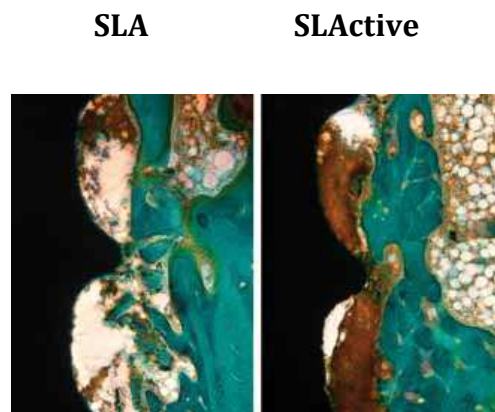


Figure 32 : Histologie au jour 1 ; caillots sanguins désagrégés (SLA) contre caillots sanguins stabilisés (SLActive) (Schwarz et coll., 2007)

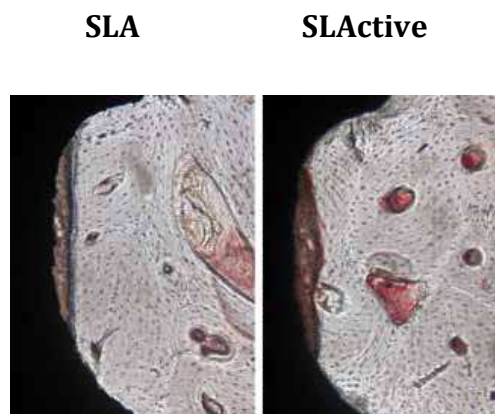


Figure 33 : Histologie au jour 4 ; absence de synthèse de l'ostéocalcine (SLA) contre premiers signes de synthèse de l'ostéocalcine (SLActive) (Schwarz et coll., 2007)

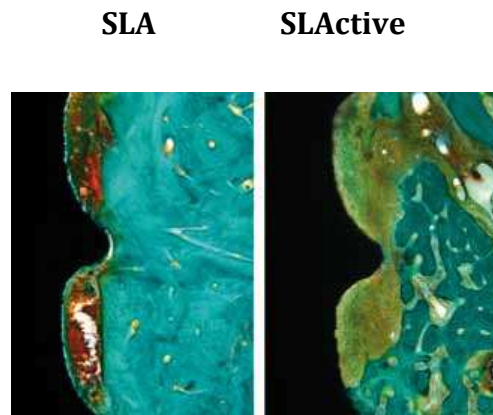


Figure 34 : Histologie au jour 4 ; tissu de granulation (SLA) contre tissu conjonctif riche en collagène (SLActive) (Schwarz et coll., 2007)

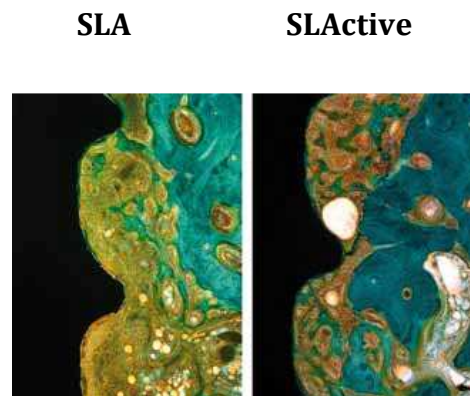


Figure 35 : Histologie au jour 7 ; os pas encore structuré (SLA) contre os minéralisé et organisé (SLActive) (Schwarz et coll., 2007)

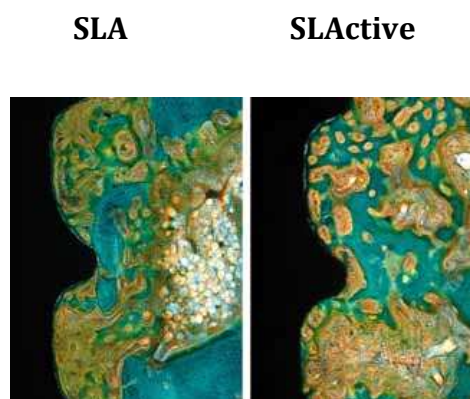


Figure 36 : Histologie au jour 14 ; trabécules nouvellement formées (SLA) contre os fibreux à fibres parallèles, mature et solidement attaché, et ostéons primaires (SLActive) (Schwarz et coll., 2007)

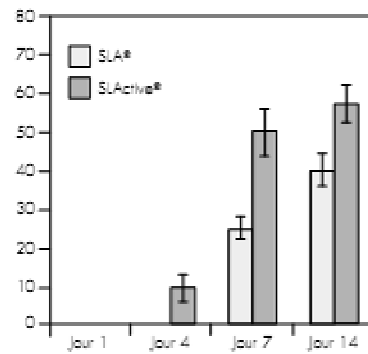


Figure 37 : L'ostéocalcine, indicateur du remodelage osseux, est plus élevée et plus rapidement synthétisée avec la surface SLActive (Schwarz et coll., 2007)

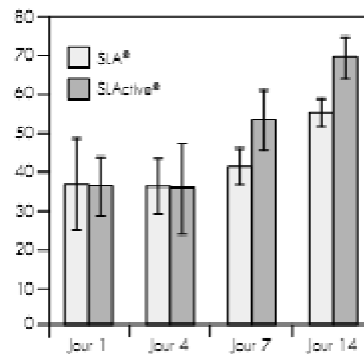


Figure 38 : Le COI était supérieur avec SLActive à partir du jour 7 (Schwarz et coll., 2007)

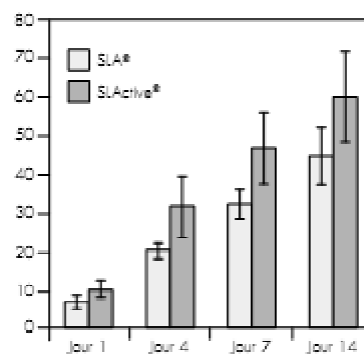


Figure 39 : Taux de transglutaminase beaucoup plus élevés avec SLActive (Schwarz et coll., 2007)

Schwarz a pu conclure, grâce son expérimentation, que la prolifération des structures vasculaires était supérieure pour la surface SLActive du 1er au 14ème jour et qu'il y avait une nette intensification de l'ostéocalcine au niveau de l'interface os-implant. Ainsi, ces analyses quantitatives et qualitatives ont mis en lumière des différences significatives en termes d'ostéoformation au début du processus de régénération osseuse entre les deux surfaces.

Une seconde étude, réalisée en 2004 par Buser et coll. a permis de mettre en lumière le rôle de la surface implantaire dans ce processus d'ostéo-intégration. En effet, la chimie de surface a été reconnue comme un autre facteur majeur influençant le contact os-implant (COI). Une mouillabilité et une énergie libre de surface supérieures ont toutes deux une influence positive sur l'apposition osseuse. L'objectif de cette étude était par conséquent d'évaluer le degré d'apposition osseuse avec la surface SLActive chimiquement modifiée par rapport à la surface SLA qui a la même micro- et macrotopographie. Il a été observé que le degré de contact os-implant était nettement plus élevé sur la surface SLActive après 2 à 4 semaines de cicatrisation. À 2 semaines, le COI sur la surface SLActive est supérieur de 60 % à celui observé sur la surface SLA (49,30 % $\pm$ 7,49 contre 29,42 % $\pm$ 7,58) (Figure 40). Par ailleurs, on a observé un schéma typique de formation d'os nouveau avec une matrice d'os fibreux (Figure 41). À 4 semaines, le COI sur la surface SLActive était de 81,91 % $\pm$ 3,59, contre 66,57 % $\pm$ 8,14 pour SLA. La densité osseuse était supérieure, comme indiqué par le renforcement des trabécules d'os fibreux (Figure 42). Les deux surfaces ont donné les mêmes résultats après 8 semaines (Figure 43), période où des signes précoces de remodelage osseux étaient visibles. Ainsi, SLActive a favorisé une meilleure apposition osseuse au cours des premiers stades de régénération osseuse.

Période	Surface d'implant	n	Moyenne en %	Ecart type
2 semaines	SLActive®	8	49,30	7,49
	SLA®	8	29,42	7,58
4 semaines	SLActive®	8	81,91	3,59
	SLA®	8	66,57	8,14
8 semaines	SLActive®	7	78,47	11,14
	SLA®	7	75,45	7,66

Figure 40 : Comparaison du pourcentage de contact os-implant entre SLA et SLActive (Buser et coll., 2004)

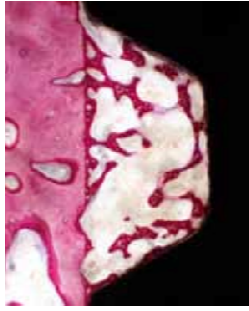


Figure 41 : À 2 semaines, un dépôt d'os s'est formé sur la paroi osseuse de la chambre tissulaire et au-dessus de la surface de l'implant. Les deux couches sont reliées par une matrice de minuscules trabécules. L'os fibreux est caractérisé par la coloration intense de la matrice minéralisée et les nombreux ostéocytes siégeant dans de larges lacunes (coupe par usure non décalcifiée, coloration de la surface avec du bleu de toluidine et de la fuchsine basique) (Buser et coll., 2004)



Figure 42 : À 4 semaines, la densité volumétrique de cette matrice a augmenté en raison de la formation de nouvelles trabécules et du dépôt d'os à fibres parallèles plus mature au-dessus la matrice primaire. L'os fibreux est principalement reconnaissable grâce aux nombreuses et larges lacunes ostéocytiques (brillantes). L'écart entre l'os et la surface de l'implant est un artefact (Buser et coll., 2004)



Figure 43 : À 8 semaines, cette croissance et ce renforcement se traduisent par une augmentation plus importante de la densité osseuse et par un recouvrement presque parfait de la surface de l'implant par de l'os. Le remodelage a démarré, remplaçant l'os primaire par des ostéons secondaires (Buser et coll., 2004)

En 2008, Bornstein et coll. ont conclu, lors d'une comparaison de l'apposition osseuse entre SLA et SLActive sur des chiens fox-hounds, qu'une croissance plus importante d'os mature apparaissait 2 semaines après l'implantation.

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'apposition osseuse sur une surface d'implant SLActive dans une mandibule canine par rapport à la surface standard SLA. Les implants testés et les implants témoins avaient la même topographie de surface, mais la surface SLActive présente une chimie différente avec de meilleures caractéristiques hydrophiles (Figure 45).

Dans cette étude, les deux surfaces d'implant testées – SLA et SLActive – ont démontré une excellente ostéo-intégration sur les quatre semaines de la période de cicatrisation. Une ostéogenèse à distance et une ostéogenèse de contact ont été observées simultanément après deux semaines de cicatrisation (Figure 44) et se sont poursuivies tout au long de la phase d'observation de quatre semaines. L'ostéogenèse de contact en particulier, telle qu'observée dans les sections histologiques sous la forme de « revêtement osseux », est considérée comme une phase capitale du processus d'ostéo-intégration. Étant donné l'absence d'os sur les surfaces d'implants lors de l'insertion du matériel, celles-ci doivent d'abord être colonisées par une population de cellules ostéogéniques avant que ne débute la formation de matrice osseuse, permettant ainsi une ostéogenèse de contact. Cependant, la longueur du contact os-implant (COI) de l'os nouvellement formé avec la surface des implants SLActive présentait, après 2 semaines de cicatrisation, des valeurs supérieures de 25 % par rapport aux implants SLA (Figure 46).



Figure 44 : Deux exemples de clichés histologiques des implants SLA et SLActive après deux semaines de cicatrisation (Bornstein et coll., 2008)



Figure 45 : Insertion d'un implant dentaire avec une surface SLActive. Les propriétés hydrophiles de cette surface sont mises en évidence par le sang qui remonte dans les filets (Bornstein et coll., 2008)

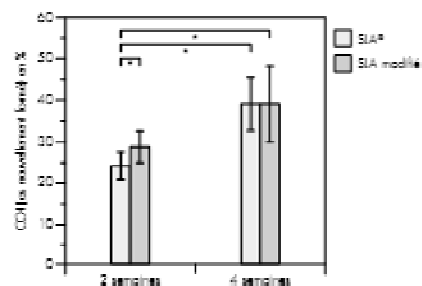


Figure 46 : Longueur de contact os nouvellement formé-implant (COI) 2 et 4 semaines après la mise en place de l'implant (Bornstein et coll., 2008)

En conclusion, ces études pré-cliniques (Schwarz et coll., Buser et coll., Bornstein et coll.) ont montré que l'apposition osseuse aux premiers stades de l'ostéo-intégration est considérablement améliorée avec la surface SLActive. La masse osseuse (COI) augmente de 60 % après 2 semaines avec SLActive par rapport à SLA. La formation d'os plus mature est plus précoce. L'ostéo-intégration semble donc effectivement accélérée avec la surface SLActive dans les jours suivant l'implantation. Mais nous verrons plus loin (chapitre V, études comparatives) que ce processus tend à s'équilibrer après plusieurs semaines de cicatrisation. Bornstein et coll., l'ont déjà démontré avec leur étude (Figure 46).

3. Etudes cliniques

Plusieurs études cliniques sont réalisées depuis les années 2000 sur les traitements de surface SLActive des implants Straumann.

Les progrès dans la compréhension de l'impact des propriétés des surfaces implantaires sur l'ostéo-intégration ont permis d'obtenir des délais de cicatrisation plus courts entre la mise en place de l'implant et la restauration définitive. Plus récemment, des recherches sur les effets des altérations de la chimie des surfaces se sont également traduites par des bénéfices cliniques potentiels. Il a été démontré que la surface SLActive hydrophile chimiquement modifiée augmente le contact os-implant au cours des 4 premières semaines de cicatrisation, par comparaison avec la surface SLA. Ce constat suggère une optimisation de l'ostéo-intégration susceptible de se traduire par une amélioration de la stabilité initiale de l'implant.

C'est à cela que s'est intéressé Oates en 2007 grâce à une étude pilote randomisée. Sur un total de 31 patients ayant perdu au moins deux dents dans la mandibule ou le maxillaire postérieur, 62 implants ont été mis en place (un implant SLA et un implant SLActive sur chaque patient). Aucune greffe osseuse ou régénération osseuse guidée n'a été utilisée; les implants n'ont été placés que dans les crêtes cicatrisées (> 4 mois post-extraction) ayant un volume osseux suffisant. La fréquence de résonance a été mesurée, à l'aide d'un appareil Osstell, à 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6 et 12 semaines suivant la mise en place des implants. L'Osstell mesure la stabilité en calculant le quotient de stabilité de l'implant sur une fourchette de 1 à 100. L'analyse statistique a été réalisée au moyen du

test de Chow qui suppose que les données peuvent être représentées par deux droites, et identifie ensuite le point de rupture dans les données. Les 62 implants ont été restaurés avec succès et ostéointégrés dans les 6 semaines. Les deux types d'implants, SLA et SLActive, ont présenté un niveau initial de stabilité primaire comparable, décroissant au début puis croissant dans les 6 premières semaines. Au cours de ces 6 semaines, cependant, les schémas de stabilité des implants SLActive ont opéré un changement significatif par rapport aux implants SLA. Le point de rupture, c'est-à-dire le moment où la stabilité en baisse amorce une remontée, se situait à 2 semaines pour les implants SLActive, contre 4 semaines pour les implants SLA. Ce changement n'était pas significatif dans le maxillaire (Figure 47).

Cependant, le nombre très inférieur d'implants dans le maxillaire peut être un facteur important.

L'identification de ce point de rupture suggère une transformation générale du remodelage osseux qui passe de la phase à dominante résorption à la phase à dominante formation. Ce basculement du point de transition, de 4 semaines pour SLA à 2 semaines pour SLActive, suggère donc une cicatrisation osseuse accélérée sur la surface SLActive, comparée à la surface SLA.

		Nombre d'implants	Point de rupture	Importance
SLActive®	maxillaire	6	3 semaines	<0,001*
	mandibulaire	25	2 semaines	<0,001*
SLA®	maxillaire	6	3 semaines	0,643 (n.s.)
	mandibulaire	25	4 semaines	<0,001*

* = significatif n.s. = non significatif

Figure 47 : Comparaison du point de rupture entre les implants SLA et SLActive (Oates et coll., 2007)

En 2009, un essai clinique réalisé par Schätzle et coll. a été conçu pour étudier les variations de la stabilité des implants palatins dotés de la surface SLActive, par

comparaison avec la surface SLA, au cours des premiers stades de la cicatrisation osseuse.

La plupart des essais sur les implants s'intéresse à des critères d'évaluation biologiques de substitution. Cependant, les implants palatins sont des dispositifs d'ancrage temporaires et sont donc retirés après le traitement. Ils ont par conséquent une durée de mise en charge plus courte qui est définie par le plan de traitement préexistant et la fin du besoin d'ancrage supplémentaire. Les implants palatins sont ainsi les seuls implants qui font l'objet d'une explantation après la réussite du traitement. Ils sont retirés à l'aide d'un trépan en même temps qu'une petite quantité d'os adjacent. Ces implants peuvent par conséquent permettre d'étudier le schéma précoce d'ostéo-intégration, y compris une analyse histologique ultérieure.

L'essai a inclus 40 adultes volontaires, qui ont été répartis aléatoirement entre le groupe expérimental (surface SLActive) et le groupe témoin (surface SLA). Une analyse de la fréquence de résonance (AFR) a été réalisée pour évaluer les variations de la stabilité implantaire. Les valeurs de l'AFR étaient exprimées par un quotient de stabilité de l'implant (QSI).

Les valeurs du QSI ne présentaient pas de différence significative entre les groupes (QSI moyen : $73,8 \pm 5$ et $72,7 \pm 3,9$ pour SLA et SLActive respectivement), avec seulement de petites variations observées au cours des 2 premières semaines puis une tendance à la baisse du QSI moyen par la suite. Pour les implants SLActive, une tendance à la hausse des valeurs du QSI a été observée au bout de 28 jours, avec des valeurs du QSI correspondant à celles relevées après la mise en place des implants au bout de 42 jours. Pour les implants SLA, la tendance s'est inversée au bout de 35 jours et a donné des valeurs du QSI proches des valeurs initiales à 63 jours (Figure 48). Au bout de 12 semaines, des valeurs du QSI significativement supérieures ont été observées pour les implants SLActive ($778 \pm 1,9$ contre $74,5 \pm 3,9$ pour les implants SLA respectivement).

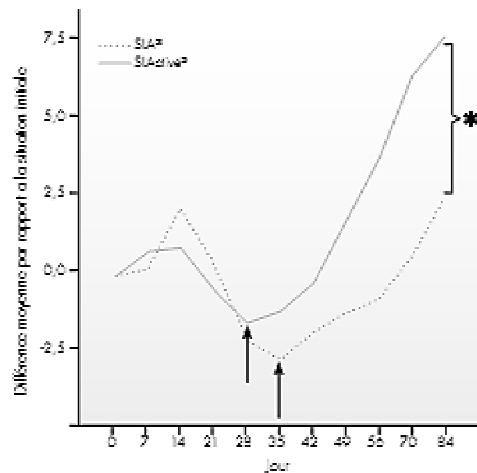


Figure 48 : Variations des valeurs du QSI moyen avec des implants SLA et SLActive (Schätzle et coll., 2009)

Les résultats indiquent que la modification chimique de la surface SLA peut avoir une influence positive sur la biologie de l'ostéo-intégration et raccourcir le délai de cicatrisation.

La conclusion de Straumann est que les résultats de cet essai confirment les résultats d'essais précédents relatifs à une augmentation précoce de la stabilité des implants dotés d'une surface SLActive par rapport à ceux dotés d'une surface SLA, concluant de ce fait que les implants avec une surface SLActive diminuent le temps de cicatrisation.

Ces résultats sur l'augmentation précoce de la stabilité des implants SLActive ont amené à des études cliniques sur l'évaluation de ces mêmes implants dans des protocoles de mise en charge immédiate et précoce.

Les implants possédant une surface SLA peuvent faire l'objet d'une mise en charge précoce (6 semaines au lieu des 12 semaines classiques) avec des résultats très prédictibles. Il a également été démontré qu'une mise en charge précoce peut réussir dans le maxillaire postérieur, où la densité osseuse est en général plus faible. L'apposition osseuse supérieure et plus précoce avec la surface SLActive, ainsi que les propriétés biomécaniques d'ancrage osseux, ont suggéré qu'une mise en charge encore plus précoce peut être possible, tout en obtenant une stabilité correcte et sans augmenter le risque d'échec, même dans un os de faible densité.

En 2009, Roccuzzo et coll. se sont intéressés à ce paramètre. L'étude incluait 35 patients sains et non-fumeurs, chacun recevant un implant conçu pour l'évaluation. La préparation du site a été réalisée à l'aide d'ostéotomes, en maintenant le forage au minimum, et aucun taraudage n'a été réalisé. Les parties secondaires ont été connectées (à 15 N/cm) et les restaurations provisoires mises en charge 21 ± 2 jours après l'intervention chirurgicale. Quatre à six semaines plus tard, les parties secondaires ont été resserrées (à 35 N/cm) pour la restauration finale. Lors de la connexion des parties secondaires, plusieurs mesures ont été relevées ; celles-ci seront réévaluées à 1, 3 et 5 ans post-opération. Les mesures comprenaient : la profondeur au sondage, l'indice de plaque, le saignement au sondage et les clichés radiographiques périapicaux standards.

Parmi les 35 patients, il y avait 7 hommes et 28 femmes. L'âge moyen était 54,9 ans. Aucun des patients n'a eu d'effets indésirables ni de complications pendant l'intervention chirurgicale ou la cicatrisation, et l'inconfort était minime. Au moment de la connexion des parties secondaires (21 ± 2 jours) (Figure 49), la cicatrisation du tissu mou était bonne.



Figure 49 : Cicatrisation du tissu mou à 3 semaines post-opératoires (Roccuzzo et coll., 2009)

La stabilité implantaire primaire a été obtenue dans tous les cas. Six des implants présentaient une légère rotation lors de la connexion des parties secondaires à 35 N/cm. Des coiffes de protection ont donc été placées par-dessus pour un délai de cicatrisation supplémentaire de 4 semaines. À la fin de ce délai, les parties secondaires ont été resserrées et la reconstruction prothétique a été mise en place. À 12 mois, aucun patient

n'avait abandonné et le taux de survie des implants était de 100 %. La perte osseuse moyenne à 12 mois était de $0,22 \pm 0,35$ mm et les différences n'étaient pas significatives en termes de présence de plaque, de saignement au sondage ou de profondeur au sondage (Figure 50).

	Situation initiale	Suivi à 12 mois	Différence statistique
IP	14 %	17 %	n.s.
SAS	16 %	18 %	n.s.
PS	$3,5 \pm 0,9$ mm	$3,4 \pm 1,0$ mm	n.s.

Figure 50 : Paramètres cliniques de la situation initiale et un an après mise en place (IP = indice de plaque, SAS = saignement au sondage, PS = profondeur au sondage) (Roccuzzo et coll., 2009)

En conclusion, une mise en charge réussie est possible dans la région des molaires maxillaires après 3 semaines avec des implants SLActive. La survie implantaire était de 100 % à 12 mois dans de l'os de faible densité. La procédure représente une étape importante vers une cicatrisation plus rapide et une prévisibilité thérapeutique plus élevée.

C. SOCIETE ASTRATECH DENTAL

1. Innovation: Osseospeed

a. Historique

En 1989, l'idée de projeter sur la surface de l'implant des particules de dioxyde de titane pour augmenter la croissance osseuse et l'ostéo-intégration est présentée et la surface TiOblast est née.

En 1990, la première étude clinique sur la surface TiOblast est initiée, suivie par le lancement de l'implant TiOblast. Parallèlement, une équipe de l'Université d'Oslo

commence à se demander s'ils ne pouvaient pas accélérer le processus d'ostéo-intégration en modifiant chimiquement la surface de l'implant. C'est alors que l'idée d'une surface modifiée au fluorure est née.

En 1992, Astra Tech acquiert toutes les propriétés intellectuelles sur la surface OsseoSpeed et commence le processus de développement en collaboration avec l'Université d'Oslo.

En 1993, les premières expérimentations pré-cliniques sur la surface OsseoSpeed sont initiées.

En 2000, un premier patient est traité avec un implant OsseoSpeed à l'Université d'Oslo.

En 2001, un essai clinique contrôlé randomisé sur une surface de fluorure modifiée de l'implant orthopédique est commencé.

En 2002, la première étude clinique multicentrique sur la surface OsseoSpeed est lancée.

Enfin, en 2004, le premier implant OsseoSpeed est lancé sur le marché et peut être utilisé.

b. Performances

La surface OsseoSpeed, commercialisée par la firme Astra Tech, possède des caractéristiques structurées de 50-100 nm créées par sablage à l'oxyde de titane, suivi par une modification chimique de la surface par un traitement à l'acide fluorhydrique (Figure 51).

Selon la firme Astra Tech Dental, ces modifications à l'échelle nanométrique de l'implant OsseoSpeed dont la surface a été modifiée par du fluor représentent un nouveau mode d'action pour la réponse osseuse. Les résultats scientifiques des études in vitro montreraient que les cellules souches mésenchymateuses humaines (hMSC) cultivées sur la surface OsseoSpeed seraient plus nombreuses à se différencier en ostéoblastes. De même, in vivo, une expression sensiblement plus élevée des marqueurs de la formation osseuse aurait été également identifiée dans le tissu, au contact des

implants OsseoSpeed, démontrant, à la surface de l'implant, une réponse osseuse favorable.

Le Professeur Jan Eirik Ellingsen, de l'Université d'Oslo, inventeur de la surface OsseoSpeed défend l'idée d'une surface implantaire accélérant l'ostéo-intégration de la façon suivante : "Cette invention est basée sur des théories reconnues sur la réaction entre le fluor et le titane, et les conséquences biologiques qu'elle peut entraîner. Avant même le début de ces études, nous avons essayé d'imaginer quels mécanismes pouvaient être impliqués. Les résultats de nombreux projets de recherche dans ce secteur se sont finalisés par la création de la surface OsseoSpeed. Une conclusion importante est que le traitement par le fluor provoque un changement topographique à l'échelle nanométrique. Quand nous examinons "à l'œil nu" les caractéristiques de surface, nous ne voyons aucune différence entre la surface OsseoSpeed et une surface de contrôle. Mais en regardant à un plus fort agrandissement, de l'ordre du nanomètre (500 nm), nous pouvons voir que la topographie de surface a été modifiée et qu'il apparaît des structures dont l'ordre de grandeur est nanométrique. Cette topographie exceptionnelle, à l'échelle nanométrique, ne peut être créée que par la surface exceptionnelle OsseoSpeed. Ce que nous avons observé est un effet physico-chimique de la surface OsseoSpeed résultant en une adsorption améliorée du phosphate de calcium par la surface. Ce qui signifie que l'OsseoSpeed provoque une formation plus importante de l'os, une intégration plus forte et une cicatrisation osseuse plus rapide".



Figure 51 : Surface OsseoSpeed (Société AstraTech Dental)

2. Etudes pré-cliniques

La surface OsseoSpeed est donc une surface commercialisée qui a été créée elle aussi dans le but de diminuer le temps de cicatrisation osseuse. Des études pré-cliniques ont donc été réalisées afin de démontrer les propriétés de surface d'OsseoSpeed sur l'ostéoformation.

Ellingsen et coll. (2004) 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 comparées aux surfaces d'implants sablées à l'oxyde de titane. Dans un modèle de tibia de lapin, ils ont montré qu'après 3 mois, les valeurs du moment de torsion RTQ (Removal Torque Test) était de 85 N/cm pour les surfaces ayant subi un traitement à l'acide fluorhydrique, contre 54 N/cm pour les implants n'ayant pas eu ce même traitement. La force de cisaillement entre l'os et l'implant était de 23 N/mm² pour les surfaces modifiées à l'acide fluorhydrique contre 15 N/mm² pour les surfaces n'ayant pas eu le traitement à l'acide fluorhydrique.

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

A partir des données biomécaniques et histomorphométriques, nous pouvons constater que l'implant traité à l'acide hydrofluorique (surface OsseoSpeed) a présenté un meilleur ancrage osseux que l'implant en titane non traité. Le taux d'ostéo-intégration 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 pur modifiée chimiquement est tout à fait envisageable.

Dans un modèle expérimental de mandibules de chien, Berglundh et coll. (2007) 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 4 semaines après la première chirurgie. Deux semaines plus tard, les animaux ont été sacrifiés. L'analyse histomorphométrique a révélé qu'après 2 semaines de cicatrisation, le pourcentage de contact os-implant était supérieur pour les implants dont la surface était modifiée par le fluorure. Le pourcentage moyen de contact os-implant pour la surface OsseoSpeed était de 56 % contre 43 % pour la surface TiOblast. La surface OsseoSpeed a donc présenté un taux d'ostéo-intégration plus fort que la surface TiOblast.

3. Etudes cliniques

Plusieurs études expérimentales et animales ont montré que les propriétés topographiques, mécaniques et chimiques des surfaces d'implants conduisent à des réponses in vivo telles que la formation osseuse accrue, une augmentation de l'ancrage osseux et le temps de cicatrisation réduit. Une modification de la surface de l'implant en titane par des fluorures semble également influencer positivement l'ancrage osseux par rapport à des implants en titane non modifiés. Cliniquement, ces mêmes propriétés de surface implantaire pourraient avoir un effet bénéfique sur l'ostéo-intégration, toujours dans un souci de diminuer le temps de traitement implantaire chez les patients.

Le taux de survie de l'implant et la perte osseuse marginale sont des paramètres dont s'est intéressée la présente étude prospective réalisée par Mertens en 2011, afin de déterminer si une modification de la surface d'implant en titane par des fluorures a des effets positifs cliniques. Les 17 patients inclus dans cette étude ont reçu 49 implants OsseoSpeed pour diverses indications dans le maxillaire et la mandibule. Les implants ont été soit chargés immédiatement ou après une période de cicatrisation moyenne de 9,56 semaines. Quinze patients ont été suivis cliniquement, y compris par un examen radiographique pendant 5 ans. Quarante-deux implants ont été évalués pour la survie des implants, la perte osseuse marginale, les complications prothétiques, la présence ou l'absence de la plaque, les signes de l'inflammation et la taille de la papille. Sur les 17 patients initiaux, 15 patients étaient disponibles pour l'ensemble des 60 mois de suivi. Un échec d'implant a eu lieu au début, conduisant à un taux de survie des implants de 97%. Les analyses radiographiques ont démontré des conditions osseuses stables avec une perte osseuse marginale moyenne de 0,1 mm après 5 ans. Les implants chargés

immédiatement n'ont pas montré une perte moyenne différente d'os marginal par rapport à des implants qui n'ont pas été chargés immédiatement. Des examens répétés des tissus mous ont révélé des conditions saines sur le plan de la plaque de 6,1% et 4,2% des implants avec des signes d'inflammation au bout de 5 ans. En conclusion, les implants utilisés dans cette étude avaient un taux élevé de survie et de réussite après 5 ans. L'os marginal a été bien maintenu, quel que soit le mode de mise en fonction.

Dans une étude en 2011, Collaert et coll. se sont également intéressés à la perte du niveau osseux marginal pour des implants OsseoSpeed mis en charge immédiatement après une édentation totale à la mandibule.

Vingt-cinq patients, complètement édentés à la mandibule, ont été traités consécutivement avec cinq implants modifiés à l'acide hydrofluorique qui ont été chargés fonctionnellement avec une restauration provisoire. La perte osseuse a été mesurée à partir du jour de l'opération à 3, 6, 12 et 24 mois. Les implants ont été considérés comme un succès au bout de 24 mois si la perte osseuse radiographique ne dépassait pas 1 mm, qu'il n'y avait pas de douleur ou de mobilité. L'analyse statistique a été effectuée sur les patients. Tous les implants ont survécu et la perte osseuse au niveau de l'implant après 3, 6, 12 et 24 mois était de 0,14, 0,13, 0,11 et 0,11 mm, respectivement. Aucun des implants n'avait perdu plus d'1 mm d'os au bout de 2 ans. La perte osseuse moyenne après 2 ans était de 0,12 mm, avec une profondeur des poches de 2,45 mm et un indice de saignement de 0,55 %. En conclusion, la mise en charge immédiate d'implants modifiés par fluorure est un traitement prévisible qui donne un taux de survie élevé et un taux de réussite après 2 ans.

Grâce à ces deux études, les auteurs se sont intéressés cliniquement à la perte osseuse marginale après mise en charge immédiate des implants (mais également différée pour l'étude de Mertens). Les deux études présentaient des résultats cliniques très intéressants, concluant donc que le traitement de surface modifiée par l'acide fluorhydrique des implants OsseoSpeed était à l'origine d'une perte osseuse marginale faible. Or, ce genre de résultats a également été obtenu pour la surface TiOblast, qui ne présente pas de modification chimique de sa surface par des fluorures.

En effet, en 2008, Collaert et coll. s'étaient déjà intéressés aux apports de la surface TiOblast sur la perte osseuse marginale après mise en charge immédiate. Cette étude

prospective rendait compte du résultat, au bout de 3 ans, d'implants Astra Tech Dental mis en charge immédiatement au niveau de maxillaires complètement édentés. L'étude était basée sur la survie des implants et sur l'évaluation radiologique de niveau osseux. 195 implants avec une surface TiOblast ont été mis en place chez 25 patients traités consécutivement (tranche d'âge: 42-76 ans), dont 8 étaient des fumeurs, 12 avaient des antécédents confirmés de parodontite et 6 avaient une masse osseuse insuffisante. Les implants ont été insérés en un temps chirurgical et fonctionnellement chargés dans les 24 h avec des restaurations provisoires. Après 6 mois, la stabilité de chaque implant a été vérifiée en utilisant un couple manuel de 20 N/cm et la restauration provisoire a été remplacée par une restauration définitive. Le niveau de l'os a été évalué à l'aide de radiographies à partir du jour de la chirurgie jusqu'à 3 ans et utilisé pour calculer la perte osseuse moyenne au niveau des patients. Aucun échec n'est survenu au niveau des implants ou des prothèses, le taux de survie total étant de 100%. La perte osseuse marginale moyenne était de 0,58 mm, 0,6 mm, 0,63 mm et 0,72 mm après 6 et 12 mois, et 2 et 3 ans, respectivement. 82% ont perdu moins d'1 mm d'os marginal entre le début et 1 an. Après 3 ans, 86% ont une perte osseuse totale inférieure à 1,5 mm. Les implants exprimant une perte osseuse ont tous été insérés chez les patients fumeurs.

Cette étude permet de conclure que la surface TiOblast a les mêmes effets bénéfiques sur la perte osseuse marginale que la surface OsseoSpeed, pour des implants mis en charge précocement. Il semblerait donc que la modification chimique par l'acide fluorhydrique des implants OsseoSpeed n'aurait aucun avantage sur la perte osseuse marginale.

D. SOCIETE BIOMET 3i

1. Innovation: NanoTite

La microtopographie de l'implant OsseoTite associée aux dépôts de cristaux de phosphate de calcium (CaP) à échelle nanométrique crée une topographie de surface plus complexe, commercialisée par la firme 3i sous le nom de NanoTite (Figure 52). Ce revêtement bioactif obtenu par un dépôt discret de particules de phosphate de calcium, de 10 à 100 nm, à l'aide d'une solution sol-gel. Le mot « discret » signifie qu'il s'agit de

nanograins individualisés. Ils ne forment pas une couche continue. Ils couvrent approximativement 50 % de la surface rugueuse de l'implant OsseoTite.

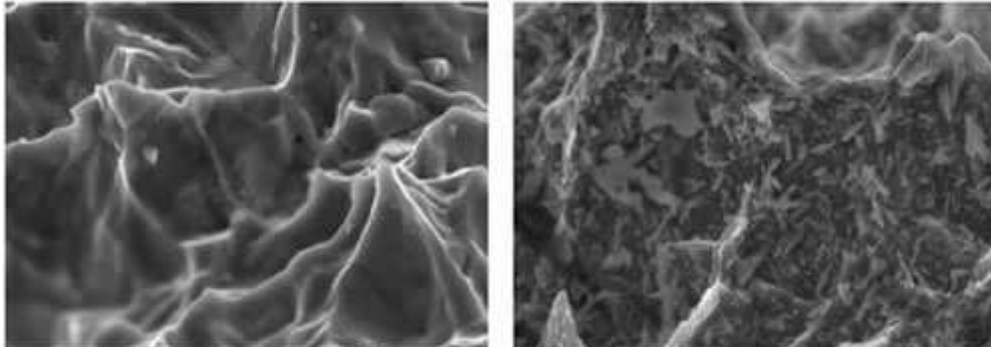


Figure 52 : Surface OsseoTite et surface NanoTite (Firme Biomet 3i)

L'implant NanoTite se base sur le succès de la surface OsseoTite en créant une topographie de surface plus complexe et en optimisant les avantages biologiques du phosphate de calcium (CaP).

Traditionnellement, le CaP est appliqué sur la surface de l'implant par projection plasma pour obtenir un revêtement compris entre 50 et 100 μm . Les caractéristiques même des revêtements obtenus par projection plasma les exposent à des phénomènes tels que le décollement ou la dissolution du contenu amorphe du revêtement. L'interface CaP/Titane est chargée en impuretés qui génèrent souvent une perte d'ostéo-intégration. Les bénéfices du CaP peuvent être dans ce cas réduits par certains facteurs de risque.

L'implant NanoTite est complètement différent. Le phosphate de calcium n'est pas appliqué par projection plasma mais par « auto-assemblage » à partir d'une solution. Ce n'est pas un revêtement mais des dépôts discrets cristallins qui occupent environ 50 % de la surface OsseoTite. La quantité totale du phosphate de calcium sur un implant NanoTite est si petite qu'elle représente moins de 20 microgrammes (soit un tiers du poids d'un grain de sel de table), quantité 1000 fois inférieure aux 20 000 microgrammes de phosphate de calcium sur les surfaces classiques d'hydroxyapatite.

Du fait de la forte cristallinité des cristaux de CaP, la dissolution des cristaux sur un implant NanoTite est extrêmement faible en présence d'un pH physiologiquement neutre. Ceci permet aux implants d'avoir une phase d'ostéo-intégration plus cohérente et stable, permettant au site implantaire de bénéficier au maximum des avantages de ce biomatériau. De plus, le processus de dépôt discret (DCD) augmente de 200 % la micro-surface de l'implant. Cette micro-complexité de la surface joue un rôle dans la formation précoce de l'os (Figure 53).

1. Des particules cristallines, de taille nanométrique, de phosphate de calcium (CaP) sont en suspension dans la solution.

2. Ces particules sont ensuite amenées à « s'auto-assembler » sur la surface de l'implant en oxyde de titane.

3. Ce phénomène produit des dépôts discrets de cristaux de 10 à 100 nanomètres de long sur la surface OsseoTite, obtenue par double mordançage acide. La force d'arrachement des cristaux liés à la surface OsseoTite dépasse la force d'arrachement minimale, 34,5 MPa, fixée par la norme ASTM (F 1609-603) pour les implants avec revêtements HA classiques.

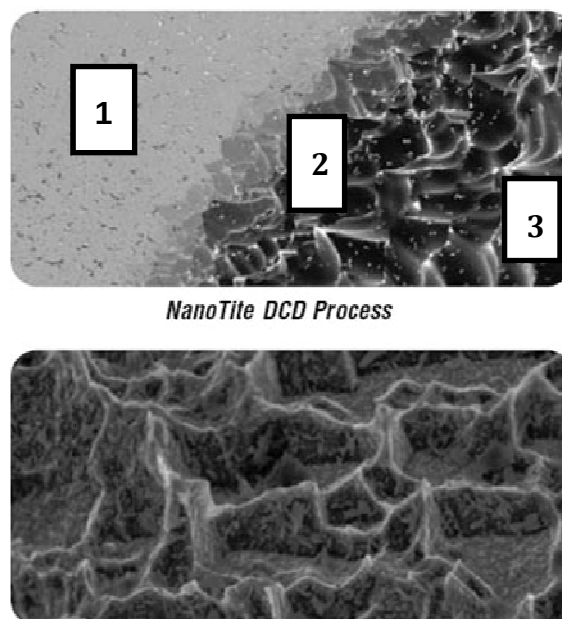


Figure 53 : Surface NanoTite à un grossissement x 20 000 (Société 3i)

2. Etudes pré-cliniques

En 2007, Mendes et coll. ont comparé le comportement mécanique à l'interface os-implant de deux procédés de traitements de surface d'implants dans un fémur de rat. Le premier groupe de traitement de surface était constitué de dépôts discrets de cristaux de phosphate de calcium suivi d'un mordantage acide (Nanotite). Le second groupe de traitement de surface n'était constitué que de phosphate de calcium (non-DCD). Pendant les essais mécaniques, les échantillons non-DCD ont été faciles à détacher de la surface de l'implant sans aucun dommage, ou au minimum, de la structure osseuse. En outre, la force de détachement liée à ces échantillons a été enregistrée comme une valeur beaucoup plus faible par rapport à des échantillons NanoTite. Au contraire, lorsque les échantillons NanoTite ont été testés, la résistance au détachement a conduit à la fracture du tissu osseux. Le tissu osseux a toujours été observé fixé à la surface de l'implant.

Ils ont donc pu constater que, neuf jours après la pose chirurgicale des implants, le moment de torsion était significativement plus élevé pour les implants ayant subi un traitement de surface avec de discrets cristaux de CaP suivi du mordantage acide. Ils ont donc conclu que le contact os-implant était favorisé par ce type de traitement de surface.

3. Etudes cliniques

Dans une étude en 2007, Orsini et coll. se sont intéressés à l'impact de ce traitement de surface chez l'homme au niveau du maxillaire postérieur. La pose d'implants dentaires dans le maxillaire postérieur a été associée à des taux plus élevés d'échec qui sont dus, en partie, à la mauvaise qualité osseuse de cette région. Le but de cette étude était de réaliser une évaluation histologique et histomorphométrique de l'os autour d'un implant avec un traitement de surface créé par un dépôt de particules de taille nanométrique de phosphate de calcium associé à double mordantage acide. Un implant avec un traitement de surface associant un double mordantage acide et un dépôt discret de CaP (NanoTite) et un implant avec le double mordantage acide de surface sans traitement autre (OsseoTite) ont été placés dans le maxillaire postérieur de 15 patients qui voulaient restituer leur dentition. Après 2 mois de cicatrisation, l'ensemble des tissus durs et mous ainsi que les implants ont été récupérés avec l'aide de trépan et

évalués en microscopie confocale à balayage laser et par microscopie optique pour l'analyse histomorphométrique du contact os-implant (COI). Les observations histologiques des implants sans dépôts de CaP ont montré un COI de 19 % contre 32 % pour les implants avec dépôts discrets de nanoparticules de phosphate de calcium. Cette différence montre donc qu'après 2 mois de cicatrisation, la régénération osseuse au contact des implants avec une surface NanoTite est plus importante que pour les implants avec un double mordantage acide (OsseoTite).

Ce même type d'étude a également été réalisé en 2007 par Goené et coll. L'étude randomisée, contrôlée comprenait 9 patients qui présentaient une édentation partielle ou totale qu'ils voulaient restaurer par des implants. Les patients inclus dans l'étude ne présentaient aucune infection active ou une inflammation sévère dans les zones destinées à la pose de l'implant. Un implant de chaque type (9 Osseotite et 9 NanoTite) a été placé pendant ou avant la mise en place des implants définitifs (à savoir ceux qui soutiendrait une prothèse) au niveau du maxillaire postérieur. Les implants ainsi que les tissus environnants ont été prélevés à l'aide de trépan (Figure 54).



Figure 54 : Echantillon contenant l'implant et les tissus environnants (Goené et coll., 2007)

Les résultats histomorphométriques sont illustrés figure 55. Sur les 9 paires d'implants, 3 paires ont été récupérées après 4 semaines de cicatrisation, 5 ont été récupérées après 8 semaines de cicatrisation et une paire n'a pas été récupérée avant 12 semaines. Un implant retiré au bout de 8 semaines (OsseoTite) avait développé une encapsulation fibreuse complète au niveau de l'analyse histologique et, par conséquent un COI de 0 % a été inclus dans les analyses. Lorsque cette valeur a été incluse avec les autres valeurs, les valeurs de COI pour les implants NanoTite et Osseotite ont été de 45 % et 17,2 % respectivement.

Pair	Weeks	% BIC	
		Nanotite	Osseotite
1	4	47.1	13.7
2	4	50.2	20.1
3	4	36.1	11.1
4	8	44.0	35.9
5	8	30.1	18.5
6	8	54.8	22.0
7	8	39.3	25.9
8	8	84.0	0.0
9	12	19.7	7.3

Figure 55 : Comparaison du pourcentage COI entre NanoTite et OsseoTite (Goené et coll., 2007)

Goené et Orsini concluent donc, avec leur étude respective, que les traitements de surface à l'aide de nanoparticules de phosphate de calcium auraient un effet significatif sur la formation osseuse, entraînant une réduction de la période de cicatrisation après la mise en place chirurgicale d'implant. La surface NanoTite présenterait donc un avantage par rapport à la surface OsseoTite sur l'accélération de l'ostéoformation, même si les valeurs pour la surface OsseoTite (Goené et coll., 2007) sont biaisées vu que l'implant perdu par encapsulation fibreuse n'a pas été retiré de l'étude.

E. SOCIETE NOBELBIOCARE

1. Innovation : TiUnite

TiUnite est la surface implantaire brevetée en oxyde de titane de Nobel Biocare. En l'an 2000, Nobel Biocare lance l'utilisation de TiUnite sur le Brånemark System, puis en 2001, les implants du système Replace. Aujourd'hui, TiUnite est utilisé sur tous les implants Nobel Biocare, notamment ceux dotés de cols usinés.

TiUnite est une surface en oxyde de titane (TiO_2) poreuse, modérément rugueuse produite par électro-anodisation à partir d'une surface usinée. En effet, la surface TiUnite est la première surface rugueuse développée par Nobel. Avant cela, Nobel utilisait des implants à surface usinée.

L'électro-anodisation des implants dentaires en titane en vue de la structuration de la surface avec un revêtement en oxyde de titane poreux et épais a commencé au début des années 1980 (Kurze et al. 1984, Neupert et al. 1986). Nobel Biocare a mis au point son propre procédé d'électro-anodisation breveté dans les années 1990, qui favorise la croissance prévisible et contrôlée de la couche d'oxyde de titane : les conditions spécifiques du procédé aboutissent à la fabrication de ce que la firme dénomme « un biomatériau doté d'une structure superficielle unique ». La surface TiUnite présente une topographie micro-structurée arrondie, enrichie en phosphates et hautement cristalline, qui se caractérise par la présence de pores ouverts de très faible diamètre (micromètres), distribués uniformément (Figure 56).

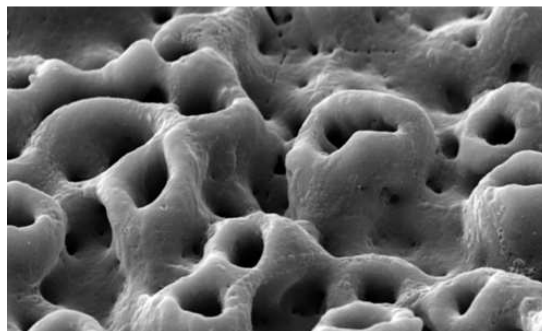


Figure 56 : Surface TiUnite (Société Nobel Biocare)

2. Réponse biologique

a. Propriétés ostéo-conductrices

Schüpbach et coll. (2005) se sont intéressés à la réponse biologique autour des implants TiUnite. A partir de l'os existant, le nouvel os se forme par ostéoconduction directement sur la surface TiUnite en suivant les contours du filetage. Au niveau de la zone d'apposition osseuse, les cellules ostéogéniques peuplent la surface TiUnite et se différencient en ostéoblastes, sécrétant une matrice osseuse non minéralisée (Figures 57 et 58).

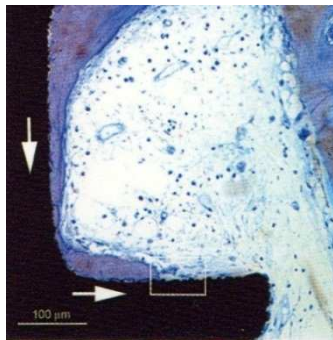


Figure 57 : Vue en microscopie optique de l'ostéogénèse siégeant le long d'une surface TiUnite. Il convient de remarquer la direction de l'apposition osseuse (flèches) (Schüpbach et coll., 2005)

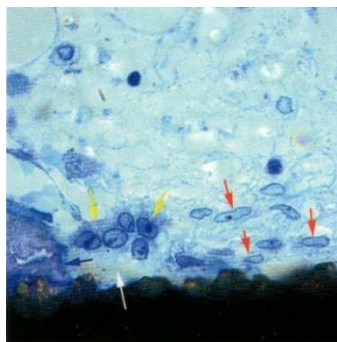


Figure 58 : Grossissement de la zone encadrée de l'image précédente montrant l'avant de la barrière de l'apposition osseuse. Présence d'une population de pré-ostéoblastes (flèches rouges) et d'ostéoblastes (flèches jaunes). Noter également la présence d'ostéoïde (flèche blanche) sur le front de minéralisation (flèche bleue) (Schüpbach et coll., 2005)

b. Interaction des cellules osseuses

Les pré-ostéoblastes forment des prolongements cytoplasmiques appelés pseudopodes, qui sont importants pour la fixation et la migration des cellules sur des surfaces solides. Avec leurs pseudopodes, les pré-ostéoblastes mettent à profit les structures poreuses de TiUnite pour migrer et se fixer à la surface de l'implant (Figure 59 et 60). Les pré-ostéoblastes se différencient en ostéoblastes et commencent la sécrétion de la matrice osseuse. Puis, la matrice osseuse de collagène se minéralise et des dépôts initiaux d'os non lamellaire se forment directement sur la surface TiUnite.

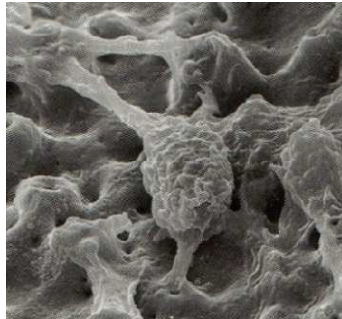


Figure 59 : Image MEB montrant un ostéoblaste attaché par ses pseudopodes aux pores de la surface TiUnite. Echantillon in vivo (Schüpbach et coll., 2005)

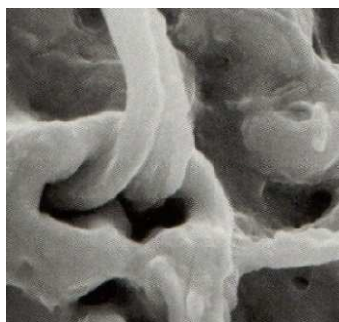


Figure 60 : Image MEB des pseudopodes d'un ostéoblaste ancré dans un pore de TiUnite. Echantillon in vivo (Schüpbach et coll., 2005)

c. Formation osseuse précoce

Etant des cellules bipolaires, les ostéoblastes forment la matrice osseuse collagénique perpendiculairement à la surface TiUnite. Par conséquent, la matrice osseuse est déposée directement dans les pores ouverts de la surface TiUnite (Figure 61). On a montré in vivo que l'os ne s'accroche pas uniquement dans les pores les plus larges, mais également dans les pores plus petits, de diamètre inférieur à 1 μm . La prolifération osseuse dans les pores permet un ancrage solide entre la matrice et l'implant (Figure 62).

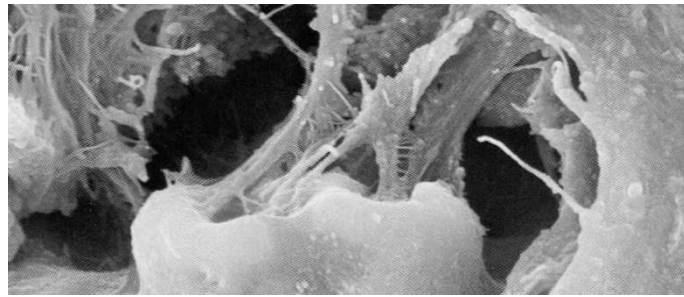


Figure 61 : Image MEB montrant le dépôt de matrice osseuse de collagène dans un pore TiUnite. Echantillon in vivo (Schüpbach et coll., 2005)

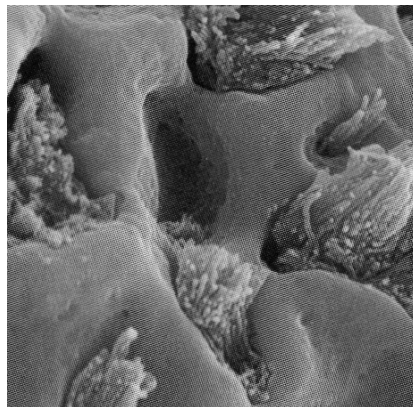


Figure 62 : Grossissement de structure osseuse au sein des pores de TiUnite (Schüpbach et coll., 2005)

3. Etudes pré-cliniques

Les tests ont montré que, par rapport aux implants à surfaces usinées, TiUnite permettait d'obtenir une ostéo-intégration plus rapide des implants en titane grâce à la stimulation de la croissance osseuse (Albrektsson et coll., 2000; Gottlow et coll., 2000).

La réussite d'un traitement implantaire repose sur l'obtention d'une bonne ostéo-intégration, qui se manifeste cliniquement par l'absence de mobilité de l'implant.

La stabilité initiale, obtenue lors de la pose de l'implant, est le résultat d'une intégration mécanique de la vis implantaire dans l'os. Cette stabilité peut être obtenue théoriquement avec n'importe quel type d'implant, quelles que soient ses propriétés de surface, à condition d'assurer un bon engagement du filetage dans l'os. Toutefois, quand il s'agit de maintenir la stabilité mécanique, les caractéristiques de surface de l'implant sont primordiales, notamment dans les situations d'os de faible densité et les protocoles de mise en charge immédiate.

Les facteurs biologiques déterminent également le maintien et l'amélioration de la stabilité implantaire ; il est donc essentiel de disposer d'une surface implantaire participant favorablement au processus biologique de cicatrisation osseuse. Il s'agit là de la différence importante entre TiUnite et les surfaces implantaires usinées. Les propriétés de surface de TiUnite stimulent la croissance osseuse directement à sa surface, ce qui permet une ostéo-intégration significativement plus forte et plus rapide de l'implant (Schüpbach et coll., 2005).

Des études in vivo précliniques ont révélé que le mode de formation osseuse à la surface TiUnite est différent de celui des surfaces implantaires usinées. L'ostéogenèse à la surface des implants usinés se caractérise par une apposition d'os issu de l'ostéotomie. Toutefois, sur les implants TiUnite, il existe également une croissance osseuse directe à la surface de l'implant. Les analyses histologiques d'implants usinés et TiUnite déposés, incluant le tissu osseux environnant, démontrent une augmentation de la réponse osseuse vis-à-vis de TiUnite. La formation osseuse suit déjà les contours du filetage de l'implant pendant la phase précoce de cicatrisation, ce qui montre les propriétés ostéo-conductrices de TiUnite (Schüpbach et coll., 2005).

C'est à cela que se sont intéressés Burgos et coll. en 2008. En effet, l'objectif de leur étude était de décrire les événements précoces de l'intégration osseuse des implants en titane avec des surfaces oxydées et des surfaces usinés. Pour cela, 9 lapins blancs adultes de Nouvelle Zélande et 18 implants ont été utilisés dans l'étude. Un implant oxydé TiUnite et un implant usiné, placés dans la métaphyse tibiale droite de chacun des 9 lapins, ont été analysés. Les implants ont été récupérés après 7, 14 et 28 jours pour l'examen microscopique et des mesures histomorphométriques. L'intégration des implants oxydés s'est produite par une formation osseuse directe sur la surface de l'implant, tandis que l'intégration des implants usinés était le résultat de la croissance osseuse de l'os préexistant et la moelle osseuse. Les valeurs de contact os-implant étaient plus élevées pour les implants TiUnite. En effet, les pourcentages étaient d'environ 20 % à 7 jours, 23 % à 14 jours et 46 % à 28 jours, contre 15 % à 7 jours, 11 % à 14 jours et 26 % à 28 jours pour les implants usinés.

La présente étude confirme l'idée que la modification de surface de l'implant modifie la réponse du tissu osseux. La formation osseuse après mise en place chirurgicale se fait directement sur la surface oxydée, tandis que les surfaces de titane usinées sont intégrées par la croissance osseuse interne de la moelle osseuse adjacente et des tissus osseux préexistants.

En 2005, Xiropaidis et coll. se sont également intéressés aux effets de TiUnite. L'objectif de cette étude a été d'évaluer l'ostéoconduction en comparant le contact os-implant d'une surface avec un recouvrement de CaP et relativement lisse, avec une surface en oxyde de titane modifiée et poreuse (TiUnite). Dix chiens Labrador ont servi pour cette étude. Quatre implants en titane recouverts de CaP (2) ou avec une surface modifiée (2) ont été placés douze semaines après les avulsions des molaires et prémolaires mandibulaires. Les animaux ont reçu une injection de marqueurs osseux fluorescents à 3 et 4 semaines après la chirurgie et avant l'euthanasie pour suivre la progression de la formation osseuse. Ils ont été euthanasiés huit semaines après la chirurgie et des biopsies en bloc ont été préparées pour l'analyse histologique et histomorphométrique. Il n'y avait aucune différence marquante dans la formation osseuse et le contact apparent os-implant en comparant les surfaces recouvertes de CaP et modifiées TiUnite (Figure 63). Cependant les contacts moyens os-implants mesurés étaient respectivement de 71 et 57 % pour les implants modifiés TiUnite et ceux

recouverts de CaP. La surface TiUnite possède des propriétés ostéoconductrices excédant celles procurées par la surface en phosphate de calcium. Une ou plusieurs des propriétés chimique et physique de la surface TiUnite peut résulter dans une formation osseuse impressionnante le long de sa surface. Cette étude indique que la cristallinité et la chimie ou les deux ont leur importance.

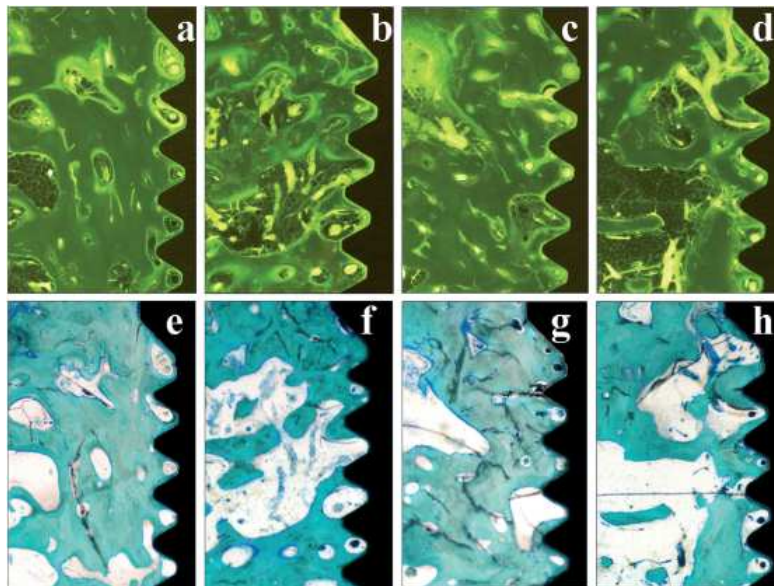


Figure 63 : Coupes en microscopie à fluorescence des implants en oxyde de titane (a et b) et d'implants revêtus de phosphate de calcium (c et d), coupes en microscopie optique (e et h). Noter les réactions osseuses similaires au niveau des deux modifications de surface (Xiropaidis et coll., 2005)

4. Etudes cliniques

Ivanoff et coll., en 2003, ont évalué la réponse osseuse humaine de la surface TiUnite en comparaison à une surface usinée. Pour cela, 20 patients ont reçu chacun un implant usiné et un implant avec une surface TiUnite. Après une période de cicatrisation moyenne de 6,6 mois au maxillaire et 3,5 mois à la mandibule, les implants ont été retirés à l'aide de trépan et une analyse histomorphométrique a été réalisée. Les pourcentages de contact os-implant moyens pour les implants récupérés au maxillaire étaient de 29 % pour les implants TiUnite contre 11 % pour les implants usinés, tandis

que les pourcentages de contact os-implant moyens pour les implants récupérés à la mandibule étaient de 37 % pour les implants TiUnite contre 15 % pour les implants usinés.

Ces résultats permettent de conclure que le potentiel d'ostéoconduction des implants TiUnite serait plus important en comparaison avec des 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. Chez 5 patients volontaires, un ou plusieurs implants supplémentaires ont été placés dans la région postérieure de la mandibule, connue pour son degré de minéralisation faible, où les patients devaient être réhabilités. Il s'agissait d'implants type TiUnite MK III ou MK IV, c'est-à-dire en forme de vis autotaraudante et couverte d'une surface légèrement rugueuse provoquée par une oxydation accrue par anodisation. Deux implants ont été mis en contact occlusal (avec les implants environnants) le jour même de leur insertion tandis que les 7 autres ont été laissés en nourrice pendant 2 mois. Il s'agissait chaque fois d'implants courts variant de 7 à 8,5 mm. Le retrait des implants et l'analyse histologique ont été effectués après une période fonctionnelle de 5 à 9 mois. Tous les spécimens ont montré un os lamellaire en contact intime avec la surface implantaire TiUnite, mais souvent avec un remodelage rapide dans les régions les plus rapprochées de l'implant. L'analyse histomorphométrique offre des résultats intéressants malgré le nombre limité d'observations : 2 implants avec mise en charge immédiate, 6 après une mise en nourrice de 2 mois et une mise en fonction de 5 ou de 7 mois (un implant a été perdu pendant la préparation histologique). La surface de contact entre l'os et l'implant était de 93 % pour la mise en charge immédiate et de 84 et 80 % pour la fonction différée de 5 et 7 mois respectivement.

4^{ème} PARTIE : ETUDES COMPARATIVES

IV. ETUDES COMPARATIVES

A. Menées entre les différentes marques d'implants

Dans une étude en 2012, Choi et coll. ont examiné si les surfaces bioactives étaient plus favorables à l'os que les surfaces bio-inertes par l'évaluation des réponses osseuses autour de deux types implants dentaires. Des implants dont la surface a été modifiée par de l'acide fluorhydrique (OsseoSpeed) ont été comparés avec des implants en oxyde de titane obtenus par électro-anodisation (TiUnite). La microscopie électronique à balayage, la spectroscopie à dispersion d'énergie et la microscopie confocale à balayage laser ont permis d'analyser les caractéristiques de surface de ces implants. Cinq lapins néo-zélandais blancs ont été utilisés pour évaluer la réponse osseuse. Chaque lapin a reçu deux implants: un implant modifié par fluorure dans un tibia et un implant oxydé dans l'autre. Le forage a été effectué au niveau des deux corticales osseuses, et un défaut osseux a été créé dans la corticale supérieure. Le pourcentage de contact os-implant et la surface osseuse ont été mesurés sur des échantillons histologiques 2 semaines après insertion de l'implant. Les défauts ont été presque remplis avec un nouvel os dans un délai de 2 semaines. L'analyse histomorphométrique n'a révélé aucune différence significative dans le pourcentage de contact os-implant et la surface osseuse. Dans la limite de cette étude, la surface modifiée par fluorure ne peut montrer aucune supériorité par rapport à la surface anodisée en réponse osseuse précoce.

En 2012, Al Hamdan et coll. se sont intéressés à la comparaison des implants SLActive et NanoTite. Vingt-deux implants SLActive et vingt-deux implants Nanotite ont été insérés dans les mandibules de 11 chiens de race beagle. Les animaux ont été divisés en trois groupes en fonction du temps de guérison (groupe A, 2 semaines; groupe B, 4 semaines; groupe C, 8 semaines). L'analyse de la fréquence de résonance (RFA) a été effectuée immédiatement après la pose des implants et après 2, 4, et 8 semaines de cicatrisation. 2, 4 et 8 semaines après l'implantation, les animaux ont été sacrifiés et la quantité d'os entourant les implants a été évaluée en utilisant la tomographie assistée par ordinateur. Pour les implants SLActive et NanoTite, les valeurs RFA ont diminué au bout de 2 semaines et ont augmenté après 4 et 8 semaines de cicatrisation. Après 8

semaines, la valeur moyenne RFA pour les implants SLActive était significativement plus élevée que la valeur moyenne RFA pour les implants NanoTite. Pour les différentes périodes de guérison, aucune différence significative dans le volume osseux n'a été observée pour les implants SLActive et NanoTite. Les implants SLActive et NanoTite ont évoqué une réponse osseuse similaire après l'implantation pour 2, 4 et 8 semaines dans une position non enfouie dans les mandibules de chiens.

B. Menées au sein d'une marque, entre les différentes surfaces d'implants

Dans une étude en 2011, Lang et coll. ont évalué l'ostéo-intégration précoce de deux types d'implants, l'un avec une surface hydrophile, l'autre avec une surface « hydrophobe ». Les implants utilisés pour évaluer la guérison osseuse étaient de 4 mm de long et 2,8 mm de diamètre et avaient soit une surface SLActive chimiquement modifiée, soit une surface SLA. Ces dispositifs ont été installés chirurgicalement, de façon enfouie, dans la zone rétro-molaire de 49 humains volontaires et récupérés après 7, 14, 28 et 42 jours de cicatrisation. Un prélèvement avec un trépan d'un diamètre intérieur de 4,9 mm a été appliqué, ce qui permet l'échantillonnage circonconférentielle de 1 mm de tissu avec le dispositif. Des coupes histologiques ont été préparées et des analyses histomorphométriques des composants tissulaires (c'est-à-dire l'os ancien, l'os nouvellement formé, les débris d'os et les tissus mous) en contact avec les surfaces périphériques ont été réalisées. Tous les sites périphériques ont guéri sans incident. Toutes les surfaces périphériques ont été partiellement recouvertes de débris osseux. Le processus de formation d'os nouveau avait déjà commencé pendant la première semaine de cicatrisation dans les régions trabéculaires et augmenté progressivement jusqu'à 42 jours. Le pourcentage de contact direct entre l'os nouvellement formé et le dispositif (contact os-implant) au bout de 2 et 4 semaines a été plus prononcé du côté de la surface SLActive que celui de la surface SLA (14,8% vs 12,2% et 48,3% contre 32,4 %, respectivement), mais après 42 jours, ces différences n'étaient plus évidentes (61,6% vs 61,5%). Alors que la guérison a montré des caractéristiques similaires au niveau des phénomènes de résorption et apposition osseuse à la fois pour SLActive et SLA entre 7 et 42 jours, le degré d'ostéo-intégration au bout de 2 et 4 semaines était supérieur pour la surface SLActive par rapport à la surface SLA.

Dans une étude en 2008, Abrahamsson et coll. ont souhaité comparer les implants de la firme AstraTech. Six chiens ont été utilisés. Les prémolaires mandibulaires et les premières molaires ont été extraites. Trois mois plus tard, quatre implants ont été placés dans un côté de la mandibule de chaque chien. Les implants de contrôle avaient une surface TiOblast, tandis que les implants d'essai avaient une surface modifiée par fluorure (OsseoSpeed). Deux implants de chaque type ont été placés. Le site a été préparé de manière séquentielle à l'aide de forets. Après préparation, un espace de 1 mm de large existait de manière circonférentielle entre la surface de l'implant et la paroi osseuse. Tous les implants ont été enfouis. La procédure d'installation a été répétée dans le côté opposé des mandibules 4 semaines après la première chirurgie implantaire. Deux semaines plus tard, les animaux ont été euthanasiés et des biopsies de blocs contenant l'implant et les tissus environnants ont été préparées pour l'analyse histologique. L'analyse histologique a révélé qu'une zone beaucoup plus grande d'ostéo-intégration a été créée au sein du défaut de l'implant dont la surface a été modifiée par fluorure qu'au niveau de l'implant avec une surface TiOblast après 6 semaines de cicatrisation. En outre, le degré de contact os-implant au sein de la zone de défaut était plus grand pour les implants modifiés par acide fluorhydrique que pour les implants TiOblast. Ainsi, le pourcentage de COI dans la zone de défaut était, dans les échantillons de 2 semaines, de $55,7 \pm 9,7\%$ pour les implants OsseoSpeed et de $33,7 \pm 11,7\%$ pour les implants TiOblast. Cette différence était statistiquement significative. Après 6 semaines de cicatrisation, le pourcentage de COI a augmenté à $63,7 \pm 19,3\%$ et $45,2 \pm 11,7\%$, pour les implants OsseoSpeed et TiOblast respectivement. Il est suggéré que les surfaces implantaires modifiées par l'acide hydrofluorique favorisent la formation osseuse et l'ostéo-intégration.

En 2010, Mohamed et coll. ont étudié le même genre de phénomène avec des implants de la société 3i. En effet, l'étude a été conçue pour évaluer l'effet de la contamination de surface sur l'ostéo-intégration des implants dentaires entourés par une perte de substance osseuse circonférentielle et de comparer l'ostéo-intégration autour des implants Osseotite avec celle des implants NanoTite. Les prémolaires des deux côtés de la mandibule de 4 chiens beagle ont été extraites. Après une période de guérison de 4 mois, deux implants NanoTite et deux implants Osseotite ont été partiellement insérés dans le côté gauche de chaque mâchoire. Après une période de

guérison de 5 semaines, les implants ont été retirés. Ils ont alors été installés totalement sur le côté contro-latéral des mandibules de chiens. Une perte de substance osseuse circonférentielle de 1 mm entourait les 5 mm de la partie coronale des implants. Après 12 semaines de période de cicatrisation, les chiens ont été sacrifiés et des biopsies ont été obtenues. Des blocs ont été préparés pour l'analyse histomorphométrique. Tous les implants étaient associés à un contact direct os-implant sur la partie de la surface de l'implant entourée par un défaut osseux. Les implants NanoTite ont obtenu de meilleurs résultats que les implants Osseotite. Les résultats ont démontré que les surfaces d'implants, qui ont été encerclés par des défauts osseux, peuvent s'ostéo-intégrer.

De même, en 2012, Abrahamsson et coll se sont intéressés aux effets sur l'ostéo-intégration des dépôts de cristaux de phosphate de calcium sur les surfaces implantaires. Trois mois après l'extraction des prémolaires inférieures chez six chiens Labrador, quatre préparations d'ostéotomie, de 8 mm de profondeur et 3 mm de large, ont été réalisées. Les implants étaient traités par un double mordantage à l'acide (Osseotite). La surface de l'implant d'essai a été, en outre, modifiée par un dépôt discret de cristaux de phosphate de calcium (NanoTite). Chaque deuxième implant placé était une unité de test. Après deux semaines, la procédure de mise en place d'implant a été répétée dans le côté opposé de la mandibule. Deux semaines plus tard, les animaux ont été euthanasiés et des biopsies ont été préparées pour l'analyse histologique.

Le pourcentage de contact os-implant au contact (COI) était plus élevé pour les implants sans dépôts discrets de cristaux de phosphate de calcium (Osseotite) que pour ceux avec dépôts (NanoTite). Il est suggéré que le dépôt à l'échelle nanométrique de cristaux de phosphate de calcium sur une surface d'implant modifiée par un double mordantage acide n'a pas permis d'améliorer l'intégration des tissus.

Les comparaisons entre les deux types d'implants utilisés dans la présente expérience (NanoTite et Osseotite) ont été signalées précédemment. Ainsi, Vignoletti et coll. (2009), dans une expérience sur des chiens, n'ont pas réussi à démontrer les différences en pourcentage du contact os-implant entre les implants NanoTite et les implants Osseotite après des périodes de guérison variant entre 4 h et 3 semaines.

Enfin, Telleman et coll. (2010) ont analysé des échantillons d'implants expérimentaux récupérés qui ont été placés avec une greffe osseuse chez 15 patients.

L'évaluation histologique montre une distinction entre l'os maxillaire natif entourant la partie apicale et l'os nouvellement formé autour de la partie marginale des implants. Bien que des valeurs de contact os-implant plus élevées aient été signalées pour les implants NanoTite que pour les implants Osseotite au niveau de l'os natif, aucune différence entre les deux types d'implants n'a été détectée dans la zone de l'os nouvellement formé.

Dans l'expérience actuelle, indépendamment du compartiment osseux ou du temps de guérison, les pourcentages de contact os-implant étaient systématiquement plus élevés pour les implants Osseotite que pour les implants NanoTite. Cette constatation est en conformité avec les résultats rapportés ci-dessus. Les résultats contradictoires des comparaisons entre les implants avec les surfaces en NanoTite ou Osseotite présentés dans la littérature et les résultats de l'expérience actuelle indiquent que des preuves convaincantes sur les effets positifs de dépôts discrets de cristaux de phosphate de calcium sur la surface d'implant modifiée par un double mordantage à l'acide sur l'ostéo-intégration manquent.

CONCLUSION

CONCLUSION

L'implantologie actuelle est caractérisée par l'évolution de concepts fondamentaux. Cette évolution est fondée sur des études scientifiques. Elle recherche une optimisation de la fiabilité thérapeutique, un résultat prothétique de plus en plus esthétique et une diminution du temps global du traitement. Au cours des dernières années, les principes établis par l'école suédoise ont considérablement évolué tout en optimisant la fiabilité thérapeutique. Une de ces grandes évolutions concerne les propriétés de surface implantaire, qui ont été améliorées pour perfectionner l'ancrage mécanique et la réponse biologique. Depuis les surfaces lisses proposées par le professeur Brånemark, de nouveaux traitements sont apparus, obtenus soit par altération des surfaces lisses, soit par ajout de substance sur le titane usiné. On obtient alors une surface implantaire rugueuse. Les études in vitro et animales ont prouvé que les surfaces rugueuses sont plus favorables à la réponse osseuse et à l'ostéo-intégration par rapport aux surfaces lisses, car elles permettent une formation osseuse plus importante et augmentent la force de dépose de l'implant. Ces données signifient cliniquement que, devant un patient avec des facteurs locaux défavorables, tel qu'un faible support osseux ou un os de faible qualité, l'utilisation d'implants à surface rugueuse semble être l'indication de choix afin d'espérer la meilleure ostéo-intégration. Le but recherché par les laboratoires de fabrication des implants oraux des techniques de modifications d'état de surface est la diminution du temps de cicatrisation nécessaire avant la mise en charge de l'implant. Les nouvelles surfaces commercialisées permettraient de diminuer ce délai jusqu'à 4 à 6 semaines. Cependant les données scientifiques sont peu nombreuses à ce sujet. Si les comparaisons entre les surfaces lisses et les surfaces rugueuses sur la régénération osseuse ont été très largement étudiées, mettant en lumière l'efficacité indiscutable de la rugosité de surface sur la cicatrisation osseuse, peu de chercheurs se sont intéressés à ces nouveaux traitements de surface. Certes, leur développement récent ne permet pas d'avoir un recul clinique important, néanmoins, les comparaisons sont minimales et les résultats obtenus très souvent contradictoires.

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

obtenus avec les implants recouverts d'hydroxyapatite en sont un exemple. D'après les études réalisées à ce jour, il faut bien constater que :

- Les études ne démontrent pas vraiment des différences notables entre les surfaces rugueuses déjà existantes et les nouvelles surfaces devant accélérer l'ostéo-intégration.
- Les quelques études comparatives ne montrent pas de supériorité entre la surface censée accélérer la cicatrisation osseuse d'une marque d'implant par rapport à une autre.

En conclusion, la volonté de développer des surfaces implantaires capables d'accélérer l'ostéo-intégration, et de ce fait, réduire les délais de traitement, est bien réelle. Toutefois, il y a trop peu d'études pour valider l'amélioration que pourraient apporter ces surfaces. Des travaux sur la biologie de la cicatrisation osseuse semblent nécessaires avant que nous puissions diminuer encore les délais actuellement requis qui sont au minimum de 2 mois.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ABRAHAMSSON I, ALBOUY JP, BERGLUNDH T

Healing at fluoride-modified implants placed in wide marginal defects: an experimental study in dogs.

Clin. Oral Implants Res. 2008; 19: 153-9.

ABRAHAMSSON I, LINDER E, LARSSON L, BERGLUNDH T

Deposition of nanometer scaled calcium-phosphate crystals to implants with a dual acid-etched surface does not improve early tissue integration.

Clin. Oral Implants Res. 2012 Feb 9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02424.

ADRIANSSENS P, HERMAN M

Immediate implant function in the anterior maxilla: a surgical technique to enhance primary stability for Brånemark MKIII and MKIV implants. A randomized, prospective clinical study at the 1-year follow-up.

Appl. Osseointegr. Res. 2001; 2: 17-21.

ALBREKTSSON T, BRANEMARK PI, HANSSON HA, LINDSTROM J

Osseointegrated titanium implants. Requirements for insuring a long-lasting direct bone anchorage in man.

Acta. Orthop. Scand. 1981; 52: 155-170.

ALBREKTSSON T, ZARB GA, WORTHINSTON P, ERIKSSON AR

The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.

J. Oral Maxillofac. Implants 1986; 1: 11-25.

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: 61-72.

AL-HAMDAN SH, AL-HAMDAN K, JUNKER R, JANSEN JA

Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: implant stability and microcomputed tomographic analysis.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2012; 27: 77-83.

AUGER P, GRMEK MD

Titane.

Encyclopédie internationale des sciences et des techniques. Tome 10. Paris : Presses de la Cité, 1973 : 511-515.

BAIER RE, NATIELLA JR, MEYER AE, CARTER JM

Importance of implant surface preparation for biomaterials with different intrinsic properties. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstructions.

Bruxelles: Excerpta Medical, 1986.

BAKER D, LONDON RM, O'NEAL R

Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1999; 14: 722-8.

BELOV AF, WILLIAMS JC

Titanium and titanium alloys – Scientific and technological aspect.

New York: Plenum Press Publ. Co., 1982.

BERGLUNDH T, ABRAHAMSSON I, ALBOUY JP, LINDHE J

Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs.

Clin. Oral Implants Res. 2007; 18: 147-52.

BERT M, MISSIKA P, GIOVANNOLI JL

Gestion des complications implantaire.

Paris : Quintessence International, 2005.

BERT M, MISSIKA P

Les clés du succès en implantologie: Prévenir les complications et les échecs.

Paris : CdP, 2009.

BORNSTEIN MM, VALDERRAMA P, JONES AA, WILSON TG, SEIBL R, COCHRAN DL

Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles.

Clin. Oral Implants Res. 2008; 19: 233-241.

BRANEMARK PI

Vital microscopy of bone marrow in rabbit.

Scand. J. Clin. Lab. Invest. Suppl. 1959; 11: 1-82.

BRANEMARK P I, BREINE U, ADELL R, HANSSON O, LINDSTROM J, OHLSSON A

Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies.

Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1969; 3: 81-100.

BRANEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O, OHMAN A

Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.

Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl. 1977; 16: 1-132.

BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T.

Tissue-integrated prosthesis : osseointegration in clinical dentistry.

Chicago : Quintessence International, 1985.

BURGOS PM, RASMUSSEN L, MEIRELLES L, SENNERBY L

Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia.

Clin. Implant Dent. Relat. Res. 2008; 10: 181-90.

BUSER D, SCHENK RK, STEINEMANN S

Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs.

J. Biomed. Mater. Res. 1991; 25: 889-902.

BUSER D, NYDEGGER T, OXLAND T, COCHRAN DL, SCHENK RK, HIRT HP, SNETIVY D, NOLTE LP

Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs.

J. Biomed. Mater. Res. 1999; 45: 75-83.

BUSER D, BROGGINI N, WIELAND M, SCHENK RK, DENZER AJ, COCHRAN DL, HOFFMANN B, LUSSI A, STEINEMANN SG

Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface.

J. Dent. Res. 2004; 83: 529-533.

CHOI JY, LEE HJ, JANG JU, YEO IS

Comparison Between Bioactive Fluoride Modified and Bioinert Anodically Oxidized Implant Surfaces in Early Bone Response Using Rabbit Tibia Model.

Implant Dent. 2012; 21: 124-128.

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: 579-596.

COLLAERT B, DE BRUYN H

Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study.

Clin. Oral Implants Res. 2008; 19: 1254-60.

COLLAERT B, WIJNEN L, DE BRUYN H

A 2-year prospective study on immediate loading with fluoride-modified implants in the edentulous mandible.

Clin. Oral Implants Res. 2011; 22: 1111-6.

CORDIOLI G, MAJZOUN Z, PIATELLI A, SCARANO A

Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2000; 15: 668-74.

CORWIN JA, MOREHEAD JR

The origin of osteoclasts in estrogen-stimulated bone resorption of the pubic symphysis of the mouse.

Anat. Rec. 1971; 171: 509-16.

DAVARPANA N, MARTINEZ H, KEBIR M et coll

Manuel d'implantologie clinique.

Rueil-Malmaison : CdP, 1999.

DAVARPANA M, SZMUKLER-MONCLER S, MOLLOY S, JAKUBOWICZ-KOHEN B, CARAMAN M, KHOURY PM et coll

Théorie et pratique de la mise en charge immédiate.

Paris : Quintessence International, 2007.

DAVARPANA N, SZMUKLER-MONCLER S, KHOURY PM, JAKUBOWICZ-KOHEN B, MARTINEZ H

Manuel d'implantologie clinique - 2e édition Concepts, protocoles et innovations récentes

Rueil-Malmaison : CdP, 2008.

DEL FABBRO M., TESTORI T., FRANCETTI L., TASCHIERI S., WEINSTEIN R.

Revue systématique des taux de survie des implants dentaires après mise en charge immédiate.

Parodont. Dent. Res. 2006; 26: 248-263.

D'HOEDT B, BUSING CM

Die Einheilung von Al₂O₃ keramik aus beispiel des Tübinger implantates histologische und röntgenologische.

Fortschr. Zahnärztl. Implantol. 1985; 1: 150-162.

D'HOEDT B, SCHULTE WA

A comparative study of results with various endosseous implant systems.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1989; 4: 95-105.

ELLINGSEN JE, JOHANSSON CB, WENNERBERG A, HOLMEN A

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

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2004; 19: 659-66.

EMNEUS H, STENRAM U, BAECKLUND J.

An x-ray spectrographic investigation of the soft tissue around titanium and cobalt alloy implants.

Acta. Orthop. Scand. 1960; 30: 226-36.

ERICSSON I, RANDOW K, GLANTZ PO, LINDHE J, NILNER K

Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants.

Clin. Oral Implants Res. 1994; 5: 185-9.

ERIKSSON AR, ALBREKTSSON T

Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury; a vital microscopic study in the rabbit.

J. Prosthet. Dent. 1983; 50: 101-107.

ERIKSSON C, NYGREN H, OHLSON K

Implantation of hydrophilic and hydrophobic titanium discs in rat tibia: cellular reactions on the surfaces during the first 3 weeks in bone.

Biomaterials 2004; 25: 4759-66.

FRIBERG B, JEMT T, LEKHOLM U

Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1991; 6: 142-6.

GARCIA AJ, KESELOWSKY BG

Biomimetic surfaces for control of cell adhesion to facilitate bone formation.

Crit. Rev. Eukaryot. Gene Expr. 2002; 12: 151-62.

GOENE RJ, TESTORI T, 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. Periodontics Restorative Dent. 2007; 27: 211-9.

GOTFREDSEN K, WENNERBERG A, JOHANSSON C, SKOVGAARD LT, HJORTING-HANSEN E

Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits.

J. Biomed. Mater. Res. 1995; 29: 1223-31.

GOTFREDSEN K, BERGLUNDH T, LINDHE J

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

Clin. Implant Dent. Relat. Res. 2000; 2: 120-8.

GOTTLOW J, JOHANSSON C, ALBREKTSSON T, LUNDGREN AK

Biomechanical and histologic evaluation of the TiUnite and OsseoTite implant surfaces in rabbits after 6 weeks of healing.

Appl. Osseointegration Res. 2000; 1: 25-27

IVANOFF CJ, SENNERBY L, LEKHOLM U

Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits.

Clin. Oral Implants Res. 1996; 7: 120-7.

IVANOFF CJ, WIDMARK G, JOHANSSON C, WENNERBERG A

Histologic evaluation of bone response to oxidized and turned titanium micro-implants in human jawbone.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2003; 18: 341-8.

JAFFIN RA, BERMAN CL

The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis.

J. Periodontol. 1991; 62: 2-4.

JHONS RB, JEMT T, HEATH MR, HUTTON JE, McKENNA S, McNAMARA DC, VAN STEENBERGHE D, TAYLOR R, WATSON RM, HERRMANN I

A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1992; 7: 513-22.

KESELOWSKY BG, COLLARD DM, GARCIA AJ

Surface chemistry modulates fibronectin conformation and directs integrin binding and specificity to control cell adhesion.

J. Biomed. Mater. Res. A. 2003; 66: 247-59.

KESELOWSKY BG, COLLARD DM, GARCIA AJ

Surface chemistry modulates focal adhesion composition and signaling through changes in integrin binding.

Biomaterials 2004; 25: 5947-54.

KLOKKEVOLD PR, JOHNSON P, DADGOSTARI S, CAPUTO A, DAVIES JE, NISHIMURA RD

Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit.

Clin. Oral Implants Res. 2001; 12: 350-7.

KURZE P, KRYSMANN W, MARX G, KNOFLER W, GRAF HL, HAMPEL H

Beschichtetes Implantat. DD 210 607, 20.6.84, Patentschrift WP A61F/2439385.

LANG NP, SALVI GE, HUYNH-BA G, IVANOVSKI S, DONOS N, BOSSHARDT DD

Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans.

Clin. Oral Implants Res. 2011; 22: 349-56.

LAZZARA RJ, TESTORI T, TRISI P, PORTER SS, WEINSTEIN RL

A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces.

Int. J. Periodontics Restorative Dent. 1999; 19: 117-29.

LAZZARA RJ, TESTORI T, MELTZER A, MISCH C, PORTER S, DEL CASTILLO R et coll

Immediate occlusal loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines.

Pract. Proced. Aesthet. Dent. 2004; 16: 3-15.

LEKHOLM U, ZARB GA

Patient selection and preparation. In :BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T;
Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry.

Chicago: Quintessence International, 1985.

LEMONS J

Biomaterials, biomechanics, tissue healing and immediate-function dental implants.

J. Oral Implantol. 2004; 30: 318-324.

LISTGARTEN MA, LANG NP, SCHROEDER HE, SCHROEDER A.

Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants

Clin. Oral Implants Res. 1991; 2: 1-19.

MARTINEZ H, DAVARPANAH M, MISSIKA P, CELLETTI R, LAZZARA R

Optimal implant stabilization in low density bone.

Clin. Oral Implants Res. 2001; 12: 423-32.

MARTINEZ H, MISSIKA P

Early loading: has it become the conventional protocol?

J. Parodontol. Implantol. Orale 2007; 26: 281-302

MARTINEZ H, RENAULT P

Les implants : Chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique.

Paris : CdP, 2008.

MENDES VC, MOINEDDIN R, DAVIES JE

The effect of discrete calcium phosphate nanocrystals on bone-bonding to titanium surfaces.

Biomaterials 2007; 28: 4748-4755.

MERTENS C, STEVELING HG

Early and immediate loading of titanium implants with fluoride-modified surfaces: results of 5-year prospective study.

Clin. Oral Implants Res. 2011; 22: 1354-60.

MOHAMED S, POLYZOIS I, RENVERT S, CLAFFEY N

Effect of surface contamination on osseointegration of dental implants surrounded by circumferential bone defects.

Clin. Oral Implants Res. 2010; 21: 513-9.

NEUPERT G., KNOFLER W.

Untersuchungen zur Zytotoxizität verschiedener Metalle mit Oxidbeschichtung in vitro.

Stomatol. DDR 1986; 36: 33-36.

OATES TW, VALDERRAMA P, BISCHOF M, NEDIR R, JONES A, SIMPSON J, TOUTENBURG H, COCHRAN DL

Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2007; 22: 755-760.

OLMSTEADT ML, POHLER O, SCHENK R, HOHN RB

Rough titanium screw. Biological ingrowth holding power.

Progress report: Ohio State University, 1983.

ORSINI G, PIATELLI M, SCARANO A, PETRONE G, KENEALY J, PIATELLI A, CAPUTI S

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: 209-18.

PALACCI P, ERICSSON I

Esthétique et implantologie. Gestion des tissus osseux et péri-implantaires

Paris : Quintessence International, 2001.

PEBE P, BARDOT R, TRINIDAD J, PESQUERA A, LUCENTE J, NISHIMURA R, NASR H

Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study.

Implant Dent. 1997; 6: 259-65.

PIATELLI A., CORIGLIANO M., SCARANO A., QUARANTA M.

Réactions de l'os à une mise en charge prématurée d'implants à plasma : étude pilote chez le singe.

Rev. Int. Prodont. Dent. Res. 1997; 17: 163-169.

RAGHAVENDRA S, WOOD MC, TAYLOR TD

Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2005; 20: 425-31.

RAUSCH-FAN X, QU Z, WIELAND M, MATEJKA M, SCHEDLE A

Differentiation and cytokine synthesis of human alveolar osteoblasts compared to osteoblast-like cells (MG63) in response to titanium surfaces.

Dent. Mater. 2008; 24: 102-110.

REINGEWIRTZ Y, SZMUKLER-MONCLER S, SENGHER B

Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology.

Clin. Oral Implants Res. 1997; 8: 189-97.

ROCCI A, MARTIGNONI M, BURGOS PM, GOTTLLOW J, SENNERBY L.

Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible.

Clin. Implant Dent. Relat. Res. Suppl. 2003; 5: 88-98.

ROCCUZZO M, WILSON TG

A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2009; 24: 65-72.

SCHATZLE M, MANNCHEN R, BALBACH U, HAMMERLE CH, TOUTENBURG H, JUNG RE

Stability change of chemically modified sandblasted/acid-etched titanium palatal implants. A randomized-controlled clinical trial.

Clin. Oral Implants Res. 2009; 20: 489-495.

SCHENK RK, BUSER D

Osseointegration : a reality.

Periodontol. 1998; 17: 22-35.

SCHROEDER A, POHLER O, SUTTER F

Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer.

SSO Schweiz Monatsschr. Zahnheilkd. 1976; 86: 713-27.

SCHUPBACH P, GLAUSER R, ROCCI A, MATIGNONI M, SENNERBY L, LUNDGREN AK, GOTTLOW J

The human bone-oxidized titanium implant interface: a microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive X-ray study of clinically retrieved implants.

Clin. Implant Dent. Relat. Res. Suppl. 2005; 7: 36-43.

SCHWARZ F, HERTEN M, SAGER M, WIELAND M, DARD M, BECKER J

Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA titanium implants: preliminary results of a pilot study in dogs.

Clin. Oral Implants Res. 2007; 18: 481-488.

SENNERBY L, THOMSEN P, ERIKSSON L

A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone.

Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1992; 7: 62-71.

SERAPHIN L

Titane.

Paris : Encyclopaedia Universalis, 1995; 695-697

SHIBLI JA, GRASSI S, DE FIGUEIREDO LC, FERES M, MARCANTONIO E J, IEZZI G, PIATELLI A

Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws.

J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater. 2007; 80: 377-85.

SZMUKLER-MONCLER S, SALAMA H, REINGEWIRTZ Y, DUBRUILLE JH

Timing of loading and effect of micromotion on bone dental implant interface: review of experimental literature.

J. Biomed. Mater. Res. 1998; 43: 192-203.

TELLEMAN G, ALBREKTSSON T, HOFFMAN M, JOHANSSON CB, VISSINK A, MEIJER HJ, RAGHOEBAR GM

Peri-implant endosseous healing properties of dual acid-etched mini-implants with a nanometer-sized deposition of CaP: a histological and histomorphometric human study. Clin. Implant Dent. Relat. Res. 2010; 12: 153-60.

TESTORI T, SZMUKLER-MONCLER S, FRANCETTI L, DEL FABBRO M, TRISI P, WEINSTEIN RL

Healing of Osseotite implants under submerged and immediate loading conditions in a single patient: a case report and interface analysis after 2 months. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 2002; 22: 345-53.

TRISI P, MARCATO C, TODISCO M

Bone-to-implant apposition with machined and MTX microtextured implant surfaces in human sinus grafts. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 2003; 23: 427-37.

VAN STEENBERGHE D

Réhabilitation orale immédiate ou rapide à l'aide d'implants. Rueil-Malmaison : CdP, 2006.

VERCAIGNE S, WOLKE JG, NAERT I, JANSEN JA

Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. Clin. Oral Implants Res. 1998; 9: 261-71.

VIGNOLETTI F, JOHANSSON C, ALBREKTSSON T, DE SANCTIS M, SAN ROMAN F, SANZ M

Early healing of implants placed into fresh extraction sockets: an experimental study in the beagle dog. De novo bone formation. J. Clin. Periodontol. 2009; 36: 265-77.

WATZEK G

Preprosthetic and peri-implant surgery. General principles. In: WATZEK G (ed). Endosseous implants : scientific and clinical aspects. Chicago: Quintessence International, 1996

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, ANDERSSON B

Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1993; 8: 622-33.

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, ANDERSSON B, KROL JJ

A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies.
Clin. Oral Implants Res. 1995; 6: 24-30.

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, LAUSMAA J

Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al₂O₃.
J. Biomed. Mater. Res. 1996; 30: 251-60.

WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, ANDERSSON B

Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1996; 11: 38-45.

WENNERBERG A, EKTESSABI A, ALBREKTSSON T, JOHANSSON C, ANDERSSON B

A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1997; 12: 486-94.

WENNERBERG A, HALLGREN C, JOHANSSON C, DANELLI S

A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses.
Clin. Oral Implants Res. 1998; 9: 11-9.

XIROPAIDIS AV, QAHASH M, LIM W, SHANAMAN RH, ROHRER MD, WIKESJO UM, HALL J

Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite)-modified oral implants.
Clin. Oral Implants Res. 2005; 16: 532-9.

ZHAO G, SCHWARTZ Z, WIELAND M, RUPP F, GEIS-GERSTORFER J, COCHRAN DL

High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure.
J. Biomed. Mater. Res. A 2005; 74: 49-58.

Jury : Président : P.AMBROSINI – Professeur des Universités
Juges : N.MILLER – Maître de Conférence des Universités
C.BISSON – Maître de Conférence des Universités
D.JOSEPH – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Mademoiselle HOFF Lorraine, Michelle, Frédérique**

né(e) à: **METZ (Moselle)**

le **21 mars 1986**

et ayant pour titre : « **Influence des traitements de surface implantaire sur l'accélération de l'ostéo-intégration** ».

Le Président du jury,



P. AMBROSINI

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3960

NANCY, le 26.04.2012

L'Administrateur Provisoire de l'Université de Lorraine



J-P. FINANCE

**HOFF Lorraine - INFLUENCE DES TRAITEMENTS DE SURFACE
IMPLANTAIRE SUR L'ACCELERATION DE L'OSTEO-INTEGRATION**

Nancy : 2012 - 105 pages

Th. Chir-Dent : 2012

Mots Clés : Ostéo-intégration
Surface implantaire
Délai de cicatrisation réduit

**HOFF Lorraine - INFLUENCE DES TRAITEMENTS DE SURFACE
IMPLANTAIRE SUR L'ACCELERATION DE L'OSTEO-INTEGRATION**

Nancy : 2012 - 105 pages

L'ostéo-intégration, développée par le Professeur Brånemark au milieu des années 1960, se définit par un contact direct entre le tissu osseux vivant et la surface d'un implant artificiel. Ce concept est caractérisé par des principes fondamentaux, qui sont soit déterminés par l'implant, soit par les conditions de sa mise en place.

L'état de surface implantaire a été identifié comme l'un de ces facteurs importants pour l'intégration de l'implant dans l'os. La structure de l'implant a évolué au cours des années. Les surfaces initialement issues de l'usinage de l'implant ont cédé la place à des surfaces permettant une meilleure mouillabilité du matériau : les surfaces rugueuses, obtenues selon divers procédés.

Puis les laboratoires de fabrication des implants oraux ont mis au point de nouvelles surfaces vers les années 2000, dans le but d'accélérer le processus d'ostéo-intégration et de ce fait, réduire les délais de cicatrisation osseuse. Depuis leur apparition sur le marché, des études cliniques ont été réalisées afin de montrer l'efficacité de ces nouvelles surfaces, mettant en avant une absence de résultats significatifs.

JURY :

M. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
<u>M. N. MILLER</u>	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. C. BISSON	Maître de Conférences des Universités	Juge
M. D. JOSEPH	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur :

Lorraine HOFF
19 rue du Maréchal Foch
57590 DELME

