



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-theses-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>

T/OD/N/2005/0311

ACADEMIE DE NANCY-METZ

D3 32151

UNIVERSITE HENRI POINCARRE-NANCY 1
FACULTE D'ODONTOLOGIE DE NANCY

DOUPE

Année 2005

N° 0344

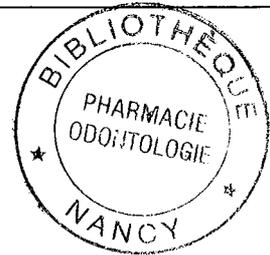
THESE

Pour le

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Par
Philippe Balk

Né le 10 février 1979 à Luxembourg



**CONNAISSANCES ACTUELLES SUR LE REVETEMENT
HYDROXYAPATITE DES IMPLANTS EN TITANE.**

Présentée et soutenue publiquement le 8 novembre 2005

Examineurs de la thèse :

Monsieur M. Panighi
Monsieur P. Ambrosini
Monsieur J. Penaud
Monsieur D. Pongas

Professeur des Universités
Maître de conférence des Universités
Maître de conférence des Universités
Assistant hospitalo-Universitaire

Président
Juge
Juge
Juge

BU PHARMA-ODONTOL



104 071176 0

D

r

r

ppn 082853342

T/OD/N/2005/0311

ACADEMIE DE NANCY-METZ

DB 32151

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ-NANCY 1
FACULTE D'ODONTOLOGIE DE NANCY

Année 2005

N° 0311

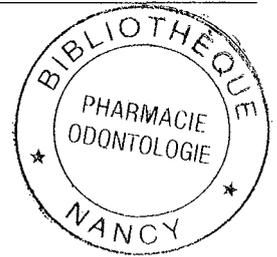
THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par
Philippe Balk

Né le 10 février 1979 à Luxembourg



**CONNAISSANCES ACTUELLES SUR LE REVETEMENT
HYDROXYAPATITE DES IMPLANTS EN TITANE.**

Présentée et soutenue publiquement le 8 novembre 2005

Examineurs de la thèse :

Monsieur M. Panighi
Monsieur P. Ambrosini
Monsieur J. Penaud
Monsieur D. Pongas

Professeur des Universités
Maître de conférence des Universités
Maître de conférence des Universités
Assistant hospitalo-Universitaire

Président
Juge
Juge
Juge

Vice-Doyens : Dr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE - Dr Jacques PREVOST
Membres Honoraires : Pr. F. ABT - Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG -
Pr. M. VIVIER
Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Pédodontie	Mme <u>DROZ Dominique (Desprez)</u> M. PREVOST** Jacques Mme HELFER Violaine (Minaud) Mlle MARCHETTI Nancy Mlle MEDERLE Angélique	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme <u>FILLEUL Marie Pierryle</u> Vacant au 01/11/2005 M. GEORGE Olivier Mme NADEAU Myriam (Marot)	Professeur des Universités* MCUPH Assistant Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M. <u>WEISSENBACH Michel</u> M. ARTIS Olivier Mlle CLEMENT Céline	Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. <u>MILLER** Neal</u> M. AMBROSINI Pascal M. PENAUD Jacques Mme BACHERT Martine M. PONGAS Dimitrios	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. <u>BRAVETTI Pierre</u> M. ARTIS Jean-Paul M. VIENNET Daniel M. WANG Christian M. PERROT Ghislain	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. <u>WESTPHAL** Alain</u> M. MARTRETTE Jean-Marc Mme MOBY Vanessa (Stutzmann)	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. <u>AMORY** Christophe</u> M. PANIGHI Marc M. FONTAINE Alain M. BONNIN Jean-Jacques M. CLAUDON Olivier M. ENGELS DEUTSCH** Marc M. SIMON Yorick	Maître de Conférences Professeur des Universités* Professeur 1 ^{er} grade* Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. <u>SCHOUVER Jacques</u> M. LOUIS** Jean-Paul M. ARCHIEN Claude M. LAUNOIS** Claude M. KAMAGATE Sinan M. HELFER Maxime M. JHUGROO Khoondial M. SEURET Olivier M. WEILER Bernard	Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant associé au 1/10/05 Assistant Assistant Assistant Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle <u>STRAZIELLE** Catherine</u> Vacant au 01/09/2005 M. AREND Christophe	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant

italique : responsable de la sous-section

* temps plein - ** responsable TP - départs et arrivées

Nancy, le 15.10.2005

*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.*

AU PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Marc PANIGHI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Habilité à diriger les recherches par l'Université Henri Poincaré, Nancy-I.

Professeur des Universités

Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vous me faites le grand honneur de
présider ce jury de thèse.

Je tiens à vous remercier pour vos qualités
humaines et pour votre disponibilité tout au long
de ma formation universitaire.

Veillez trouver ici le témoignage de
ma respectueuse reconnaissance.

A MON DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Pascal AMBROSINI

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Assesseur au budget et aux affaires hospitalières

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Parodontologie

Vous avez accepté de diriger et de me proposer le sujet de cette thèse.

Je tiens particulièrement à vous remercier pour tout ce que vous m'avez appris pendant la formation universitaire et pour vos conseils avisés et votre disponibilité tout au long de la réalisation de ce travail.

Veillez trouver ici le témoignage de ma reconnaissance et de ma profonde estime.

A MON JUGE

Monsieur le Docteur Jacques PENAUD

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I

Maître de Conférences des Universités

Sous-section : Parodontologie

Vous me faites le plaisir d'avoir
accepté de juger mon travail.

Acceptez de trouver dans ce travail
l'expression de mon profond respect.

A MON JUGE

Monsieur le Docteur Dimitri PONGAS

Docteur en chirurgie dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Sous-section : Parodontologie

Vous avez accepté spontanément de
juger ce travail.

Soyez assuré de ma reconnaissance
et de mon respect.

A mes parents,

Vous avez su m'encourager pendant toutes ces années et avez fait tant de choses pour moi. Je vous en suis infiniment reconnaissant. Je vous dédie ce travail, témoignage de ma profonde admiration.

A mes 2 sœurs et mon frère,

Nous avons partagé tant de choses... et ça n'est que le début !

A ma princesse,

Qui me fait rêver les yeux ouverts...

A Pierre,

Un grand merci pour mon binôme...pour tout ce que nous avons fait ensemble...."it's a big strong", j'espère te voir bientôt autour d'une bonne mousse.

A Mr.Patou,

Qui cuisine mieux que toi ? Le premier dentiste cuisinier...

Au Coach,

Avec toute cette motivation... tu vas atteindre ton but... cosy !

A Bryan,

T'est vraiment pas assez timide mon Garf... « vous avez entendu ce qu'il a dit madame? »

A l'équipe de Maxillo,

Pierre, Marco, Taupe, Greg, PO et Bob le radar...quelle équipe, gagnante évidemment !

A tous les autres de ma promo,

Je salue tout le monde et je vous souhaite seulement le meilleur...les vacances en Rep.Dom ensemble c'était vraiment de la PECHE...

SOMMAIRE

- INTRODUCTION
- HISTORIQUE ET PRINCIPES D'OSTEOINTEGRATION
- LES DIFFERENTS TYPES DE REVETEMENTS
- L'ENROBAGE D'HYDROXYAPATITE
- IMPLANT EN TITANE RECOUVERT D'HA EN COMPARAISON AVEC LES AUTRES IMPLANTS
- ETUDES CLINIQUES : REVUE BIBLIOGRPHIQUE
- DISCUSSION
- CONCLUSION

Connaissances actuelles sur le revêtement
hydroxyapatite des implants en titane.

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

L'utilisation d'implants dentaires intra-osseux prend de plus en plus d'importance comme traitement de choix en dentisterie. Plusieurs techniques ont été développées pour essayer d'augmenter le pronostic d'une telle intervention. L'une d'entre elles, le recouvrement des implants à l'aide d'hydroxyapatite, a comme objectif de précipiter et d'augmenter le pourcentage de contact os-implant lors du processus d'ostéointégration. Toutefois, l'introduction de ce procédé a donné lieu à plusieurs controverses.

Des échecs anormalement fréquents et destructeurs sont rencontrés avec des implants fabriqués au début des années 90. En 2001, l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé a décidé le 14 mai de suspendre la mise sur le marché, la distribution et l'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Steri-Oss HA, commercialisés par la société Nobel Biocare®, pour une période d'un an.

Une revue de quelques systèmes d'implants recouverts d'hydroxyapatite ainsi que les sources d'échecs rencontrées seront présentées et comparées aux systèmes d'implants en titane commercialement pur à surface lisse ou à surface mordancée.

- Les implants recouverts d'hydroxyapatite (HA) ont été développés dans le but d'obtenir:
 - Une ostéointégration plus rapide
 - Un ancrage plus résistant

- De plus ils auraient les avantages :
 - D'aider à combler l'espace entre le puits de la cavité et l'implant
 - D'obtenir un succès plus élevé chez les patients à faible potentiel de cicatrisation.

➤ Controverse :

Plusieurs cliniciens sont d'avis que les implants recouverts d'HA sont voués à l'échec à court et à long terme. Les recouvrements ne seraient pas stables, cassants, plus susceptibles aux infections bactériennes et une perte d'os précoce en forme de soucoupe. De plus, ils ne représenteraient pas d'avantages significatifs sur les implants en titane.

Ce titre « **Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane** » a été choisi dans un but d'information et de transparence, pour faire le point sur l'utilisation de l'hydroxyapatite en implantologie en tant que matériau de revêtement.

CHAPITRE 2 : HISTORIQUE ET PRINCIPES DE L'OSTEOINTEGRATION

Les différents paramètres nécessaires à l'obtention d'une bonne ostéointégration, définie par Brånemark comme « un contact direct, structurel et fonctionnel entre un os vivant et organisé et la surface d'un implant supportant une charge », sont :

- la biocompatibilité,
- la forme et l'état de surface de l'implant,
- la nature du site receveur osseux,
- la technique chirurgicale,
- les conditions de mise en charge.

2.1 Biocompatibilité

L'implant dentaire comme tout matériel placé dans le corps humain, doit présenter des qualités de biocompatibilité.

La COMPATIBILITÉ est un terme qui est utilisé pour couvrir l'interaction mutuelle entre un implant chirurgical et son hôte.

Ce terme est utilisé au sens large pour inclure les réactions du tissu et de ce qui l'entoure dans sa proximité et à distance, aussi bien que les effets du corps humain sur l'implant lui-même.

Les normes internationales fixant les méthodes d'évaluation de la biocompatibilité des matériaux ont prévu 3 niveaux successifs d'investigation :

- les tests initiaux in vitro
- les tests secondaires chez l'animal
- les tests pré-cliniques chez l'homme ou le primate.

Seulement la synthèse de ces tests va permettre d'apporter une réponse sur la biocompatibilité d'un matériau.

L'intégration tissulaire gingivale et osseuse des implants dentaires en titane pur de 4 grades et en titane allié Ti6Al4V est une donnée acquise de la science. Elle est prouvée par de très nombreuses expérimentations sur les 3 niveaux requis par les normes internationales.

Le titane commercialement pur est le biomatériau le plus documenté et le plus reconnu en implantologie pour sa biocompatibilité, probablement liée à la couche d'oxyde qui les recouvre. Cette dernière est très adhérente et stable dans l'environnement corporel. Elle présente une excellente résistance à la corrosion.

2.2 Forme et état de surface de l'implant

-Etat de surface

La réponse tissulaire péri-implantaire dépend des propriétés physiques et chimiques de l'état de surface implantaire.

KIRSCH et coll. (1984), démontrent chez la chèvre que le contact os/métal se fait en vingt jours sur un cylindre lisse, en onze jours sur des cylindres sablés et en sept jours sur des cylindres recouverts de particules de titane projetées par torche à plasma.

Les surfaces lisses ne permettent pas une adhésion du tissu osseux acceptable. Elles aboutissent à une «encapsulation fibreuse», quel que soit le matériau implantaire utilisé. DAVARPANAH (1999-a)

Pour permettre une adhésion cellulaire adéquate, une certaine irrégularité de l'état de surface semble donc nécessaire.

Les surfaces recouvertes de plasma spray de titane présentent un inconvénient, en augmentant la surface implantaire, on augmente le relargage ionique en créant peut-être ainsi une altération de l'ostéointégration.

L'état de surface obtenu par mordantage, permet une augmentation d'ancrage de la surface implantaire par le développement de microporosités. Aucun matériau susceptible de se décoller ou d'être résorbé n'est appliqué.

Les différents états de surface seront développés dans le prochain chapitre.

-La forme de l'implant

Les vis et les implants cylindriques permettent une meilleure précision dans la préparation du site receveur et donc une meilleure adaptation et stabilité primaire que toutes les autres formes d'implants proposées (lames, sous-périostés, disk-implants, etc.)

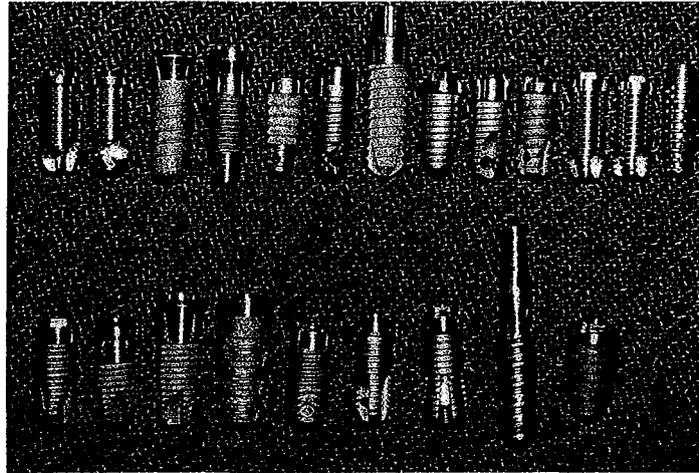


Fig. 1 :
Implants vis
SYKARAS
N. (2000)

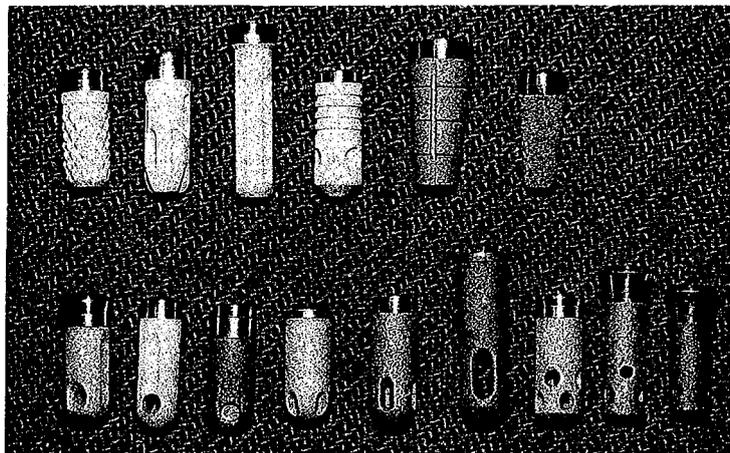


Fig. 2 :
Implants
cylindriques
selon
SYKARAS N.
(2000)

Parmi les implants vis, on distingue différents concepts. L'implant original de Brånemark qui présente un filetage en V dont l'avantage serait une augmentation de la surface de contact initial, une amélioration de la stabilité primaire et une meilleure dissipation des contraintes dans l'os.

La présence de pas-de-vis augmente la surface de contact entre l'implant et l'os, améliore la stabilisation initiale, la résistance aux forces de cisaillement et la distribution des forces dans le tissu osseux. DAVARPANAH (1999-a)

QUYRINEN et coll. (1992), constatent que les implants courts sont plus soumis à l'échec. Après trente mois de mise en fonction de 509 implants Brånemark, ils notent 8,8% d'échecs pour les implants de 7 mm, 2,4 et 2,7% d'échecs pour les 10 et 13 mm, et 0% au-delà de 13 mm.

2.3 La nature du site receveur osseux

La solidité de l'ancrage d'un implant dépend de la quantité d'os cortical au contact des spires de l'implant et non de la quantité totale d'os au contact de l'implant. SENNERBY et coll. (1992)

La progression de la force nécessaire à l'extraction de l'implant, chez la chèvre, est de 25 N par semaine à la mandibule, pour atteindre 821 N à vingt quatre semaines, alors qu'au maxillaire, elle est seulement de 5,9 N par semaine et de 277 à vingt quatre semaines.

La nature plus spongieuse de l'os maxillaire explique cette différence.

LEKHOLM et ZARB (1985), ont proposé une classification de la qualité osseuse :

- Classe 1 : presque tout le maxillaire est constitué d'un os compact homogène
- Classe 2 : os cortical épais, et partie centrale d'os spongieux à trabéculations denses.
- Classe 3 : os cortical très fin, avec os spongieux dense.
- Classe 4 : os cortical fin entourant un os spongieux peu dense.

Les os de classe 4 présentent le plus d'échecs. Pour les os de classe 3 et 4, des durées d'ostéointégration plus longues sont à prévoir.

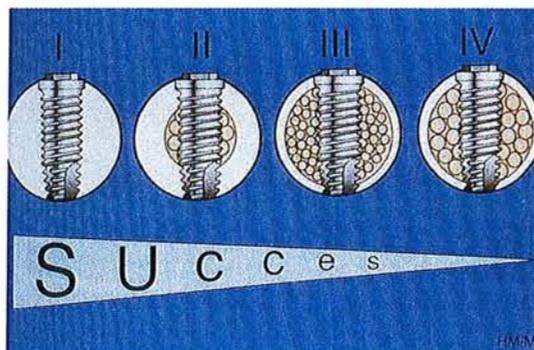


Fig. 3 : Les taux de succès implantaires varient selon la qualité osseuse, d'après DAVARPANAH M. (1999-a)

2.4 La technique chirurgicale

Concernant l'irrigation: si l'os est chauffé à 50°C pendant une minute, l'incorporation de l'implant est inhibée, à 47°C pendant une minute, réduction de la croissance osseuse de façon significative et à 44°C pendant une minute, l'ostéogenèse se fait normalement. ERIKSSON et ALBREKTSSON (1983)

Quels que soient les forets utilisés, l'irrigation réduit considérablement la température générée, mais le retour à la température initiale se fait en soixante secondes, après le retrait du foret, surtout s'il s'agit d'un os cortical dense (classe 1) ou d'implants très longs.

L'élévation de température locale provoque la destruction des cellules responsables de la cicatrisation osseuse. L'utilisation de forets tranchants, des vitesses de forage appropriées, une série graduée de forets et une irrigation abondante préviennent l'élévation thermique excessive. DAVARPANAH M. (1999-a)

2.5 Les conditions de mise en charge

Brånemark et son équipe ont défini les critères qui vont permettre d'obtenir une interface implant/os exempte de tissu fibreux. Un de ces critères concerne la mise en charge des implants, qui prévoit un délai de plusieurs mois entre la pose de l'implant et la réalisation d'une prothèse fonctionnelle. Cette mise en charge différée s'inscrit donc dans la technique de deux temps chirurgicaux, avec un enfouissement de l'implant sous la muqueuse.

L'implant reste enfoui pendant 3 mois à la mandibule et de 6 mois au maxillaire. Une deuxième intervention est nécessaire pour la mise en fonction.

A ce stade une vis de cicatrisation est placée sur l'implant et la prothèse est réalisée dans un délai de 3 à 6 mois.

Le concept de mise en charge immédiate implique qu'il en existe d'autres, avec un mode de mise en charge complètement opposé au principe de mise en charge différée.

CHAPITRE 3 :

DIFFERENTS TYPES DE TRAITEMENTS DE SURFACE

3.1 SANS TRAITEMENT DE SURFACE : TITANE USINE

Cette surface, qui est utilisée sans modification par Nobel Biocare® depuis 1985 est la plus documentée de toutes les surfaces implantaires. Elle a permis d'obtenir des taux de succès importants depuis 25 ans mais a montré des limites dans de l'os de qualité inférieure, tout particulièrement dans les secteurs postérieurs maxillaires.

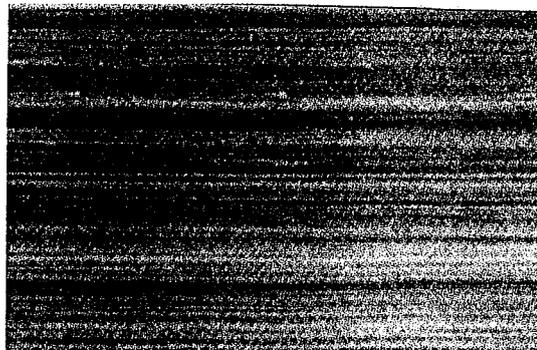


Fig.4 : Etat de surface lisse d'un implant commercialement pur. LAZZARA et coll. (1999)

Lors du processus de fabrication, le passage de l'instrument d'usinage se traduit à la surface de l'implant en titane par la création de sillons circonférentiels parallèles, de profondeur et de largeur d'environ 0,1 μm , perpendiculaires au grand axe de l'implant. Ces fines rayures peuvent être à l'origine d'une orientation préférentielle des cellules à son contact et d'une meilleure adhésion des ostéoblastes. SYKARAS et coll. (2000)

Différentes études menées par WENNERBERG et coll. (1998) sur cette surface ont mesuré l'indice de rugosité (R_a) entre 0,53 μm et même 0,96 μm .

Les implants en titane usinés rentrent donc dans la catégorie des implants de rugosité minimale à faible énergie de surface avec un indice de rugosité $\leq 1\mu\text{m}$.

Plusieurs auteurs ont rapidement démontré que les implants en titane à surface rugueuse avaient une meilleure fixation dans l'os. De nombreux traitements de surface, additifs, soustractifs et hybrides ont été développés dans le but d'améliorer les performances des implants dentaires.

3.2 TRAITEMENTS DE SURFACE ADDITIFS

3.2.1 PLASMA SPRAY DE TITANE (TPS)

Le but est d'optimiser les caractéristiques physiques au niveau de la surface de contact os-implant. La stratification de la surface de l'implant par la méthode TPS laisse apparaître une surface irrégulière et globulaire.



Fig. 5 : Surface d'un implant traité au plasma spray. Notez la surface globulaire. LAZZARA et coll. (1999)

Ce revêtement est obtenu par projection, sur un substrat de titane, de gouttelettes de titane en fusion sur une épaisseur de 10 à 40 μm .

L'indice de rugosité (R_a) pour le plasma spray de titane est de 1,82 μm , selon SYKARAS et coll. (2000). Le but de ce projetat est d'obtenir une augmentation de la surface développée de l'implant.

Pour SCHROEDER et coll. (1981), ce revêtement présentait trois avantages par rapport aux implants usinés :

- Apposition osseuse accélérée dans les phases initiales de la cicatrisation.
- Surface de contact augmentée entre l'implant et l'os.
- Amélioration de l'ancrage de l'implant.

Une exposition de la surface rugueuse favoriserait la rétention de la plaque bactérienne.

3.2.2 OXYDE DE TITANE POREUX

HALL et coll. (2000), ont décrit un procédé électrochimique d'oxydation anodique permettant d'obtenir un implant recouvert d'une couche d'oxyde de titane poreux. Cette couche varie de 1 μm dans la zone cervicale à 10 μm dans la zone apicale de l'implant (Ti-Unite®). En même temps, le Ra varie de 1,2 μm (zone coronaire) à 1,4 μm (zone apicale) où les pores peuvent atteindre une profondeur de 2 μm à 5 μm .

Chez le chien, GOTTLow et coll. (2000) ont trouvé un couple supérieur de dévissage des implants à 10 semaines comparé aux implants à double mordançage acide (Osseotite®).

Les études animales prometteuses et les premières études cliniques devront être confirmées par des résultats cliniques à moyen terme.

3.2.3 HYDROXYAPATITE

L'hydroxyapatite synthétique est le cristal le plus proche des apatites biologiques constituant l'os. Cette similarité de structure en fait un matériau de choix pour une implantation osseuse. Le revêtement en hydroxyapatite peut être déposé sur l'implant selon différentes techniques que nous détaillerons dans la partie (IV.2).

L'application par la technique du plasma-spray est la plus utilisée et permet de produire des revêtements d'une épaisseur de 50 à 70 μm et d'un indice de rugosité (Ra) de 1,59 à 2,94. WENNERBERG et coll. (1993)

Cette technologie est opérateur-dépendante et de nombreux paramètres influent sur la qualité du dépôt.

Selon JARCHO et coll. (1986), les qualités de l'hydroxyapatite implantée seraient :

- l'absence de toxicité locale et systémique,
- absence de réaction inflammatoire ou à un corps étranger,
- pas d'interposition fibreuse entre l'implant et l'os.

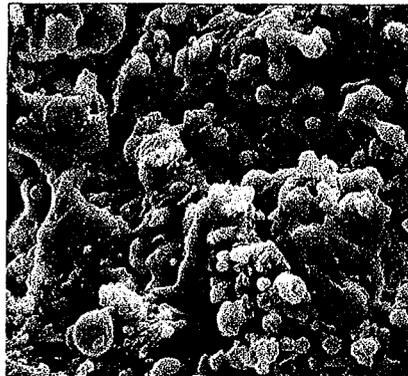


Fig. 6 : Surface d'un implant recouvert d'hydroxyapatite (HA).
Noter la surface globulaire.

DAVARPANAHA et coll. (1999)

Au début des années 90, des échecs anormalement fréquents sont rencontrés avec les implants à surface en HA.

En 2001, l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé a décidé le 14 mai de **suspendre la mise sur le marché**, la distribution et l'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Steri-Oss HA®, commercialisés par la société Nobel Biocare®, pour une période d'un an. (se référer au point 3.6)

Il est maintenant établi, contrairement aux affirmations hâtives des années 90, que tous les revêtements d'hydroxyapatite ne sont pas identiques, ce qui pourrait expliquer certains échecs. GROSS et coll. (1998)

Des progrès réalisés au niveau de la technique de dépôt du revêtement permettent d'espérer une amélioration des résultats des implants HA actuels.

Les défauts, les avantages et les indications de ce type de revêtement seront détaillés plus loin dans le cadre de cette étude.

3.3 TRAITEMENTS DE SURFACE SOUSTRACTIFS

3.3.1 TITANE SABLE

Cette technique va permettre d'éliminer des particules microscopiques de la surface implantaire grâce à un jet de sable, créant ainsi une morphologie irrégulière du titane. L'implant présentera donc une augmentation de la surface sans contamination par des microparticules additionnées.

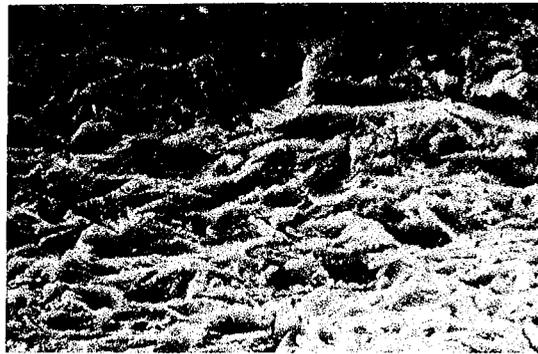


Fig. 7 : Surface d'un implant traité par sablage. Noter la présence de cratères. LAZZARA et coll. (1999)

La couche de titane pure sera donc conservée. Cependant, pour les surfaces sablées, le risque de présence de poudre résiduelle, bien que minime, existe.

Chez l'animal, les études de WENNERBERG et coll. (1998) montrent une meilleure réponse au plan de l'histomorphométrie autour des implants sablés par rapport aux implants usinés.

La surface des implants **Astra Tech®** est sablée avec des particules de titane (10-53 μ m) à température ambiante afin de créer une surface rugueuse, sans compromettre sa biocompatibilité. Cette technique crée des irrégularités de moins de 100 μ m qui améliorent, chez le chien, la qualité du contact os-implant sur le plan histomorphométrique comparé au titane usiné.

L'utilisation d'autres médias que le titane pour le sablage peut provoquer à la surface du métal l'inclusion de particules, en particulier d'alumine que le nettoyage dans des bains ultrasonores ne supprime pas.

La société **Straumann** propose donc, après un sablage avec des particules d'alumine de large taille (250 à 500 μm), une attaque acide qui vient dissoudre les éventuels contaminants de surface et augmente la réactivité de surface du titane. Ce double traitement de surface (**SLA**) a pour résultat une augmentation de la rugosité et superpose aux irrégularités du sablage une « micro-cratérisation ». Il en résulte une surface rugueuse de $R_a=2,0\mu\text{m}$ présentant de minuscules cratères de 1 à 2 μm de diamètre, résultat de l'attaque acide.

Ce traitement de surface augmente la résistance au dévissage des implants et réduit l'importance de la perte osseuse marginale, aussi bien pendant la phase initiale qu'après la mise en charge de l'implant.

3.3.2 TITANE MORDANÇE

Parmi les différents traitements de surface à l'acide, la combinaison HCL et H₂SO₄ semble être la plus uniforme pour obtenir un état de surface uniformément rugueux.

Le traitement d'implants en titane par immersion dans une solution acide (Hcl+H₂SO₄) chauffée se traduit par l'obtention d'une surface rugueuse (Osseotite®), présentant les mêmes micro-cratères que les implants ITI®, mais avec un profil général plus plat, confirmé par un R_a de 1,3 μm contre 2,0 μm pour l'ITI.

Ces implants non sablés mais traités par double attaque acide (Osseotite) ont été étudiés chez le lapin par KLOKKEVOLD et coll. (1997). Ils montrent que ceux-ci, à deux mois, nécessitent un couple de dévissage 4fois plus important que des implants usinés. La comparaison avec des implants plus rugueux, sablés et mordançé, SLA (Straumann) chez le mini-porc est favorable à ces derniers. Un couple de dévissage supérieur de 50 à 100% est constaté pendant les trois mois de cicatrisation. Il faut cependant noter que la différence de géométrie des 2 types d'implants testés ne permet pas d'affirmer que l'état de surface est le seul paramètre responsable de cette différence de résultats expérimentaux.

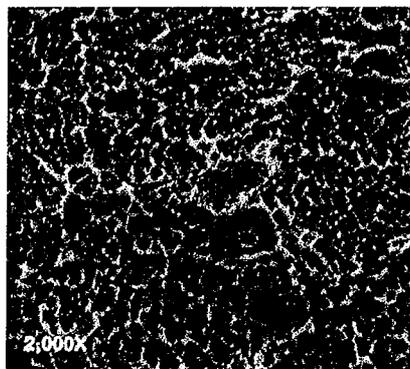


Fig. 8 : Surface
régulièrement rugueuse
(OSSEOTITE®) d'un
implant mordancé à
l'acide (HCl / H₂SO₄)
d'après DAVARPANA
et coll. (1999)

3.4 SURFACE HYBRIDE

L'implant à état de surface hybride combine 2 ou plusieurs surfaces sur le même implant. Le principe général est d'utiliser une surface usinée ou faiblement rugueuse au niveau cortical, associée à une surface modifiée par addition ou soustraction au niveau spongieux. Ce dessin permet de répondre aux impératifs des tissus mous et de l'os.

Deux exemples d'implants à surface hybride :

- OSSEOTITE®

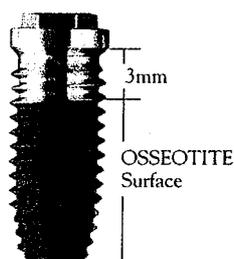


FIG. 9 : Implant
OSSEOTITE d'après
[http://www.cda-
adc.ca/jadc/vol-
67/issue-
9/528illustrations.ht
ml#Illustration%201](http://www.cda-adc.ca/jadc/vol-67/issue-9/528illustrations.html#Illustration%201)

-TWIST MAX CENTERPULSE®

La partie coronaire de l'implant Osseotite® présente un état de surface lisse et à partir de la troisième spire jusqu'à l'apex, l'état de surface est mordancé à l'acide (HCL/H2SO4). Cette association de lisse et de rugueux assure la pérennité des tissus mous au niveau du col de l'implant et favorise une meilleure ostéointégration grâce à l'état de surface mordancé.

Dans une étude multicentrique, LAZZARA et coll. (1998), montrent un taux de succès de 98,6% pour 2236 implants (OSSEOTITE®) utilisés pour le traitement des différents types d'édentement.

De même, TESTORI et coll. (1999), présentent les résultats cliniques à 2 ans de 220 implants Osseotite® et de 238 implants usinés placés dans la partie postérieure du maxillaire. Un taux de succès de 98% est obtenu avec les implants Osseotite® et de 87% avec les implants à surface lisse.

Les avantages seraient :

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

3.5 TABLEAU RECAPITULATIF

Etat de surface	SURFACE LISSE	TPS	HA	SABLAGE TiO	MORDANÇAGE HF/H2SO4
Caractéristiques					
Contaminants Présents	Non	Oui	Oui	Non	Non
Particules projetées	Non	Oui	Oui	Oui	Non
Surface rajoutée	Non	Oui	Oui	Non	Non
Forces de dépose	Faible	Modéré Elevé	Elevé	Modéré	Faible Modéré
Contact os-implant	Faible	Modéré	Elevé	Modéré	Faible Modéré

Tab 1 : Caractéristiques de 5 états de surface différents d'après DAVARPANAH et coll. (1999).

3.6 LETTRE DE SUSPENSION DE MISE SUR LE MARCHE 14 MAI 2001

AGENCE FRANCAISE DE SÉCURITÉ SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTÉ

14 mai 2001

Décision relative à la suspension de mise sur le marché, de distribution et d'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Stéri-Oss HA, commercialisés par la société Nobel Biocare.

Le directeur général

Vu le code de la santé publique, et notamment les articles L. 5311-1 et L. 5312-1 ;

Vu le signalement de matériovigilance reçu par la Direction des hôpitaux du ministère chargé de la santé le 21 juillet 1998 ;

Vu les conclusions rendues le 24 novembre 2000 par les experts de la sous-commission technique no 3 de la Commission nationale de matériovigilance ;

Vu l'avis de la Commission nationale de matériovigilance du 6 décembre 2000 ;

Vu le courrier adressé à la société Nobel Biocare en date du 30 janvier 2001, lui demandant de fournir des données scientifiques sur la dissolution de l'hydroxyapatite ainsi que sur l'état de surface après cette dissolution et les risques éventuels liés à cet état de surface ;

Vu la réponse de la société Nobel Biocare du 10 février 2001 n'apportant pas les éléments complémentaires demandés ;

Vu le courrier en date du 10 avril 2001, adressé à la société Nobel Biocare, l'informant de l'intention de l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS) de suspendre la mise sur le marché, la distribution et l'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Stéri-Oss HA ;

Vu la non-réponse de la société Nobel Biocare au courrier de l'Afssaps daté du 10 avril 2001 ;

Considérant que le signalement de matériovigilance fait état, suite à l'utilisation d'implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Stéri-Oss HA, de processus inflammatoires et infectieux, de destructions osseuses très importantes avec perte de l'implant ayant nécessité la réalisation de greffes de comblement ;

Considérant que la disparition de l'hydroxyapatite sous l'action de cellules osseuses inflammatoires a été mise en évidence, laissant apparaître une surface incompatible avec une

bonne ostéointégration, que ces phénomènes apparaissent de manière significative après quatre ans d'implantation, que des rejets de l'implant associés à une corrosion superficielle du titane peuvent alors se manifester, ce qui aboutit à un taux d'échec nettement au-dessus de celui qui se produit avec d'autres types d'implants ;

Considérant que les éléments complémentaires communiqués par la société Nobel Biocare ne permettent pas de garantir une durée de vie de ces implants conforme à l'état de l'art,

Décide :

Art. 1er. - La mise sur le marché, la distribution et l'utilisation des implants cylindriques recouverts d'hydroxyapatite Stéri-Oss HA, commercialisés par la société Nobel Biocare, sont suspendues pour une période d'un an à compter de la date de publication de la présente décision.

Art. 2. - Le directeur de l'évaluation des dispositifs médicaux et le directeur de l'inspection et des établissements sont chargés, chacun en ce qui le concerne, de l'exécution de la présente décision, qui sera publiée au Journal officiel de la République française.

Fait à Paris, le 14 mai 2001.

CHAPITRE 4 : L'ENROBAGE D'HYDROXYAPATITE

4.1 L'HYDROXYAPATITE

4.1.1 HISTORIQUE

L'hydroxyapatite (HA), utilisée comme matériau de comblement et de revêtement, a permis de mettre au point de nouvelles possibilités pour le revêtement des implants.

En 1771, Scheele nota que le phosphate de calcium était présent dans les os et la plupart des chimistes ont pensé connaître la structure minérale des os et des dents. Cependant, au XIXème siècle, des études de diffraction de rayons X ont montré que le constituant majoritaire des tissus minéralisés était l'hydroxyapatite.

Le nom d'apatite, signifiant «trompeur », a été donné il y a environ un siècle à un groupe de minéraux qui étaient souvent confondus avec d'autres minéraux tels que l'algue-marine, l'améthyste et l'olivine. De tous les composés minéraux phosphatés, l'apatite est la plus importante. Cette apatite et ses composés dérivés sont très importants dans plusieurs domaines, notamment en biologie où elle représente l'un des constituants majeurs de la partie minérale.

Des travaux relatifs à la biorésorption ont montré des résultats différents suivant la nature du produit utilisé et ont mis en évidence l'influence de la :

- composition chimique,
- nature de l'hydroxyapatite
- structure minérale
- et de l'environnement après implantation.

Les phosphates tricalciques (TCP) se dissolvent beaucoup plus vite que l'hydroxyapatite.

4.1.2 GENERALITES

Les tissus minéralisés humains (les os et les dents) sont composés d'une phase minérale cristalline de phosphate de calcium, composée d'apatites lacunaires qui contiennent des proportions variables d'ions HPO_4^{2-} et de CO_3^{2-} .

Au cours de la vie, le squelette fait l'objet de transformations permanentes. C'est ce remodelage constant qui permet à l'os de s'adapter aux contraintes. Cette adaptation ne permet toutefois pas d'éviter que le tissu osseux soit insuffisant en quantité dans de nombreuses situations.

Les biomatériaux en phosphate de calcium sont ainsi utilisés pour combler des lésions au niveau du tissu osseux. L'hydroxyapatite, principal composant minéral du tissu osseux, est également un produit qui peut être obtenu par synthèse et être utilisé comme biomatériau, ainsi que plusieurs membres de la famille des phosphates de calcium, qui comporte :

Les Phosphates de Calcium :

- le phosphate de calcium amorphe (ACP)
- la brushite ou phosphate di-calcique di-hydraté (DCPD)
- la monetite ou phosphate di-calcique anhydreux (DCP)
- le phosphate octocalcique (OCP)
- le phosphate tri-calcique ou whitelockite (TCP)
- les apatites dont l'Hydroxyapatite (HA)

Pour devenir ainsi un substitut osseux intéressant, ces phosphates de calcium doivent posséder certaines propriétés biologiques, elles-mêmes étroitement dépendantes de leurs caractéristiques physico-chimiques. DARD (1998)

4.1.3 STRUCTURE CRISTALLOGRAPHIQUE

"L'Hydroxyapatite" fait parti du groupe des apatites minérales et sa formule chimique est $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. L'hydroxyapatite est un phosphate de calcium et son rapport Ca/P est de 1.67.

« L'apatite » est un terme général pour les minéraux cristallins avec une composition de $\text{M}_{10}(\text{ZO}_4)_6\text{X}_2$.

Beaucoup d'éléments peuvent occuper les emplacements de M, de Z, et de X :

M = Ca, Sr, Cd, Ba, Pb etc....

Z = P, V, As, S, Si, Ge, CO_3 , etc.

X = F, Cl, OH, O, Br, CO_3 , etc

Différents composés d'apatite peuvent être préparés par le remplacement des éléments pour chaque emplacement.

Pour la structure cristallographique, les paramètres de maille des cristaux d'hydroxyapatite sont $a=b=9,432 \text{ \AA}$ et $c=6,881 \text{ \AA}$

La formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ représente la maille élémentaire de l'hydroxyapatite synthétique.

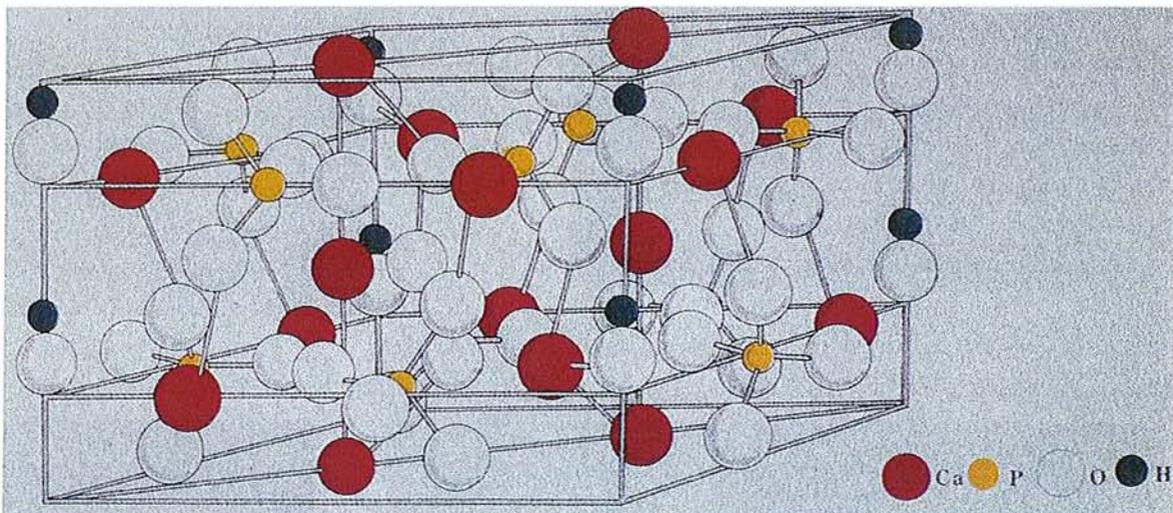


Figure. 10 : Représentation schématique de la structure de l'hydroxyapatite pure selon AOKI (1991).

Position des dix atomes de calcium :

Quatre atomes occupent la position Ca (I) dont deux sont à la position $z=0$ et les autres à $z=0,5$. Ils forment ainsi les colonnes parallèles à c , respectivement en $x=1/3$, $y=2/3$ et $x=2/3$, $y=1/3$.

Les six autres atomes occupent la position Ca(II) avec trois d'entre eux formant un triangle à $z=1/4$ et les autres en $z=3/4$.

Positions des hydroxydes :

Ils sont disposés selon une colonne sur l'axe parallèle à c en $x=0$, $y=0$ et $z=1/4$ et $z=3/4$.

Positions des ions phosphates :

Ils se trouvent sur un tétraèdre du niveau $z=1/4$ au niveau $z=3/4$. C'est ce motif qui donne sa stabilité à l'apatite.

La grande réactivité chimique des apatites découle de la présence de canaux colinéaires à l'axe c . En effet, il est possible d'envisager le remplacement partiel ou total de l'anion situé dans le tunnel par d'autres anions tels que le chlore, le fluor..... afin d'aboutir par exemple à des chloro- ou fluoroapatites. AOKI (1991).

4.1.4 ELABORATION DE LA POUDRE

4.1.4.1 LA SYNTHÈSE

De nombreuses méthodes de synthèse des poudres d'HA sont connues :

- par précipitation (méthode humide),
- par synthèse à l'état solide (méthode sèche),
- par hydrolyse,
- et par les méthodes hydrothermiques et de « sol-gel ».

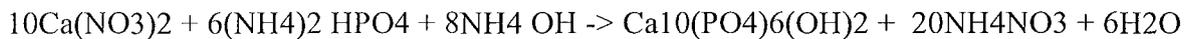
Cependant, la méthode par précipitation semble être le plus utilisée.

KWEH et coll. (1999), ont décrit deux réactions de précipitation :

La réaction de l'hydrogène phosphate de di-ammonium avec du nitrate de calcium et de l'acide orthophosphorique avec de l'hydroxyde de calcium, sont les deux les plus populaires.

La première méthode exige l'utilisation de l'ammoniaque aqueux afin de garder le pH de la réaction à environ neuf. La formule chimique pour la réaction est :

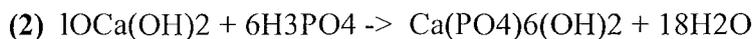
(1)



Le désavantage de cette méthode est que la pureté des poudres précipitées d'HA dépend de la pureté du nitrate de calcium.

En outre, l'ammoniaque et les sous-produits d'ammonium doivent être enlevés par un lavage excessif.

Contrairement à la première méthode, la deuxième méthode est un procédé plus approprié à la production industrielle de l'HA puisque le seul sous-produit est l'eau :



Des études ont montré que la température de réaction et la concentration des réactants peuvent affecter les caractéristiques globales de la poudre d'HA.

Si la réaction se fait à des valeurs pH différentes, des phases secondaires comme tricalcium phosphate (TCP) et phosphate de calcium peuvent être produites.

Un pH d'environ 9 fournit un environnement approprié pour la formation des poudres pures stoechiométriques d'HA.

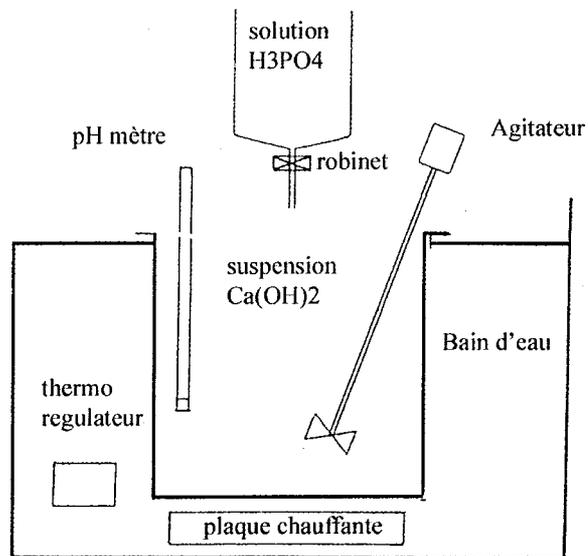


FIG. 11 : Schéma de la réaction (2) selon AOKI (1991).

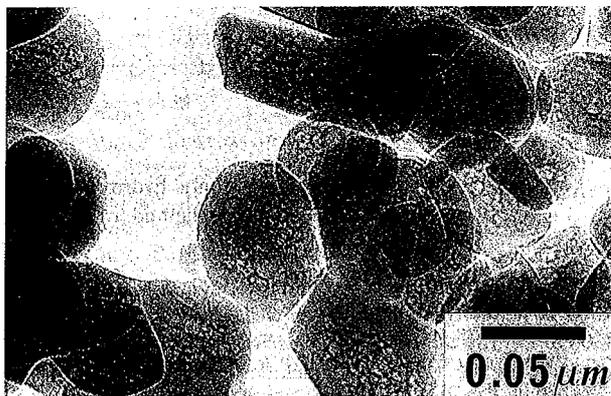


FIG. 12 : Hydroxyapatite obtenue selon la réaction de précipitation d'après AOKI (1991).

Ces précipités vont être filtrés, séchés puis calcinés à une température inférieure à 900°C.

4.1.4.2 LA CALCINATION

La température et l'atmosphère de calcination déterminent la surface spécifique de la poudre, donc la taille des grains élémentaires.

La calcination est une étape essentielle afin de produire une poudre avec :

- une cristallinité élevée,
- une morphologie dense,
- une porosité adéquate.

L'effet significatif de la calcination sur la pureté de phase de la poudre a été établi. Une température élevée de calcination de 1000°C ou plus provoque la formation des phases indésirables telles que le TCP et la CAO, qui peuvent influencer la bonne qualité des revêtements.

Selon KWEH et coll. (1999), une température de calcination inférieure à 1000°C serait idéale pour obtenir une poudre pure sans produits de décomposition.

La fluidité de la poudre est considérablement réduite, qui ne peut être souhaitable pendant la pulvérisation de plasma.

Une géométrie sphérique des particules est fortement désirée pour une fluidité accrue.

Selon LELIEVRE et coll. (1993), deux paramètres sont susceptibles de varier au cours de la calcination de la poudre:

- La taille des grains,
- et la nature chimique de la surface.

Selon une expérience où ils étudient l'influence de la température de calcination de la poudre sur la valeur du potentiel zéta, ils obtiennent comme résultat que la surface d'un matériau en hydroxyapatite est profondément modifiée au cours de la calcination, ce qui modifie la valeur du potentiel zéta.

Les conditions d'élaboration de la poudre ont donc des conséquences sur la biointégration du matériau.

Puis broyés et séparés en tranches granulométriques adéquates suivant les besoins.

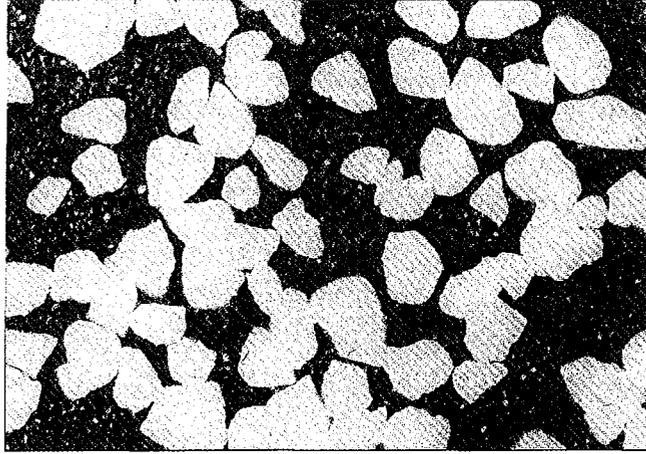


Figure. 13 : Grains d'apatite broyés d'après BONEL (1998).

La seule difficulté dans la synthèse de la poudre, concerne sa pureté.

En effet, elle peut être polluée si on ne respecte pas strictement les précautions. La plupart des impuretés résultent de l'usure des broyeurs et des tamis. Pour conférer aux poudres la coulabilité nécessaire lorsqu'elles sont mises en œuvre dans les torches à plasma, il faut longuement éliminer les fines, celle qui use les tamis.

Ces problèmes peuvent être résolus par exemple par la mise en œuvre d'un broyeur séparateur, où intervient un autobroyage de phosphate de calcium dans deux jets d'air opposés. BONEL (1998)

Pour améliorer la poudre, la réalisation de granules sphériques paraît intéressant. Ceci va permettre de mieux contrôler le déplacement de la poudre dans le jet à plasma. On peut fabriquer ces poudres à l'aide d'un granulateur.

Le séchage par atomisation est exécuté dans un dessiccateur à co-courant d'écoulement, dans lequel l'écoulement des gouttelettes dans la chambre se fait dans la même direction que l'écoulement d'air chaud.

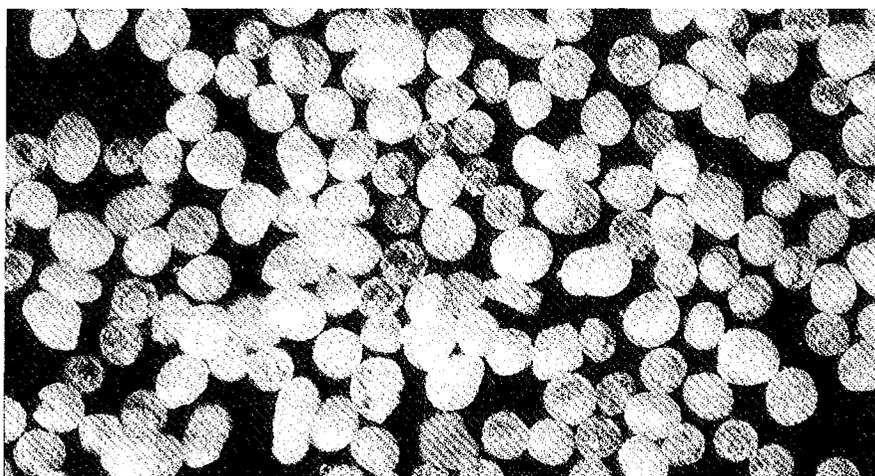


Figure. 14 : Grains d'apatite granulés selon BONEL (1998).

4.1.4.3 LE FRITTAGE

Le frittage est un traitement thermique qui va permettre aux grains d'HA de se souder (consolidation) et de se rapprocher (densification), à des températures comprises entre 1200°C et 1300°C.

Cependant les paramètres de frittage et la valeur du rapport Ca/P de la poudre initiale vont modifier la microstructure du matériau (composition chimique, taille des grains) et donc les propriétés d'usage .BERNACHE (1998)

AOKI (1991), a étudié l'influence de la température de frittage sur la densité du matériau ainsi que la taille des grains.

	Temp. de frittage	Densité (g/cm ³)	Taille du grain (µm)
HAp-1	1100°C	2.94 (93.0)	0.4 ± 0.2
HAp-2	1150°C	3.05 (96.4)	0.5 ± 0.3
HAp-3	1200 °C	3.07 (97.2)	1.9 ± 1.4
HAp-4	1250°C	3.09 (97.8)	3.0 ± 2.1

Tab. 2 : Relation de la température de frittage sur la densité et la taille du grain d'après AOKI (1991).

D'après LELIEVRE et coll. (1993), le frittage est maximum pour la composition stoechiométrique, avec un rapport Ca/P égal à 1,667.

En dessous de la valeur théorique de 1,667, le matériau fritté est composé de HAP et de TCP et si la valeur est au-dessus, on sera en présence d' HAP et de CaO.

Un taux de densification maximal est obtenu pour une composition stoechiométrique. La valeur du rapport Ca/P est le principal paramètre mais le cycle de chauffage ainsi que la composition de l'atmosphère gazeuse déterminent également la microstructure des produits frittés.

4.1.5 CARACTERISATION DE LA POUDRE :

Les poudres peuvent être caractérisées en utilisant :

- La diffraction des rayons X (XRD) pour vérifier la pureté et la composition de phase de la poudre,
- le microscope électronique à balayage (MEB) pour étudier la morphologie de la poudre,
- et de l'analyseur de taille de particules (PSA) pour déterminer la gamme de distribution.

4.1.5.1 Pureté de la poudre d'HA

La pureté de phase de la poudre d'HA (synthétisée selon la réaction 2, p.24) a été analysée après le séchage par atomisation.

On constate qu'il n'y a aucun changement de la pureté dans la poudre séchée au vaporisateur d'hydroxyapatite.

L'analyse aux rayons X a prouvé qu'il y avait absence de tout autre phosphate de calcium ou d'autres phases indésirables, telles que le phosphate tricalcique (TCP) ou l'oxyde de calcium (CAO).

La poudre de source a montré un faible degré de cristallinité, qui constitue une caractéristique typique des phosphates de calcium synthétisés par la méthode humide. Cependant, après calcination, la poudre a montré une augmentation de cristallinité

On note la présence d' α TCP quand la température de calcination atteint ou dépasse les 1000°C. KWEH et coll. (1999).

Ceci n'est pas souhaitable, comme la poudre pure est un des critères essentiels pour n'importe quelle utilisation biomédicale. Par conséquent, une température de calcination de 1000°C ou inférieure peut être idéale.

4.1.5.2 Examen morphologique de la poudre

En utilisant le procédé de séchage par atomisation on obtient des poudres dont la microstructure présente des composants moins sphériques et poreux.

Selon SHARROCK et coll. (1998), si la taille des particules est très fine (45 μ m), le dépôt d'hydroxyapatite sur l'implant sera homogène mais pratiquement amorphe, alors que des poudres de plus 100 μ m produisent des dépôts incluant de l'hydroxyapatite, non fondue.

CHEANG et coll. (1996), ont fait la différence entre 3 morphologies de poudre:

- Poudre HA calcinée, les particules d'HA sont essentiellement de forme angulaire avec une structure poreuse comprenant des particules très bien agglomérées et dont la taille se situe entre 2-5 μ m. Une dimension des particules entre 53 et 75 μ m serait idéale pour la pulvérisation de plasma .
- Les particules de la poudre d'HA séchées au vaporisateur se situent entre 20-20 μ m avec une structure semblable à la poudre calcinée, excepté sa géométrie plus sphérique.
- Poudre HA sphérique, les particules sont sphériques, fortement denses avec une texture extérieure lisse et vitreuse. Les dimensions des particules se situent entre 20 et 53 μ m.

Les grandes particules, au-dessus du seuil critique, peuvent seulement fondre partiellement sous l'action de la torche à plasma, tandis que les particules plus petites peuvent présenter une couche de matériel vaporisée entourant les gouttelettes liquides.

4.1.5.3 Fluidité de la poudre séchée au vaporisateur

Les caractéristiques d'écoulement de la poudre dépendent de la dimension des particules et de la granulométrie.

Des particules plus fines ont une plus grande difficulté pour couler uniformément en raison d'un espacement plus étroit et des effets statiques. Ceci mènerait à une alimentation intermittente de la torche et à un dépôt inégal et non homogène. CHEANG et coll. (1996).

Le débit des poudres sera donc réduit après calcination.

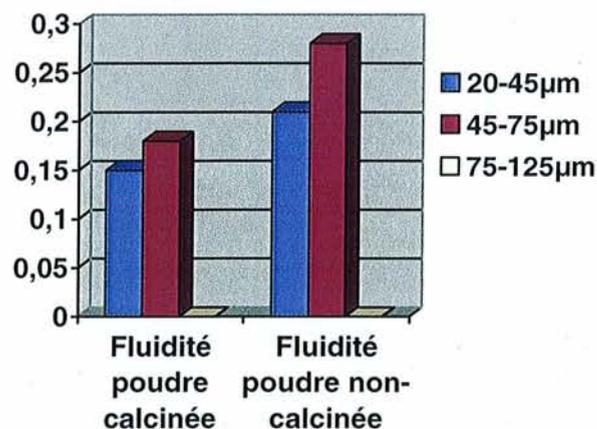


Tableau. 3 : Fluidité de la poudre calcinée et non-calcinée en (g/s) d'après KWEH et coll. (1999).

4.1.6 PROPRIETES MECANIQUES

Pour réaliser les tests destinés à définir les propriétés mécaniques, des barrettes d'hydroxyapatite frittée sous pression (20 MPa) seront utilisées.

4.1.6.1 RESISTANCE EN FLEXION

La résistance en flexion augmente avec la taille des grains en raison de l'amélioration de la densification du matériau. Après le maximum de résistance, il se produit une chute sensible avec l'augmentation de la taille des grains.

La résistance mécanique peut atteindre des valeurs de 140 MPa .Pour un matériau sous-stoechiométrique, la résistance en flexion sera fortement améliorée et se détériore si le rapport Ca/P augmente au-dessus de 1,667.

JARCHO (1986) a mesuré comme résistance en flexion 111.7 MPa sur des barres de 2 mmØ×30mm. Il est difficile de comparer la résistance en flexion pour différents échantillons parce que la force nécessaire va dépendre en grande partie de l'état de surface et de la taille du grain.

4.1.6.2 LA TENACITE

La ténacité caractérise l'aptitude des matériaux à résister aux chocs, elle est mesurée pour les céramiques par la valeur du coefficient de contrainte critique K_{Ic} . Un optimum de la valeur K_{Ic} a été constaté pour un rayon de grain voisin de 0,4 μm . Ce coefficient de contrainte est d'autant plus important à optimiser pour l'hydroxyapatite que ce matériau est très fragile, $K_{Ic} < 1 \text{MPa m}^{1/2}$ LELIEVRE et coll. (1993).

4.1.6.3 MICRODURETE

Vers des faibles granulométries, la microdureté Vickers augmente avec la taille des grains et chute après avoir atteint un maximum quand la taille du grain devient trop importante ($>0,45 \mu\text{m}$).

Température (°C)	Résistance en compression (MPa)	Résistance en flexion (MPa)	Résistance en torsion (MPa)	Résistance en torsion dynamique (MPa)	Module d'élasticité en compression (GPa)	Module d'élasticité en flexion (GPa)
1150 °C	308±46	61± 8	50±7	57±6	42,2±3,8	44,3 ±3,5
1200 °C	415±46	104±11	62±5	92±6	74,6±4,1	80,0±6,4
1250 °C	465±58	106±10	75± 4	76±5	79,0±4,8	85,1 ±6,1
1150 °C	509±57	113±12	76±5	68±5	81,4±4,6	87,8±6,0

Tab.4 : Propriétés mécaniques de l'hydroxyapatite selon AOKI (1991).

Matériaux	Résistance en compression (MPa)	Résistance en traction (MPa)	Module d'élasticité (GPa)
Os cortical	88.3	88.9	3.88
	163.8	113.8	11.7
Dentine	295	51.7	18.2
Email	384	10.3	82.4

Tab. 5 : Propriétés mécaniques des tissus durs selon AOKI (1991).

La résistance à la pression de hydroxyapatite est approximativement 3 à 6 fois plus forte que celle de l'os cortical et est approximativement 1.5 fois plus forte que celle de la dentine et de l'émail.

La résistance à la flexion de l'hydroxyapatite est très similaire à la résistance à la traction de l'os cortical et est 2 à 10 fois plus forte que celle de la dentine et de l'émail.

La valeur du module d'élasticité est 5 à 20 fois plus importante que celle de l'os cortical et environ 5 fois plus que celle de la dentine.

Le module d'élasticité de hydroxyapatite est proche de celui de l'émail qui est composé de 98% en poids d'hydroxyapatite.

L'optimum des propriétés obtenues en résistance mécanique ne correspondent pas à celles obtenues en solubilité.

4.1.7 PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES

4.1.7.1 LA SOLUBILITÉ

La dissolution des phosphates de calcium est dépendante de leur stoechiométrie et de leur structure cristalline.

DUCHEYNE et coll. (1992) ont démontré que le taux de dissolution va croissant de l'hydroxyapatite stoechiométrique à l'hydroxyapatite déficiente en calcium puis l'oxyhydroxyapatite, le β -tricalcium phosphate, l' α -tricalcium phosphate et enfin le tetracalcium phosphate.

Les phosphates tricalciques se dissolvent donc beaucoup plus vite que l'hydroxyapatite.

La vitesse de dissolution est fonction de l'état de dispersion du matériau.

Selon LELIEVRE et coll. (1993), la dissolution d'un matériau macroporeux en hydroxyapatite se réalise en deux temps :

- Décohésion des grains par attaque des joints entre les grains.
- Dissolution des grains séparés de l'échantillon.

La vitesse de dissolution très lente initialement augmente à mesure que les grains se détachent de la matrice, puis diminue quand les grains sont presque tous détachés et décroissent en taille par dissolution.

En augmentant la température de frittage, on observe une diminution de la vitesse de dissolution car le matériau voit sa cohésion augmenter et sa microporosité diminuer.

SUN et coll. (2002), expliquent que la dissolution de la phase amorphe d'hydroxyapatite est plus élevée par rapport à l'HA sous forme cristalline.

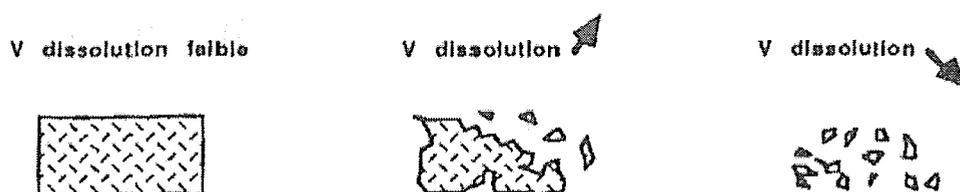


Fig. 15 : Dissolution de matériau en hydroxyapatite selon Lelièvre et coll. (1993).

4.1.7.2 LA POROSITE

Les implants recouverts d'hydroxyapatite, sous forme poreuse, peuvent être colonisés par un tissu osseux de caractéristiques identiques à celles du tissu péri-implantaire. La taille des pores permettant cette colonisation doit être supérieure à 50 ou 100 μm , voir 250 à 300 μm .

L'existence de ces pores se traduit cependant par une diminution des résistances mécaniques des céramiques en phosphate de calcium.

Selon CLEMENT et coll. (1993), il peut être souhaitable de minimiser la porosité ou la taille des pores pour augmenter les résistances des céramiques, mais avec un intérêt limité, puisque ce facteur influence aussi l'intégration des céramiques par les tissus péri-implantaires. Donc un compromis est nécessaire entre la taille des pores et les propriétés d'intégration cellulaire des matériaux.

4.1.8 CONCLUSION

On s'aperçoit que la qualité de la poudre d'hydroxyapatite utilisée pour recouvrir les implants selon les différentes techniques va dépendre de certains facteurs :

- de la composition chimique de la poudre,
- choix de la méthode de synthèse de la poudre,
- les paramètres de calcination,
- les paramètres de frittage,

et que les propriétés de la poudre d'hydroxyapatite, telles que

- la pureté,
- la morphologie,
- la fluidité,
- les propriétés mécaniques,
- les propriétés physico-chimiques,

vont avoir une grande influence sur les caractéristiques des revêtements d'implants.

4.2 TECHNIQUE DE DEPOT DE L'HA SUR L'IMPLANT

4.2.1 PLASMA SPRAY : VAPORISATION

La méthode de projection à chaud ou plasma spray s'est avérée être la méthode de choix pour déposer l'hydroxyapatite à la surface de l'implant.

La poudre d'hydroxyapatite est injectée dans un gaz inerte, l'argon, porté à haute température où elle est chauffée, plus ou moins fondue, puis accélérée et projetée à grande vitesse sur le substrat.

Le gaz de transport est introduit dans la torche où il est dissocié et ionisé dans un arc électrique créé entre une cathode et une anode pour former le plasma chaud (8000-15000°C). Le gaz utilisé est un mélange d'argon et d'hydrogène. Les températures dans le plasma peuvent dépasser les 10000°K et les gradients de température sont également importants 6000°K/min. La vitesse de sortie de la torche est de l'ordre de 600m/s. VANDEVELDE et coll. (1993)

Les particules s'écrasent et se solidifient créant un dépôt de structure lamellaire. Ainsi le dépôt de céramique se compose de grains superposés soudés les uns aux autres lors de leur refroidissement sur le substrat. SHARROCK et coll. (1993)

L'implant, fixé sur un support rotatif, tourne selon son grand axe durant le dépôt d'hydroxyapatite.

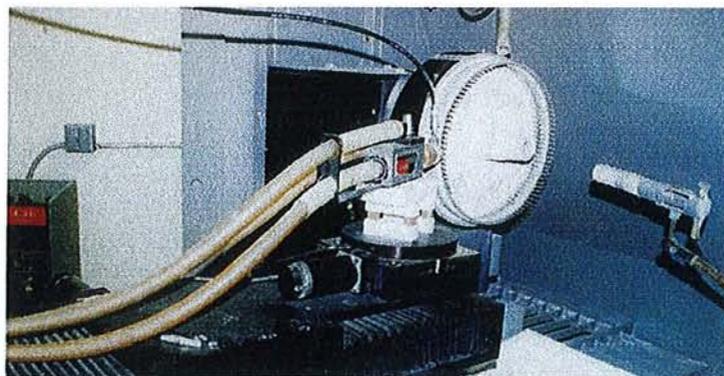


Fig. 16 : Support rotatif des implants pour la phase de plasma-spray. Schittly (2002)

Les gouttelettes de matériau fondu subissent une trempe et il peut alors se former une phase amorphe, la recristallisation n'ayant pas eu le temps de se faire, l'état liquide est figé brutalement.

Une autre conséquence de cette chute de température est l'apparition de contraintes thermiques dans le dépôt qui font que les couches trop épaisses n'ont pas de tenue mécanique. L'intérêt de cette technique est de pouvoir déposer des produits réfractaires sur des supports qui ne le sont pas, car ils ne subissent pas d'élévation de température importante.

La tenue du revêtement est principalement due à un accrochage mécanique sur l'implant. Pour assurer ceci, la surface de l'implant est préalablement préparée par sablage et nettoyée afin de présenter une bonne rugosité pour l'adhérence et d'éviter la présence d'une pellicule d'impuretés néfaste à la tenue.

De nombreux **paramètres** influencent le revêtement obtenu :

- le refroidissement de la torche,
- la température du jet de plasma,
- la pression du jet de plasma dont dépend la vitesse des particules projetées,
- rapidité du passage du jet de plasma sur les implants,
- densité du flux,
- la granulométrie de la poudre,
- qualité et pureté de la poudre d'HA,
- la vitesse d'injection,
- distance torche-substrat.

Les revêtements ainsi obtenus sont des complexes de :

- phosphates tricalciques α et β ,
- phosphates tétracalciques,
- hydroxyapatites d'oxyapatite,
- et des phosphates amorphes.

Ces phases secondaires sont plus ou moins désagréables en milieu biologique et le revêtement va donc partiellement se résorber.

La reproductibilité des revêtements ainsi obtenus est très difficile à maîtriser du fait de la complexité et du grand nombre de paramètres de réglage, et ainsi on peut obtenir des revêtements de composition totalement différente.

BONEL (1998)

SUN et coll. (2002) expliquent qu'en raison de la haute température de la flamme de plasma, la poudre d'HA pourrait fondre entièrement ou partiellement pendant le procédé de vaporisation. Cependant que les particules qui n'ont pas fondues maintiennent leur structure cristalline après refroidissement, celles qui ont fondues pourraient devenir phase amorphe ou recristalliser sous forme de nanocristaux.

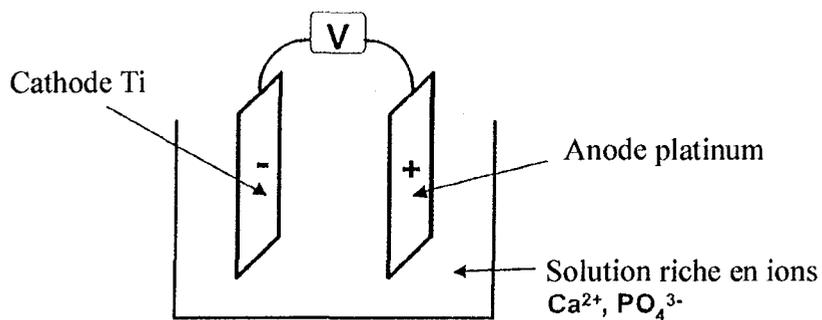
Selon SHARROCK et coll. (1998), cette phase amorphe est nécessaire pour assurer la cohésion des particules et l'adhérence au métal. Ces phases amorphes sont avec les produits de décomposition thermique, responsables de la plus grande solubilité des dépôts plasma par rapport à l'hydroxyapatite pure.

CHEANG et coll. (1996), expliquent que plus de 100 variables interviennent dans le processus de vaporisation, ce qui ne facilite pas la réalisation d'un revêtement présentant toujours les mêmes propriétés.

4.2.2 IMPLANTS RECOUVERTS ELECTRONIQUEMENT AVEC L'HA

L'implant est introduit comme cathode dans une solution de Ca^{2+} et PO_4^{3-} et l'anode utilisée est en platine. La solution est chauffée à 80°C et l'intensité du courant est de $0,15\text{-}0,30 \text{ mA/cm}^2$ pendant 50min.

L'implant se recouvre d'une couche de Ca et PO_4 amorphe (monetite, CaHPO_4) qui est ensuite convertie en HA dans une solution de NaOH .



$T = 80^\circ\text{C}$ $t = 50 \text{ min}$ $U = 2\text{V}$

Fig. 17 : Dépose d'une couche de monetite sur l'implant, PRADO (2001).

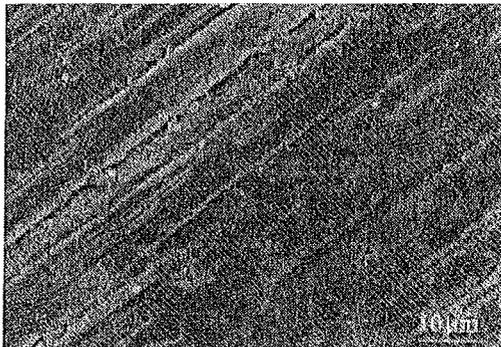


Fig. 18 : Surface en titane avant recouvrement. PRADO (2001)

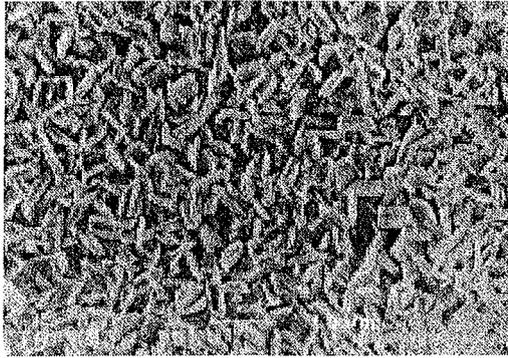


Fig. 19 : Surface en titane recouverte électroniquement d'une couche de monetite (MEB). PRADO (2001)

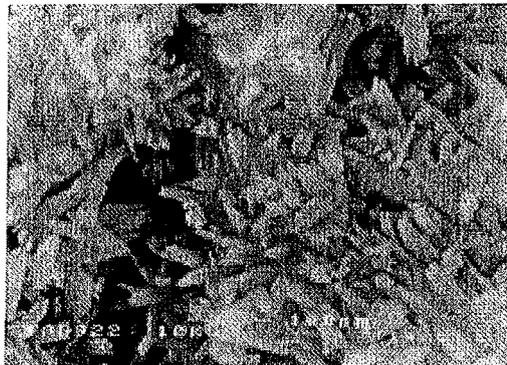


Fig. 20 : Dépôt d'HA après conversion du monetite dans la solution alcaline. PRADO (2001)

La conversion du monetite en hydroxyapatite dans une solution 0,1M NaOH à 60°C pendant 24h est suivie d'un changement de la morphologie. Les cristaux de monetite se transforment en cristaux d'hydroxyapatite avec des dimensions de l'ordre du nanomètre. PRADO et coll. (2001)

REDEPENNING et coll. (1996) par contre contredisent ces résultats, en n'observant pas de changement de la morphologie des cristaux lors de la conversion du monetite en hydroxyapatite.

Selon PRADO et coll. (2001), le recouvrement électronique des implants est un nouveau système à être introduit sur le marché et dont les avantages seraient le faible coût et la simplicité.

JANSEN et coll. (1999), expliquent que ce type de recouvrement présente une faible liaison avec le substrat en titane.

4.2.3 TECHNIQUE « RF-Magnetron Sputtered Technique »

Le dépôt à l'aide d'un faisceau d'ions est l'une des techniques utilisées pour recouvrir un implant. Le principe de cette technique est de déposer un film sur un substrat qui est simultanément bombardé par un faisceau d'ions.

Le bombardement d'ions est un facteur principal dans le contrôle des propriétés du film et pour l'amélioration de ses caractéristiques, telles que l'adhérence, la morphologie, la densité, la cristallinité et la composition chimique.

Le bombardement par le faisceau d'ions a comme conséquence la formation d'une interface mixte entre le substrat et le revêtement, et entraîne caractéristiquement une adhérence supérieure. LEE et coll. (2002)

CHOI et coll. (2000), ont déposé des couches minces d'hydroxyapatite sur un substrat en métal en utilisant une technique de déposition aidée par faisceau ionique.

Tandis qu'un faisceau d'électrons à 8.5 kV et à environ 0.1 A évapore la cible en métal, un faisceau d'ions est appliqué à la surface du substrat en métal pour aider le dépôt. Le substrat est tourné à 8 t/mn pendant le dépôt afin d'améliorer l'uniformité de la couche.

La tension est fixée à 130 V et l'intensité du courant est graduellement augmentée jusqu'à 1.0 A. L'intensité du courant du faisceau d'ions a des effets significatifs sur la composition de la couche déposée mais la morphologie du dépôt est plus ou moins semblable indépendamment de l'intensité du courant. Les forces de liaison du dépôt HA et du substrat augmentent en fonction du courant du faisceau d'ions.

Quand le faisceau d'ions n'est pas employé pour aider le dépôt, le tri-phosphate de calcium (TCP : $\text{Ca}_3(\text{P}_04)_2$) est formé après le traitement thermique.

La composition de la couche déposée et ainsi les propriétés sont donc fortement influencées par l'utilisation du faisceau d'ions.

En changeant le courant du faisceau d'ions, on peut influencer le rapport Ca/P. Le rapport Ca/P observé est encore plus petit que celui pour l'HA stoechiométrique (Ca/P = 1.67).

Par conséquent, les couches déposées, même après des traitements thermiques, ne sont pas 100% cristallines, mais un mélange de phases cristallines et amorphes.

Avant le traitement thermique, la couche était plutôt sans particularité. (voir fig.21)

Les lignes à l'interface sont des lignes de Wallner fréquemment observées quand des couches enduisantes sont détachées d'un substrat en métal et toutes les couches sont amorphes avec une épaisseur d'environ 700 nm. CHOI J.M. (2000)

Après traitement thermique, la couche est devenue craquelée, ce qui est dû à la différence d'expansion thermique entre le substrat et la couche déposée.

Ceci conduit à une réduction des forces de liaison, clairement due à ces fissures.

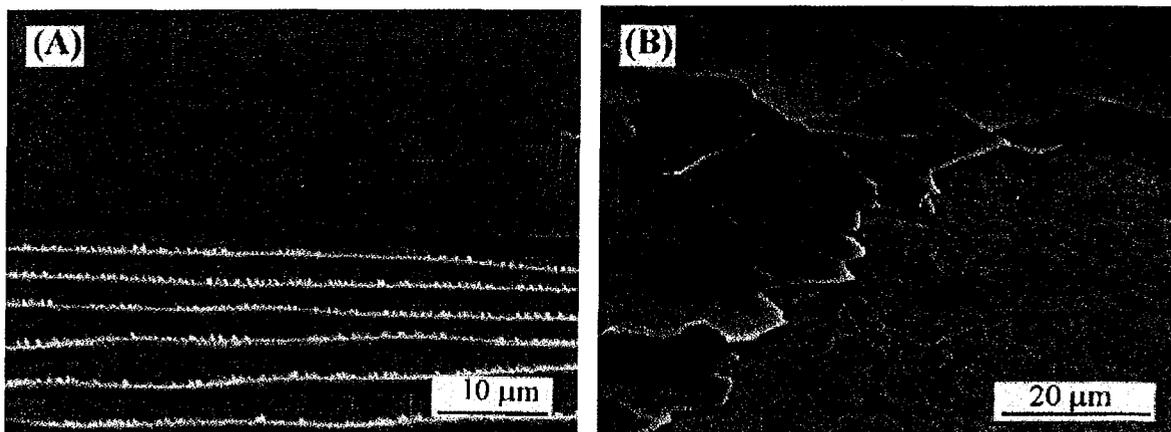


Fig. 21 : Recouvrement HA avant (a) et après (b) traitement thermique (au MEB).

CHOI et coll. (2000)

En dépit de la réduction de la force de liaison, le traitement thermique a été effectué afin de cristalliser la couche déposée, car autrement, le taux de dissolution de la couche dans une solution physiologique est trop haut pour des applications cliniques. Avec le faisceau ionique, le taux de dissolution a diminué par un facteur de 10. CHOI et coll. (2000)

Selon MASSARO et coll. (2001), avec cette technique il serait possible de réaliser des dépôts de 10μm d'épaisseur.

Par conséquent, les **avantages** de cette méthode seraient :

- des recouvrements adhérents avec une haute force de liaison au métal due à un interface « lien ionique » entre l'implant et le film,
- la composition chimique qui peut être commandée facilement,
- le processus se déroulant à température relativement basse,
- et un taux de dissolution peu élevé. LEE (2002).

4.2.4 METHODE DE TREMPAGE

La technique de trempage est une méthode à basse température qui permet à des matériaux d'être mélangés à un niveau moléculaire dans une solution, avant d'être extraits de la solution en tant que gel. Ceci se fait par évaporation du solvant, tout en laissant un solide avec un niveau élevé de porosité fine.

Ainsi l'implant est trempé dans une série de solutions pour former le recouvrement d'hydroxyapatite. Le processus de trempage est effectué à l'aide d'un appareil spécial qui peut fournir des vitesses de plongement et de retrait constantes (par exemple, 100 mm/min.) HADDOW et coll. (1996)

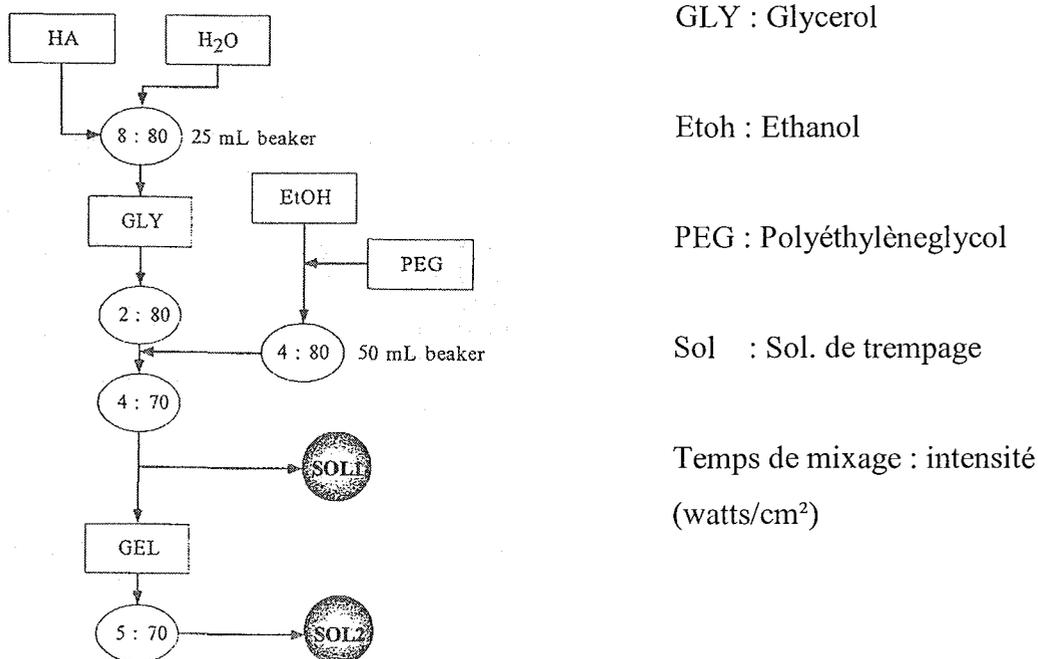


Fig. 22 : Préparation de la solution de trempage. MAVIS et coll. (2000)

MAVIS et coll. (2000) ont obtenu des dépôts uniformes d'HA, d'une **épaisseur** de 25µm (selon la solution de trempage).

L'épaisseur du dépôt peut être variée en changeant :

- la solution,
- la concentration en HA (5-20 % en poids),
- la fréquence et la vitesse de plongement/retrait (entre 50-250mm/min).

MAVIS et coll. (2000) ont obtenu des dépôts d'une porosité élevée et ont mesuré une force de liaison de l'HA à l'implant > 30 MPa. Elle est faible, car le dépôt se fait seulement par une seule précipitation.

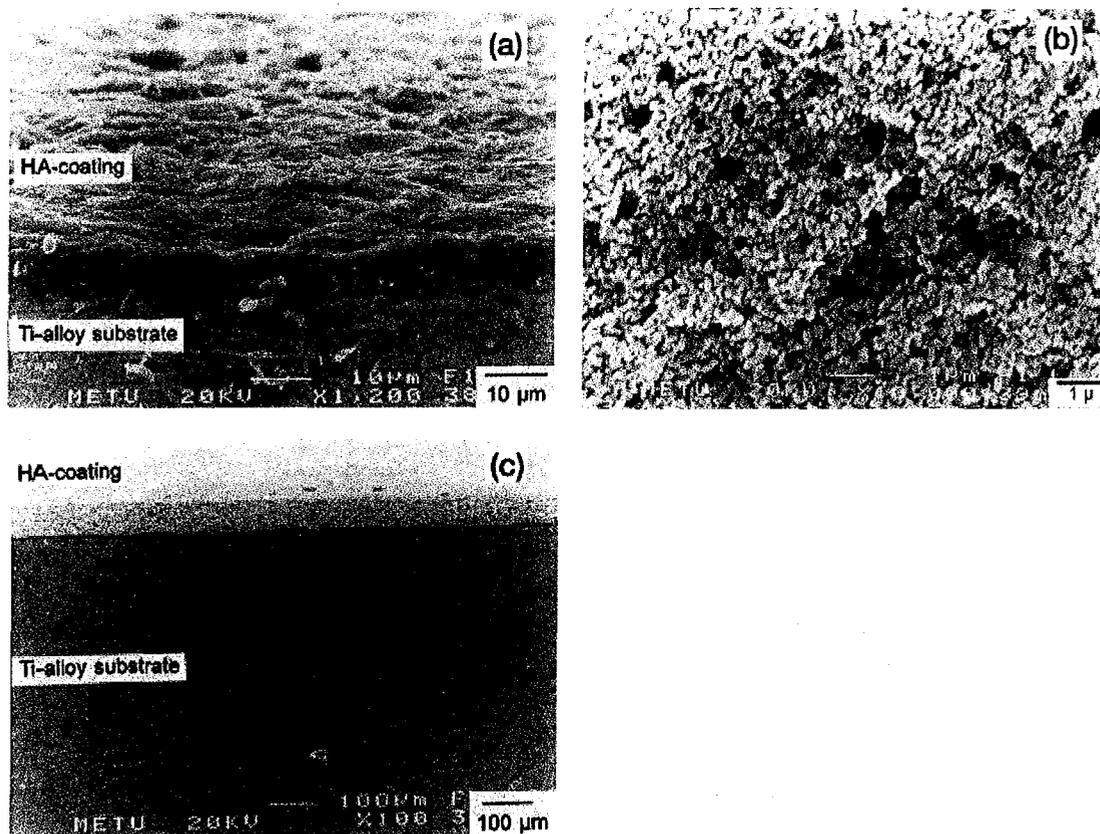


Fig. 23 : Implants en Ti-6Al-4V recouverts d'HA après chauffage à 840°C au MEB
 (a) aspect macroscopique,
 (b) microstructure poreuse de la couche de d'HA, et
 (c) vue de la couche d'HA en coupe MAVIS et coll. (2000)

HADDOW et coll. (1996) obtiennent des revêtements d'une épaisseur de 30nm avec une vitesse de plongement de 0,1mm/s. En changeant la concentration de la solution de trempage, une épaisseur minimale de 3nm est atteinte.

La calcination des implants doit être réalisée à une température aux alentours de 840°C pour MAVIS et 900°C pour HADDOW.

Selon BREME et coll. (1998), d'un point de vue théorique, les dépôts sol-gel de Ha possèdent un meilleur comportement que des couches épaisses produites par projection plasma, par frittage ou pressage isostatique à chaud.

BREME et coll. (1998) montrent que la technique de trempage est un procédé alternatif pour la production des couches d'HA sur la surface des implants, avec les **avantages** suivants :

- épaisseur du revêtement réduite,
- conservation des structures de surface requises (pores, cavités..),
- réalisation d'un rapport CA/P exact,
- et la dépose se fait indépendamment de la forme du substrat.

4.2.5 CONCLUSION

Parmi ces 4 méthodes de recouvrement, la méthode de vaporisation ou de plasma-spray est la plus souvent utilisée commercialement pour recouvrir les implants.

Ces revêtements doivent ainsi être évalués selon leurs caractéristiques physiques, physico-chimiques, mécaniques et biologiques.

4.3 EVALUATION DU REVÊTEMENT D'HA

4.3.1 CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES DU REVÊTEMENT

4.3.1.1 EPAISSEUR DU REVETEMENT

Selon PASSUTI et coll. (1996), l'épaisseur du revêtement serait un compromis entre les propriétés mécaniques et la dissolution. L'épaisseur moyenne serait de 50 à 75 μm , des revêtements plus épais seraient exposés à un risque de fracture de fatigue dans l'épaisseur du revêtement.

L'épaisseur du revêtement en hydroxyapatite est toujours un compromis entre la dissolution et les propriétés mécaniques requises. Il convient de noter qu'une épaisseur de plus de 100 μm peut présenter des signes de fatigue importants.

Une épaisseur excessive peut mener au décollement et à la fragmentation de la couche d'hydroxyapatite, ce qui peut provoquer la mobilité d'implant. JANSEN et coll. (1999)

SOBALLE et coll. (1996) ont rapporté qu'une épaisseur de 50 μm serait préférable pour réduire le risque de rupture d'HA et pour préserver un état de surface poreux de l'implant en métal.

Des données expérimentales ont prouvé qu'une épaisseur mince de 50 μm donne une fixation plus forte qu'une épaisseur de 200 μm .

Pour VANDEVELDE et coll. (1996) l'épaisseur minimale du revêtement serait de 50 μm .

GROSS et coll. (1998) mesurent l'épaisseur du revêtement HA de 8 implants (Dentsply, Imtec, Interpore, Lifecore et Steri-oss). En général, on trouve des valeurs autour de 50 à 100 μm pour les implants dentaires, tandis que l'épaisseur moyenne évaluée ici à cinq points différents de coupe de l'implant, a changé de 30 à 75 μm .

Ils ont noté que l'épaisseur était uniforme autour de l'implant mais elle a tendance à augmenter légèrement vers le col de l'implant. Cette légère augmentation d'épaisseur au col, non prévue dans la conception, fournirait un meilleur ajustage à l'os.

4.3.1.2 LA POROSITE

Après la projection par torche à plasma, il n'existe pas de macroporosité mais une microporosité avec des pores inférieures à 5-10 μ m et une porosité variable de 10 à 50%, selon PASSUTI (1996).

Selon SOBALLE et coll. (1996), la porosité des revêtements disponibles changerait de 5% à 20%.

Une porosité élevée a comme conséquence une surface mécaniquement plus faible et une résorption plus rapide par rapport à une basse porosité.

RADIN et coll. (1997) expliquent l'avantage d'une surface poreuse dans la vectorisation de certaines substances et de facteurs de croissance, impliqués dans la cicatrisation osseuse.

4.3.1.3 LA RUGOSITE

La rugosité a des conséquences sur les propriétés de dissolution et d'apposition d'os au niveau du revêtement, parce qu'une fois implantée, la surface est directement en contact avec l'os et les fluides du corps.

Une rugosité élevée va donc augmenter l'interface revêtement/fluides, et augmente ainsi le taux de dissolution et de précipitation d'apatite.

La rugosité peut être contrôlée en utilisant des paramètres de vaporisation et des poudres différentes. SUN et coll. (2001)

4.3.2 CARACTÉRISTIQUES PHYSICO-CHIMIQUES DU REVÊTEMENT

4.3.2.1 CRISTALLINITE / PURETE

Le degré de cristallinité a une grande influence sur la dissolution et le comportement biologique du revêtement. Plus la cristallinité sera élevée, plus le taux de dissolution sera faible. JANSEN et coll. (1999)

Selon SOBALLE et coll. (1996), la pureté de l'HA devrait être aussi haute que possible de 95% à 97% avec un rapport de Ca/P à 1.67.

Une bonne biocompatibilité exige que le revêtement contienne une forme hautement cristalline d'HA qui est bioactive. Les autres phases transitoires telles que le tétracalcium phosphate et le phosphate de calcium amorphe ont des réponses biologiques différentes.

Un revêtement hautement cristallin est réalisé en utilisant une taille de grain légèrement plus grande que la taille de fonte critique.

Avec cette taille de grain, une fonte inachevée se produit, qui va maintenir la forme cristalline originale d'HA. Les grains semi-fondus s'enclenchent mécaniquement pour former un complexe de pores irrégulier. CHEANG (1996)

SUN et coll. (2002) concluent que la cristallinité et la pureté de l'HA diminuent en augmentant la puissance et la distance de la torche à plasma.

4.3.2.2 MICROSTRUCTURE

Selon CHEANG et coll. (1996), la microstructure du revêtement va dépendre des caractéristiques de la poudre utilisée.

En utilisant des poudres calcinées, on produit des microstructures relativement faibles. Elles sont composées de micro et de macropores, avec des particules infondues et une adhérence

limitée des couches. Ces particules ont contribué à la formation de grands pores et cavités. Ces revêtements présentent ainsi une cohésion des particules limitée.

CHEANG et coll. (1996), observent quelques améliorations de la microstructure en employant des poudres séchées au vaporisateur. La réduction de la porosité a été attribuée pour améliorer les propriétés d'écoulement de la poudre.

Un état de surface et une microstructure complètement différente seront obtenus en employant des poudres d'hydroxyapatite sphérique. L'état de surface sera homogène.

La microstructure présente une structure lamellaire qui est exempte de grands macropores. La présence du bon contact interlamellaire et l'absence de macropores et de particules infondues, améliorent considérablement l'intégrité du revêtement. CHEANG et coll. (1996)

4.3.2.3 PHASE AMORPHE / COMPOSITION DE PHASE

Selon PASSUTI et coll. (1996), il existe une variation des différentes phases en fonction de la profondeur du revêtement. Ainsi la couche la plus proche du métal présente un taux élevé de phase amorphe par rapport à la zone superficielle.

Lors de la dépose de la couche d'hydroxyapatite sur le substrat par la méthode de vaporisation on obtient la formation d'une phase amorphe avec d'autres phases de phosphate de calcium non-bioactives.

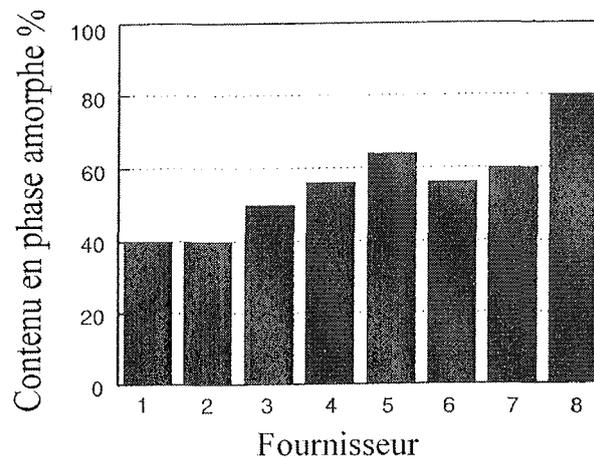
Les revêtements d'HA sont partiellement composés d'HA cristalline, de l'HA déhydroxylée et de phosphate de calcium amorphe déshydraté. SHARROCK et coll. (1996)

La formation de la phase amorphe est apparemment associée à une déhydroxylation partielle de l'HA pendant le processus de vaporisation.

La présence d'une phase amorphe est indésirable, parce que l'os normal est cristallin et ainsi l'intégrité de l'interface os-implant serait compromise.

En outre, la résorption importante de la phase amorphe peut provoquer une instabilité adhésive et mécanique au niveau du revêtement. CHEANG et coll. (1996)

KRAUSER et GLICK (1997), ont étudié la phase amorphe dans différents revêtements hydroxyapatite, et les résultats indiquent des différences considérables selon le fournisseur. D'un fournisseur à l'autre, ils ont trouvé des résultats variant de 40 à 80 %.



Tab. 6 : Contenu en phase amorphe de différents implants du commerce KRAUSER et GLICK (1997).

4.3.2.4 DISSOLUTION DU REVETEMENT

Selon SHARROCK et coll. (1998), la dissolution d'un revêtement en hydroxyapatite est directement proportionnelle à la concentration d'impuretés plus solubles, comme le phosphate de calcium amorphe ou d'autres phases de décomposition amorphes.

Selon SUN et coll. (2002), la dissolution est affectée non seulement par la cristallinité, mais également par l'état de fonte des grains, le volume des cristaux et la porosité.

Dans des tests In Vitro, ils observent aussi une dissolution complète des phases d'impureté et de la phase amorphe après immersion dans une solution physiologique pendant 4 jours.

Ainsi ils retrouvent une stabilisation de la couche d'HA après dissolution initiale, indiquée pour une utilisation à long terme.

4.3.3 CARACTÉRISTIQUES MÉCANIQUES

4.3.3.1 FORCE DE LIAISON TITANE/HA

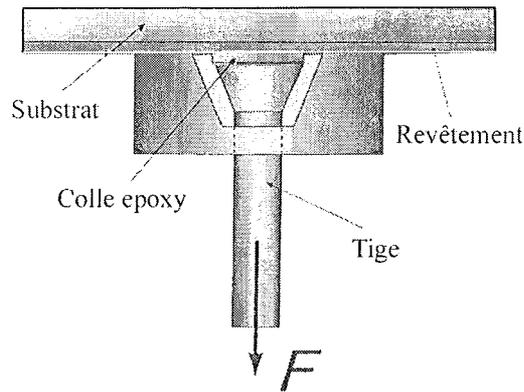


Fig. 24 : Dispositif utilisé pour tester la force de liaison. LEE et coll. (2002)

La force de liaison de l'HA à son substrat est liée à la porosité et à l'épaisseur du revêtement. SOBALLE et coll. (1996)

Selon JANSEN et coll. (1999), la force de liaison entre l'HA et le substrat varie en moyenne entre 5 à 65 MPa.

La force de liaison dépend directement de l'épaisseur du revêtement.

Ainsi, les revêtements d'une épaisseur de 50 μm ont donné une plus forte liaison au substrat que ceux d'une plus grande épaisseur, 240 μm .

4.3.3.2 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Pour la caractérisation mécanique de l'interface métal-céramique, les valeurs varient de 5 MPa à 65 MPa en fonction du mode de préparation du substrat et de la méthode utilisée pour effectuer les tests. PASSUTI et coll. (1996)

Les propriétés mécaniques sont importantes pour la survie à long terme du revêtement. SOBALLE et coll. (1996)

4.4 LA BIOCOMPATIBILITÉ

4.4.1 INTRODUCTION

Dans ce paragraphe, nous essayons de faire le point sur les connaissances en biocompatibilité de l'HA. La biocompatibilité d'un matériau dentaire correspond à un ensemble d'interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives.

Des normes internationales déterminent les méthodes d'évaluation de la biocompatibilité des matériaux et prévoient 3 niveaux successifs :

- tests initiaux In Vitro,
- tests secondaires In Vivo chez l'animal,
- tests précliniques chez l'homme ou le primate.

Ainsi on va analyser les résultats biochimiques pour le revêtement en hydroxyapatite, obtenus selon les tests In Vitro et In Vivo.

Pour ce faire, les résultats tirés des études menées In Vitro et In Vivo se complètent efficacement à condition que :

- Les matériaux étudiés aient été très précisément caractérisés sur le plan chimique, physique et mécanique.
- Les méthodologies d'investigation biologique soient pertinentes et reproductibles.

4.4.2 IN VITRO

Les tests In Vitro sont destinés à évaluer la biocompatibilité des matériaux et à déterminer qualitativement et quantitativement la cytotoxicité et la cytocompatibilité.

FRAYSSINET et coll. (1994), ont étudié l'influence de la **crystallinité** des revêtements d'hydroxyapatite sur certaines fonctions de la cellule en culture.

La lignée cellulaire utilisée sont des fibroblastes de souris L929.

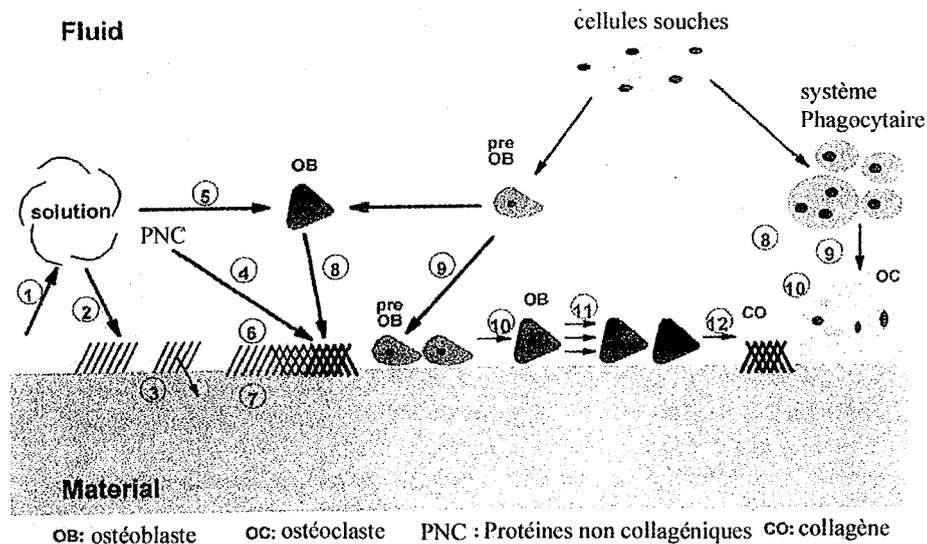
Ils ont démontré que les dépôts les plus cristallins ne favorisent pas la croissance cellulaire, par rapport à des dépôts moins cristallins qui relarguent moins de cristallites. Ainsi le taux de croissance cellulaire est nul sur les revêtements à forte cristallinité, alors qu'il est quasiment identique au témoin sur ceux à faible cristallinité, bien que le temps de latence soit un peu plus long. Ce retard au démarrage de cultures par rapport au témoin s'explique par la réactivité des phosphates de calcium, soumis à des dissolutions et recristallisations, par rapport à l'inertie du métal.

La fixation cellulaire sur les céramiques, quelle que soit leur cristallinité, se produit plus tôt, durant la première heure.

LELIÈVRE et coll. (1993), constatent que la croissance cellulaire va dépendre de la **température de frittage** de l'HA. Ainsi la croissance cellulaire est nulle pour des échantillons frittés au-dessous de 950°C, elle augmente à partir de cette température et passe par un optimum pour une température de 1250°C.

DE BRUIJIN et coll. (1992), ont cultivé des cellules de moelle osseuse de rat sur des dépôts d'HA qui ont permis de montrer les **étapes de la cohabitation** qui commence par la sécrétion d'une matière extracellulaire organique globulaire et qui est suivie par la synthèse de fibres de collagène dans cette matrice riche en glucosamino-glycanes puis par sa minéralisation.

Fig. 25 : DARD (1998), s'intéresse au **comportement biologique des phosphates** de calcium et décrit ainsi la succession des événements à la surface d'un matériau bioactif.



Le processus de dissolution « 1 » des phosphates de calcium In Vitro est suivi par la précipitation « 2 » qui provoque l'apparition d'une **couche apatite** à la surface de la céramique. De fins cristaux d'apatite sont déposés à peu près perpendiculairement à la surface. Ce processus de croissance épitaxiale est déterminant pour assurer l'intégration biologique des phosphates de calcium.

Il se trouve aussi une concentration de Ca et de P plus importante dans les milieux de culture en contact avec des revêtements de faible cristallinité. La concentration reste inchangée pour ceux de forte cristallinité.

Cette étude faite sur un modèle In Vitro montre que la cristallinité des dépôts d'HA influe sur la biologie des tissus à leur contact.

L'environnement organique est constitué par des protéines non-collagéniques qui sont adsorbées par la surface « 4 ». Dès que le précipitat commence à se former, un échange ionique « 3 » se déroule entre la surface initiale et le précipitat. Grâce aux ions calcium qu'elle contient, la solution influe sur l'activité cellulaire « 5 » et favorise chimiotactisme et attachement des cellules osseuses et des macrophages « 8 ». Un dépôt apparaît peu à peu à la surface, dû à l'adsorption de protéines en suspension « 4 ». Il sera qualifié de dépôt sans intégration « 6 » puis dépôt avec intégration « 7 ». Le dépôt avec intégration correspond à une zone de 20 à 70 mm d'épaisseur, décrite comme contenant du matériel organique et inorganique.

Ensuite les séquences d'adhésion « 9 » et de différenciation « 10 » concernent essentiellement les ostéoblastes et les cellules progénitrices de la moelle osseuse qui viennent se différencier à la surface du substrat.

Puis suivent les phases de prolifération « 11 » et sécrétion « 12 » qui aboutissent à la formation osseuse sans que les ostéoblastes interviennent directement dans le processus de minéralisation de la matrice collagénique sécrétée. La rugosité de surface du matériau joue un rôle non négligeable dans le recrutement et la différenciation de cellules ostéoclastiques « 8 , 9 , 10 » et contribue vraisemblablement à la libération de particules de matériau qui seront secondairement phagocytées. Il faut donc faire la différence entre ce processus de phagocytose et un phénomène de résorption.

Il est établi que certains types de phosphates de calcium , dont l'HA, subissent un processus de résorption ostéoclastique vrai.

ANSELME et coll. (1996), ont cultivé des ostéoblastes humains adultes sur des dépôts d'HA obtenus par torche à plasma, préalablement modifiés par une immersion de 21 jours dans un milieu de culture. La **prolifération cellulaire** observée sur ces revêtements modifiés est cependant inférieure à 45% au contrôle sur milieu de culture en plastique. Aucun développement cellulaire n'a pu être obtenu sur des revêtements non traités ou simplement rincés.

Au cours de cette immersion dans le milieu de culture, l'HA est d'abord partiellement dissoute puis recouverte d'un film formé de sphérules d'environ 1µm de diamètre. L'absence de prolifération cellulaire sur les dépôts d'HA non préalablement incubés dans le milieu de culture pourrait être due à une augmentation excessive du taux de Ca et de P dans le milieu de culture, préjudiciable au développement des cellules osseuses humaines adultes.

Contrairement à ces observations, LUGSCHEIDER et coll. (1994) ont noté un effet plutôt favorable de la dissolution de l'HA sur la prolifération de fibroblastes de souris de la lignée L929.

Ceci souligne l'importance du choix du type cellulaire utilisé pour les tests de cytocompatibilité. Pour tester la cytocompatibilité des revêtements il convient alors d'utiliser les types cellulaires utilisés In Vivo.

IVONE et coll. (2002) utilisent des ostéoblastes de rat (culture osteo-1) pour analyser le biocompatibilité de l'alliage de Ti-Al-7Nb avec et sans recouvrement en hydroxyapatite.

Les cellules se sont développées en couches multiples sur les deux substrats, formant une matrice extracellulaire seulement sur les disques recouverts d'Ha.

Cette étude comparative a prouvée que les deux alliages Ti-Al-7Nb (non-enduits et Ha-enduits) examinés étaient biocompatibles, permettant ainsi la croissance des ostéoblastes (cellules ostéo-1).

Le nombre et la viabilité des cellules étaient plus petits pour l'alliage recouvert d'HA que sur les cultures témoin. .

Ils concluent que, la présence d'Ha sur le Ti-Al-7Nb altère la croissance des cellules et la viabilité des cellules osteo-1 .

Cependant, ces cellules pouvaient produire la matrice extracellulaire plus tôt que celles développées sur les alliages non recouverts.

D'après Ivone, ces résultats s'expliquent par les propriétés physiques de l'hydroxyapatite.

L'HA frittée est constituée par des cristaux à bord pointu, qui ont pu être à l'origine de lésions au niveau des membranes des cellules menant à leur mort.

Il est intéressant de constater que, 15 jours après ensemencement, quand la surface Ha-enduite est déjà couverte au moins d'une monocouche de cellules, et que les bords pointus d'HA sont couverts par des cellules, la mort des cellules osteo-1 diminue et on observe une augmentation de la viabilité des cellules.

ONG et coll. (1998), comparent **l'activité ostéoblastique** sur de l'HA du commerce, frittée et calcinée. Ils démontrent une activité accrue pour la forme frittée, suggérant ainsi que la taille des cristaux à la surface de l'HA puisse jouer un rôle important dans la réponse cellulaire.

WENG et coll. (1997), démontrent que la pré-incubation en milieu de culture déclenche les phénomènes de dissolution et de reprécipitation d'ions Ca et P à la surface de l'hydroxyapatite. La stabilité du revêtement favoriserait la survie à long terme de l'implant mais la dissolution serait nécessaire à l'ostéointégration.

GROSS et coll. (1997), décrivent les mécanismes de dissolution et de reprécipitation intervenant sur les revêtements amorphes et cristallins d'hydroxyapatite. Le revêtement cristallin est plus stable face à la dissolution que la forme amorphe. Après la dissolution, un précipitat se forme à la surface des deux revêtements, composé de petites sphérules d'apatite carbonatée. La formation apparaît en premier pour la forme amorphe.

Les expérimentations In Vitro démontrent que la croissance cellulaire à la surface d'un revêtement HA, va dépendre de la température de frittage et de la cristallinité du revêtement.

Les processus de dissolution et de reprécipitation à la surface de l'HA vont aboutir à la formation d'une couche d'apatites carbonatés, déterminante pour assurer l'intégration biologique des phosphates de calcium.

Pour compléter les informations In Vitro, les expérimentations In Vivo sont indispensables.

4.4.3 IN VIVO

4.4.3.1 ÉTUDES CHEZ L'ANIMAL

Les inconvénients aux expérimentations In Vivo sont surtout liés aux conditions expérimentales, le choix de l'espèce animale, comme celui du site d'implantation. Les faibles séries vont donc limiter l'exploitation statistique.

L'extension du résultat animal à l'homme reste toutefois aléatoire et les interprétations doivent rester prudentes.

4.4.3.1.1 ANALYSE HISTOMORPHOMÉTRIQUE

SHARROCK et coll. (1998), conduisent une expérimentation sur la brebis, en posant 36 implants en site fémoral et 36 en site cortical (HAP, titane nu, alliage Ti6Al4V). La repousse osseuse a été évaluée après 6 et 12 mois, dans le but d'apprécier la qualité de l'interface os-implant après résorption de la fine couche de dépôt d'apatite.

Matériau	Délai	Site	% OS	%Fibreux	Site	% OS	%Fibreux
HAP	6 mois	Spongieux	71	19	Cortical	66	18
	12mois	Spongieux	77	11	Cortical	69	9
Ti6Al4V	6mois	Spongieux	46	50	Cortical	33	60
	12mois	Spongieux	76	14	Cortical	39	44
Ti	6mois	Spongieux	32	59	Cortical	42	55
	12mois	Spongieux	62	26	Cortical	30	40

Tab. 7 : Histomorphométrie quantitative d'un implant en titane, alliage de titane et revêtu d'apatite (HAP) chez le mouton. SHARROCK (1998)

A **6 mois en site spongieux**, les trabécules du site receveur arrivent directement au contact des implants recouverts d'apatite. Le dépôt d'apatite apparaît très dégradé, avec des particules observées focalement dans les lacunes périphériques.

Le site apparaît très stable six mois après implantation.

A **12 mois**, le dépôt d'apatite est pratiquement totalement résorbé. Il subsiste que des rares amas à l'interface. Un contact direct os-implant est observé sur la quasi totalité de la périphérie des échantillons.

En **site cortical** à **6 mois**, on retrouve la même résorption du dépôt d'apatite, avec d'assez nombreuses particules présentes dans les lacunes périphériques et parfois retrouvées loin de l'interface. L'ostéointégration des implants est satisfaisante. L' os néoformé est un os lamellaire en cours de remodelage actif, avec néoapposition sur pratiquement toute la périphérie des implants. A **12 mois**, alors que la résorption du dépôt est quasi totale, les implants sont très bien intégrés.

Les contacts directs os-implants sont nombreux et étendus. Par comparaison, les implants métalliques sont eux aussi stables dans leurs loges avec une ostéointégration réelle et satisfaisante. Toutefois, une fine membrane fibreuse s'interpose parfois entre l'os et le métal. Les contacts directs os-métal sont multiples et étendus, mais en absence de contact direct, un tissu fibroconjonctif lâche, mêlé a des éléments médullaires, occupe des lacunes d'assez grande taille.

Ainsi ils constatent que le contact os-implant revêtu est plus étendu et plus rapide et concluent que le revêtement d'apatite améliore les paramètres d'ostéointégration chez le mouton.

NOVAES et coll. (2002), ont comparé dans une étude (chien, mandibule, hors charge) 4 types de revêtements, titane lisse, titane plasma spray, hydroxyapatite et titane sablé. Après 90 jours, les implants sont analysés sous le microscope optique.

Implant nr.	Lisse	HA	TPS	Sablé
1	32.2	71.9	39.8	70.6
2	53.3	36.4	26.4	29.4
3	39.7	46.4	33.8	47.6
4	34.7	73.9	34.5	87.6
5	45.0	44.9	-	75.4
6	29.0	49.0	44.8	84.3
7	48.6	33.6	54.8	-
8	41.7	86.1	39.5	78.9
9	44.5	69.1	84.2	64.8
10	48.5	67.7	82.6	77.7
Moyenne	41.7	57.9	48.9	68.5
Déviation	7.8	18.0	21.1	18.8

Tab. 8 : Contact os/implant en pourcent pour tous les implants. NOVAES et coll. (2002)

Ils constatent une moyenne plus élevée pour les implants HA et TPS que pour ceux à surface lisse. Les implants à surface sablée ont eu un pourcentage de contact os/implant supérieur aux trois autres surfaces essayées.

ONG et coll. (2002), dans une analyse histomorphométrique (chien, mandibule, en charge), évaluent le pourcentage de contact osseux à l'interface après 12 semaines.

La longueur de contact d'os observée dans cette étude pour des implants recouverts d'HA chez le chien était plus haute que la longueur de contact d'os rapportée pour des implants HA par YANG C. (1997), après 12 semaines d'implantation (fémur, chien).

YANG et coll. (1997), avaient rapporté une longueur de contact d'os, 12 et 24 semaines après implantation de 50% respectivement de 75% chez le chien.

GODFREYSEN et coll. (1992), avaient trouvé un pourcentage de contact osseux de 69% pour des implants en titane, 12 semaines après implantation.

LONDON et coll. (2002), ne trouvent aucun avantage des implants recouverts d'HA par rapport aux surfaces TPS, mordançées et lisses (lapin, tibia, 8 semaines). L'implant à surface mordançée (Osseotite) avait obtenu le contact os-implant le plus favorable durant les 8 premières semaines chez le lapin.

Le but de l'étude de CONNER et coll. (2003), était d'évaluer de manière histomorphométrique (chez le chien), le contact os-implant de 3 implants à surface rugueuse différente, en utilisant la technique de la régénération tissulaire guidée.

Méthode :

Des forages ont été réalisés par ostéotomie pour les implants, de manière à présenter des défauts environnants, comblés avec de l'os lyophilisé (allogreffe) et recouverts par une membrane en polytétrafluoroéthylène. Les implants utilisés ont une longueur de 10mm et présentent des surfaces en plasma-spray de titane (TPS), hydroxyapatite (HA) et mordançés.

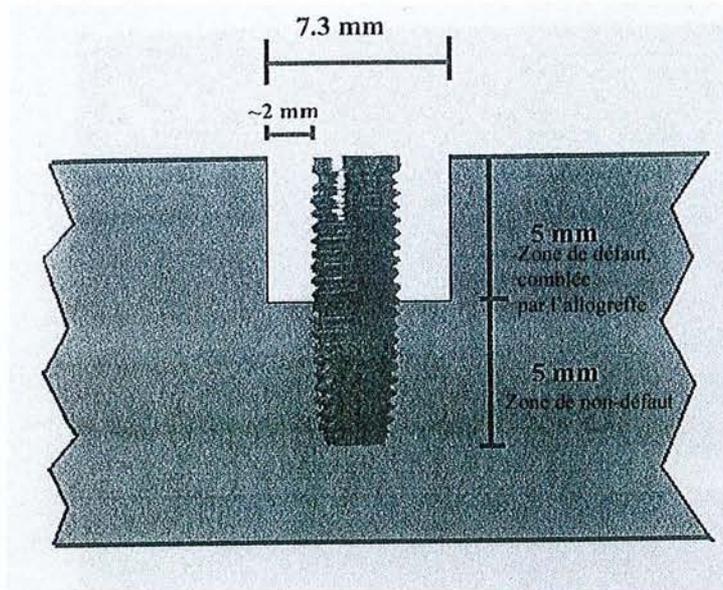
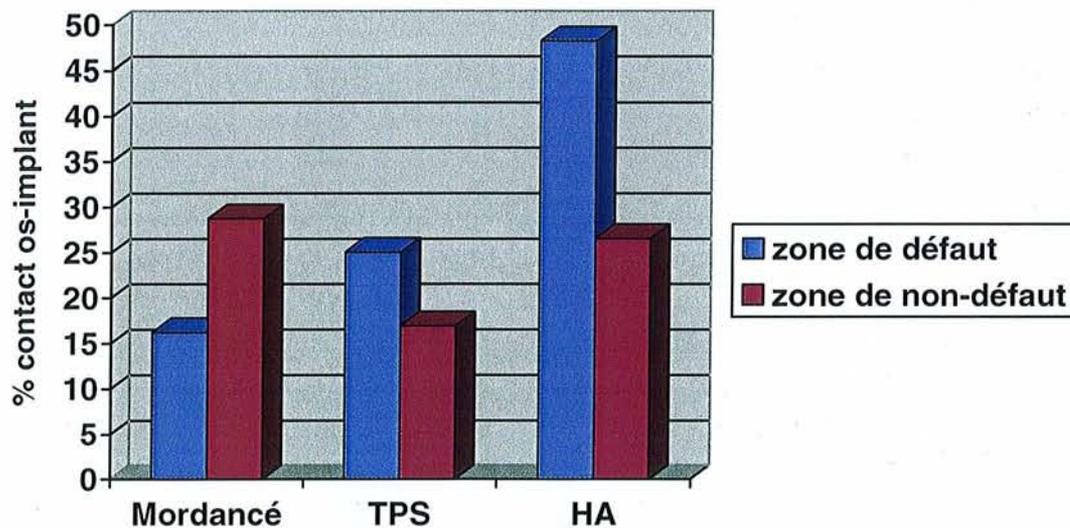


Fig. 26 : Localisation de la zone de défaut par rapport à l'implant. CONNER et coll. (2003)

Résultats :



Tab. 7 : Pourcentage de contact os-implant dans des zones de défaut et de non-défaut. CONNER et coll. (2003)

Conclusion :

D'après cette étude, CONNER et coll. (2003), le contact os-implant après 4 mois était le plus important pour les implants recouverts d'HA dans les zones de défaut, comblés par de l'os lyophilisé.

4.4.3.1.2 INTERFACE HA/OS

Historiquement, l'interface os-matériau (phosphates de calcium) a été étudiée par FALLSCHÜSSEL (1995), qui a proposé une classification des rapports entre ces deux structures fondée sur l'étude histologique.

Il a défini quatre situations :

- Espace
- Contact
- Adhésion
- Interaction

La formation osseuse débute directement à la surface des matériaux bioactifs pour lesquels il existe une réelle interaction, alors qu'une zone fibreuse entoure les matériaux biotolérés. DARD (1998)

SOBALLE et coll. (1996), ont démontré chez le chien, que des implants en titane soumis à des contraintes mécaniques voient apparaître une **encapsulation fibreuse** à leur périphérie, alors que de l'os se forme au contact d'implants recouverts d'hydroxyapatite étudiés dans des conditions identiques.

Les matériaux composés de phosphates de calcium, implantés en site osseux, provoquent les événements suivants:

- Formation du caillot sanguin.
- Organisation du tissu de granulation (3^{ème} jour).
- Apparition des cellules osseuses (6^{ème} jour).
- Re-organisation tissulaire.

Les études combinées de l'apparition du caillot sanguin et du développement du tissu de granulation révèlent que les **macrophages** sont les premières cellules qui colonisent la surface. Ces cellules sont capables de phagocyter et de dissoudre en site intra-cellulaire, des particules d'hydroxyapatite d'un diamètre inférieur ou égal à environ 50 µm).

Simultanément, la séquence événementielle décrite in vitro (point IV.4.2) se reproduit à l'identique in vivo.

Après la disparition des macrophages, les **cellules osseuses** colonisent le site, se différencient et commencent à synthétiser la matrice extra-cellulaire osseuse composée de collagène et de glyco-amino-glycanes.

L'interface ainsi créée entre les tissus vivants et les phosphates de calcium n'est pas une structure figée, mais présente une dynamique propre dans un environnement biologique complexe.

CLEMENS et coll. (1998), ont déterminé la valeur maximale de la taille d'**espace entre l'implant et l'os** qui permettra l'apposition d'os sur l'implant recouvert d'hydroxyapatite sans l'apparition de tissu mou.

Sur un modèle animal il démontre que cette limite se trouve entre 1 et 2 millimètres. Les lacunes de 1 millimètre entre un implant recouvert d'hydroxyapatite et l'os étaient comblés avec du tissu osseux, sans présence de tissu mou dans cet espace, contrairement à un implant en titane, où l'os a été séparé de l'implant par du tissu fibreux. Le même résultat a été obtenu à 6 semaines et à 6 mois après implantation. L'espace maximal entre implant en titane et le tissu osseux qui empêche l'apparition de tissu mou sera de moins de 1 mm.

STRNAD et coll. (2000), ont démontré une plus grande tolérance des implants recouverts d'hydroxyapatite que pour les implants en titane sablés face aux **conditions défavorables**, tel que des lacunes à l'interface ou l'instabilité primaire de l'implant. Ainsi il confirme les propriétés d'ostéoconduction de ce matériau bioactif.

4.4.3.1.3 HISTOLOGIE

COOK et coll. (1988), observent dès 5 semaines un tissu osseux différencié avec déjà des zones de remaniement entre 3 et 32 semaines. Il existe à 5 semaines une apposition nette d'os néoformé sans dégradation du revêtement et à 10 semaines apparaît un os différencié avec des processus de minéralisation.

PASSUTI et coll. (1996), dans une étude expérimentale chez le lapin, caractérisent les implants revêtus d'HA et en titane pur, après 3 et 6 semaines, d'un point de vue histologique. Les implants revêtus montrent, à 6 semaines, un os néoformé au contact de l'implant et les images par électrons rétrodiffusés, révèlent des zones limitées de résorption du revêtement. Un tissu fibreux entoure les implants non revêtus.

4.4.3.2 ÉTUDES D'EXPLANTS HUMAINS

BLOCK et coll. (1996), ont évalué de manière histologique l'interface os/implant et l'épaisseur du revêtement en hydroxyapatite. Le pourcentage de **contact os/revêtement** était de 71.04% le long de l'implant et aucune présence de cellules géantes multinuclées, cellules phagocytaires ou débris du revêtement n'ont été notées.

TAKESHITA et coll. (1996), déposent sept implants dentaires chez des patients et examinent leur histopathologie. Ils ont noté la possibilité de **détachement et de résorption du revêtement**. Ils concluent que les effets bénéfiques du revêtement HA se limiteraient à la période initiale de cicatrisation.

PIATELLI et coll. (1999), ont décrit l'interface os-implant de 2 implants retirés après 12 mois de mise en charge, présentant une fracture du pilier. Au microscope optique, ils observent un contact entre l'HA et l'os tout autour du périmètre d'implant, sans présence d'une capsule de tissu connectif ou de réaction inflammatoire.

Absence de macrophages et de cellules inflammatoires. Quelques petits fragments d'HA (20 à 100µm) s'étaient détachés de la surface de l'implant et ont été complètement entourés par l'os néoformé. Dans seulement quelques secteurs il était possible d'observer une réduction de l'épaisseur du recouvrement en HA.

Les images au MEB ont montré un contact direct entre l'os et l'HA.

TANAKA et coll. (2000), examinent l'histologie d'un implant HA (Integral : Calcitek), retiré pour une raison de site d'implantation incorrect.

L'examen au microscope électronique à balayage de l'interface a indiqué la présence d'un précipité amorphe et organique et d'autres composants.

Les autres composants ont été reliés ensemble avec des fibres de collagène.

Il y avait quelques composants cellulaires, aucune cellule géante multinuclée et d'infiltration des cellules inflammatoires n'était notée.

Le microscope à transmission a montré du **matériel phagocyté** dans les macrophages. Du matériel calcifié a également été trouvé en dehors des cellules.

La diffraction aux rayons X a prouvé que ce matériel était l'hydroxyapatite.

4.4.3.1.4 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

En 1988, COOK et coll., démontrent sur des éprouvettes implantées en transcortical chez l'animal, la différence des **qualités mécaniques** avec et sans traitement de surface par l'hydroxyapatite. Il observe une différence significative en faveur des implants revêtus.

COOK et coll. (1993) ont aussi examiné la force de résistance des implants cylindriques HA en « pull-out » et en torsion. Les implants avaient une longueur de 10 millimètres et ont été implantés dans des mâchoires inférieures pendant 15 semaines chez le chien. Les valeurs enregistrées, étaient étendues de 4.61 à 6.85 MPa.

PASSUTI et coll. (1996), notent des valeurs plus élevées à **l'extraction** pour un revêtement bicouche (60% de β TCP et 40% de HA) que pour un revêtement HA à 3 et 6 semaines. Les observations au MEB de la surface des implants après extraction ont montré que le siège de la **rupture** se situait à **l'interface céramique/titane**.

ONG et coll. (2002), réalisent des tests d'extraction « **pull-out** » pour évaluer la résistance au niveau de l'interface, implant recouvert et tissu osseux. Après 12 semaines d'implantation chez le chien (mandibule) ils notent une valeur de 2.70 ± 0.28 MPa.

Les résultats des expérimentations In Vivo doivent être interprétés avec prudence.

Les conditions expérimentales, le choix de l'espèce, la mise en charge et le choix du site d'implantation vont avoir une grande influence sur les résultats trouvés.

Les études histomorphométriques notent un pourcentage de contact os/implant légèrement supérieur pour l'HA face au titane lisse, dans le cadre d'une évaluation à court terme.

Ainsi on confirme les propriétés d'ostéoconduction de ce matériau bioactif et une grande tolérance de ces implants recouverts face aux conditions défavorables.

Selon PROUSSAEFS et coll. (2001), une augmentation de la **membrane sinusienne** avec de l'HA comme matériel de greffe, exécutée simultanément avec le placement d'un implant HA avait apparemment comme conséquence l'osséointégration entre l'implant et l'os environnant. L'implant a été maintenu **sans complication** pendant 9 années.

Ils ont observé qu'après 9 ans l'épaisseur du revêtement était uniforme, sans signe de dissolution ou de dégradation.

Des études in vitro ont démontré que la dissolution du revêtement HA peut se produire. GROSS et coll. (1997)

PROUSSAEFS et coll. (2000) ont rapporté un contact os/implant de 79% et de 84% après avoir été en fonction pendant 7 années et affirment que dans les quelques cas cliniques où une dissolution du revêtement a été observée, la zone était infectée.

PROUSSAEFS (2002), étudie l'histologie d'un implant (Steri-Oss ; Nobel Biocare), extrait après 1 mois, suite à une implantation en position trop vestibulaire.

A l'examen clinique, la face vestibulaire de l'implant était recouverte par les tissus mous, tandis que le côté palatin était couvert par de l'os.

L'évaluation au microscope optique a indiqué un contact serré entre l'hydroxyapatite et l'os **sans signe de dissolution du revêtement**. Des ostéocytes étaient présents, et des canaux de Havers étaient à proximité de la surface de l'implant.



Fig. 27 : Indentations au niveau de la surface de l'implant (flèche) et présence de cellules inflammatoires suggèrent une résorption locale du revêtement HA. PROUSSAEFS (2002)

Le côté vestibulaire de l'implant présentait une inflammation modérée et des signes de dissolution de l'hydroxyapatite. Ces observations suggèrent que les revêtements en hydroxyapatite puissent résister à la dissolution, en contact avec de l'os, mais seraient plus fragiles à la dissolution en contact avec les tissus mous.

DE LANGE et TADJOREDIN (2002), ont signalé un intime et abondant contact os-implant, de 90.4 % à 99.8%. La composition et l'épaisseur ($50 \pm 15 \mu\text{m}$) du recouvrement HA n'avaient à peine changé après 2.5 ans de chargement.

UEHARA et coll. (2004), rapportent le cas d'un implant ostéointégré, enlevé suite à un accident de voiture. L'implant était in situ durant 18 mois. Deux implants-vis couverts d'hydroxyapatite (HA) ont été enlevés avec une partie de l'os sain de la région molaire mandibulaire gauche.

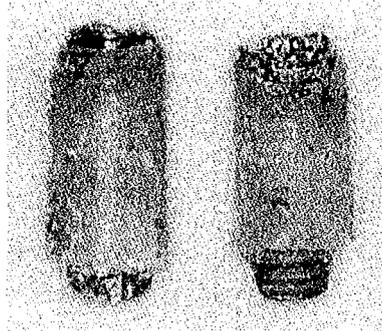


Fig. 28 : 2 Implants entourés d'os avant préparation histologique. UEHARA et coll. (2004)

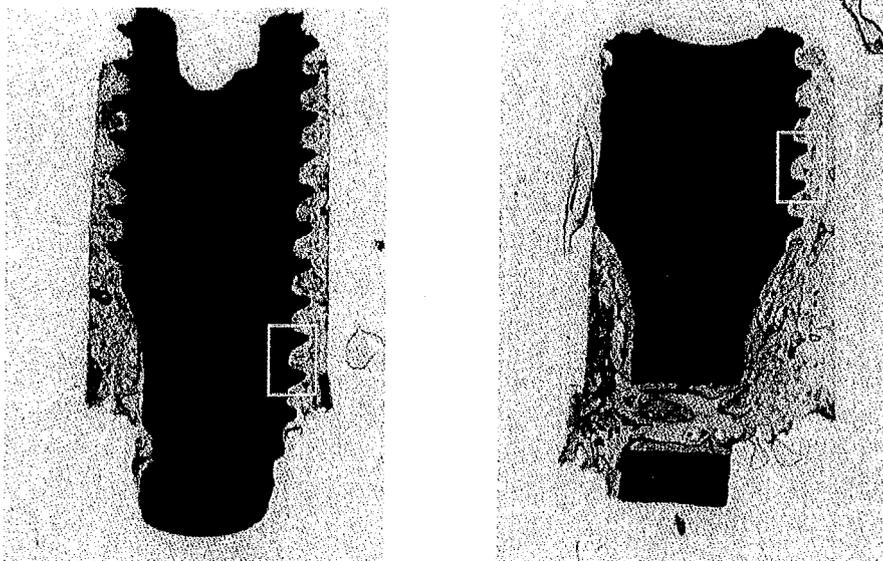


Fig. 29 : Coupe de l'implant 36 (à gauche)

Fig. 30 : Coupe de l'implant 37 (à droite) UEHARA et coll. (2004)

Des coupes d'environ 50 μ m d'épaisseur ont été préparées qui ont ensuite été colorées avec de la fuschine basique et du bleu de méthylène. L'examen histologique a révélé une apposition forte d'un os dense avec le recouvrement HA des implants.

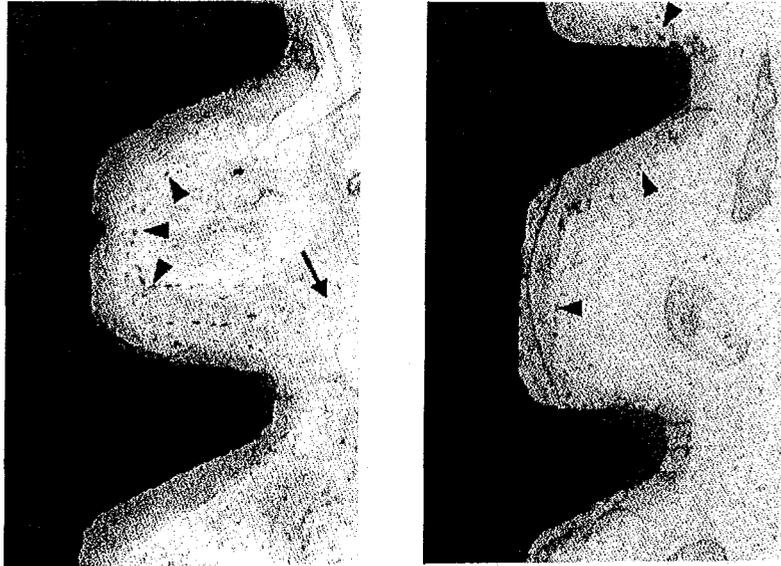


Fig. 31 : Implant 36 : Les flèches indiquent des ostéocytes en contact avec la limite, revêtement HA et os.(à gauche)

Fig. 32 : Implant 37 : Contact entre l'os et le revêtement HA avec présence d'ostéocytes (flèches) UEHARA et coll. (2004)

L'espace entre chaque filetage de l'implant était rempli avec de l'os minéralisé. Un haut degré d'ostéointégration a été noté avec un contact os-implant de 87,5% pour l'implant correspondant à la dent 36 et 97,4 % au niveau de l'implant correspondant à la dent 37. La connexion entre le revêtement HA 30 à 50 μm et le métal était uniformément serrée et constante.

En conclusion, l'examen histologique a montré un haut degré d'ostéointégration de ces deux implants dentaires vissés recouverts de HA enlevés après une mise en fonction d'une année et demie.

Les études histologiques sur explants dentaires humains sont plus rares que celles sur les **explants orthopédiques** analysés post-mortem.

Pas de réaction à un corps étranger ni d'encapsulation fibreuse a été notée.

PASSUTI et coll. (1996), ont réalisé des études sur des **revêtements de pièces fémorales explantées** comportant un revêtement HA. Sur les dépôts d'HA apparaît une repousse osseuse avec un début de résorption du dépôt.

Au MET il existe une interface diffuse entre l'os néoformé et les cristaux d'apatite biologique reprécipités à la surface et entre les grains résiduels d'HA.

Ils signalent dans de larges zones des processus de dissolution. Ainsi il existe un mécanisme précoce de reprécipitation des cristaux du revêtement avec des nouveaux sites de nucléation d'apatite biologique carbonatée servant de support pour l'adhésion des cellules ostéoblastiques.

Après cette étape précoce de dissolution/précipitation surviennent des mécanismes cellulaires de résorption par des cellules de type ostéoclastique sur la surface du dépôt, avec des lacunes de Howship et une diminution locale du pH qui augmente la solubilité de la structure apatique. Il s'agit du mécanisme initial du remodelage osseux.

Certains auteurs ont noté la possibilité de détachement et de résorption du revêtement HA.

- *Les fragments d'HA se détachent de la surface de l'implant.*
- *Une réduction de l'épaisseur du recouvrement est observée.*

Ainsi les effets bénéfiques se limiteraient à la période initiale de cicatrisation.

Au MEB un contact direct est noté entre l'os et l'HA.

D'autres notent une épaisseur du revêtement uniforme sans signes de dissolution ou de dégradation.

4.4.4 CONCLUSION

La définition de la biocompatibilité montre bien la complexité de démontrer la biocompatibilité d'un biomatériau à visée médicale humaine, tant par l'étendue des tissus et organes cibles éventuels que par la durée de vie à long terme des dispositifs médicaux étudiés. Seul un ensemble d'expérimentations combinées vont permettre, par la synthèse des résultats, d'évaluer la biocompatibilité d'un implant dentaire.

Les résultats des études In Vitro et In Vivo confirment la parfaite **biocompatibilité** et le **potentiel ostéoconducteur** de l'HA.

Ainsi une néoformation osseuse plus rapide a pu être mise en évidence.

On peut seulement tirer des conclusions des tests In Vivo et In Vitro si les matériaux utilisés ont été précisément caractérisés sur le plan chimique, physique et mécanique.

L'extension de ces résultats à l'homme doit toutefois rester aléatoire et les interprétations prudentes. Les études cliniques à long et à court terme des implants HA chez l'homme vont nous donner plus d'informations sur le taux de succès de ces implants recouverts.

CHAPITRE 5 :

IMPLANT EN TITANE RECOUVERT D'HA EN COMPARAISON AVEC LES AUTRES IMPLANTS

5.1 MÉCANISMES D'OSTÉOINTÉGRATION

La fixation de l'implant a lieu par l'ostéointégration. Celle-ci a été décrite la première fois par Brånemark comme le contact intime entre une surface d'un implant en titane et le tissu osseux. La définition actuelle pour l'ostéointégration est «une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ».

5.1.1 IMPLANTS RECOUVERTS D'HA

Les matériaux bioactifs tels que l'HA peuvent stimuler la formation d'un lien direct entre l'implant et l'os environnant et ainsi améliorer l'ostéointégration.

MEFFERT (1993), fait la différence entre la liaison entre le tissu osseux et l'implant recouvert d'HA, définie comme biointégration et l'ostéointégration de Brånemark.

La mise au point de revêtements céramiques d'hydroxyapatite sur la surface d'implants en titane a permis d'améliorer la réponse osseuse à l'acte chirurgical implantaire. En effet, on constate qu'un implant recouvert d'hydroxyapatite n'est plus inerte, mais interagit d'une manière positive sur les tissus péri-implantaires. Ainsi l'encapsulation fibreuse n'est pas observée et une accélération de l'ostéointégration se produit. SCHARROCK et coll. (1993)

Les **études histologiques** ont démontré une absorption rapide et une prolifération d'ostéoblastes sur les dépôts d'apatite. Ces ostéoblastes, bien à l'aise au contact d'un minéral phosphocalcique qui leur est habituel, génèrent rapidement une matrice protéique extra cellulaire normale à base de fibres de collagène. Il s'en suit une minéralisation efficace avec formation d'os primaire néoformé dès le premier mois post-opératoire. Le remodelage osseux conduit ensuite à la formation d'un os trabéculaire sain qui tient l'implant en place.

L'encapsulation osseuse du titane recouvert d'apatite s'explique par les liaisons fortes observées entre les cristaux phosphocalciques et les protéines du cytosquelette des ostéoblastes. Ce phénomène est important et reconnu au moment de l'ostéogenèse. La disposition des cristaux d'apatite qui conduisent au durcissement de la substance fondamentale pré-osseuse est organisée, avec l'axe C des cristaux hexagonaux ordonnés de façon parallèle à l'axe des fibres collagène. La liaison chimique os-implant est schématisée dans la figure suivante.

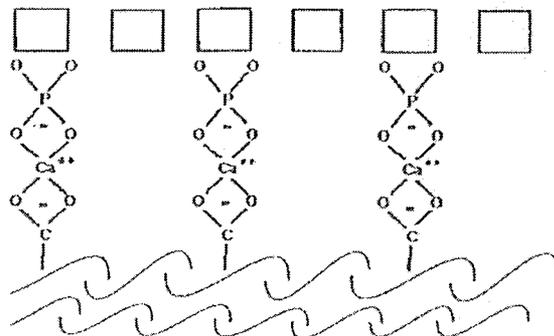


Fig. 33 : L'apatite cristalline (haut) a une stéréochimie complémentaire à celle de la phase organique (bas) assurant une liaison forte entre les tissus osseux et le revêtement d'apatite. SCHARROCK et coll. (1993)

Si la compatibilité os-apatite n'est plus à démontrer à l'échelle moléculaire, il faut tout de même tenir compte de la complexité des réactions biologiques. En effet, un biomatériau performant n'est pas une condition suffisante pour la réussite clinique ; elle ne met pas le praticien à l'abri d'autres échecs.

Cette liaison entre l'implant et l'os est un des facteurs les plus importants pour la fixation et la fonction de l'implant.

Les implants recouverts d'HA ont montré un lien très fort avec l'os vivant, pendant une période relativement courte, même sous conditions de charge avec présence d'un espace entre le revêtement et l'os.

SUN et coll. (2001), suggèrent que ce processus d'ostéointégration est lancé avec la dissolution du revêtement peu après l'implantation et pourra être décrit comme suit :

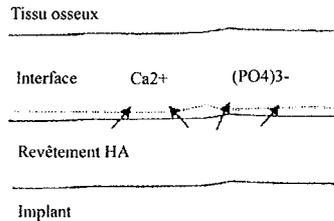


Fig. 34 : Dissolution partielle du revêtement HA où des ions calcium et phosphate seront libérés du revêtement, ce qui causera une augmentation de la concentration en ions calcium et phosphate dans l'environnement local autour de l'implant. SUN et coll. (2001)

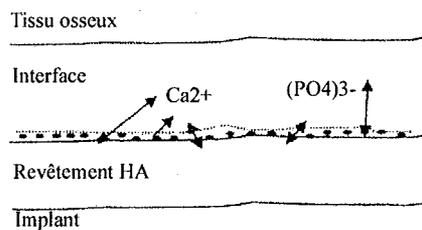


Fig. 35 : Précipitation des cristaux sur le revêtement HA avec échange ionique avec les tissus environnants. SUN et coll. (2001)

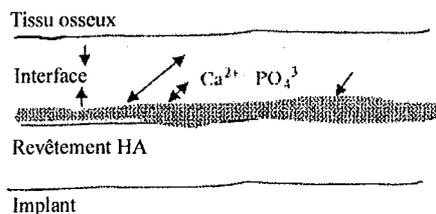


Fig. 36 : Formation d'une couche carbonatée de microcristaux et de macrocristaux de phosphate de calcium, due à l'incorporation d'une matrice collagénique et croissance d'os vers l'implant. SUN et coll. (2001)

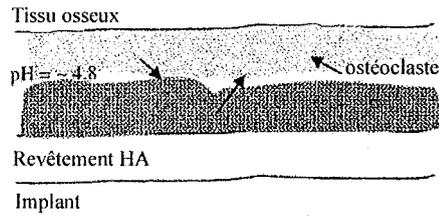


Fig. 37 : Remodelage osseux : Résorption de l'os par les ostéoclastes et sécrétion d'ions hydrogène dans l'espace extracellulaire, créant un pH local d'environ 4.8, menant à la résorption rapide des deux, l'HA carbonaté du tissu osseux et l'HA du revêtement HA. SUN et coll. (2001)

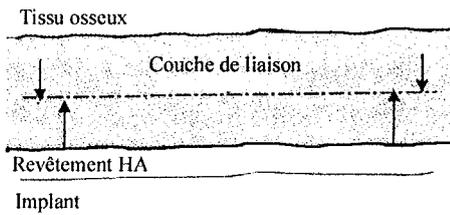


Fig. 38 : L'interface os-implant est soumise davantage à la croissance et la transformation du tissu osseux. La croissance de cette couche de liaison se fait de manière bidirectionnelle. SUN et coll. (2001)

5.1.2 IMPLANTS NON RECOUVERTS D'HA

LEIZE et coll. (2000), déposent des implants dentaires en titane bien intégrés et mis en fonction chez un patient après quatorze et après quarante mois in situ pour la caractérisation de l'**interface** entre le **recouvrement plasma-spray** et l'**os minéralisé** avoisinant.

Au microscope électronique ils étudient les interfaces intactes non-décalcifiées os/recouvrement. La présence d'une apposition tissulaire osseuse directe sur le revêtement en titane ainsi que l'interposition d'un matériel amorphe le long des mêmes zones interfaciales montrent l'aspect biologique dynamique du processus d'ostéointégration. Ils notent la présence de petits grains de titane de 5 à 50 nm de diamètre à la surface des particules de recouvrement plasma-spray.

Le microscope électronique à transmission a révélé une continuité entre les plans réticulaires du matériel de recouvrement et ceux des minuscules grains en titane indiquant donc une liaison chimique. L'épaisseur de la couche en titane granulaire interposée entre les particules de recouvrement et le tissu osseux minéralisé allait jusqu'à 600 nm.

L'observation de cristallites en baguettes de phosphate de calcium à l'intérieur de la couche poreuse, faite de grains de titane, indique un processus de pénétration osseuse, suggérant un mécanisme d'accrochage osseux à la surface externe du revêtement de l'implant en titane.

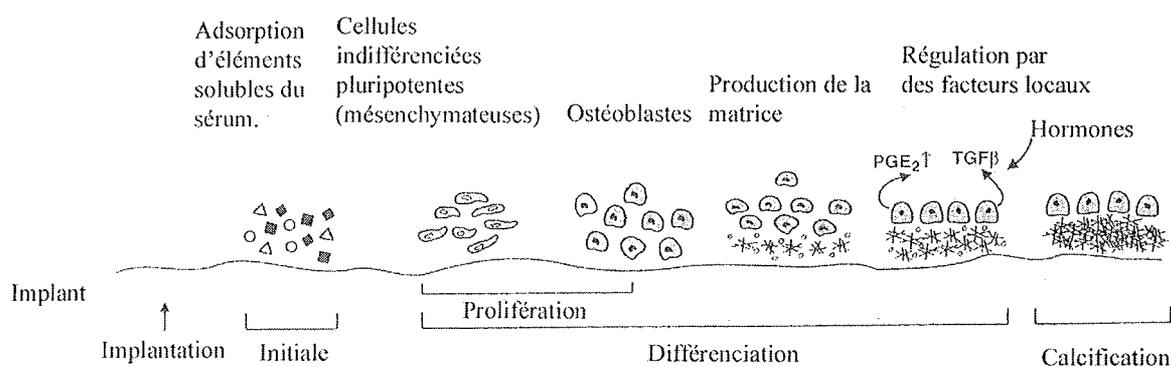


Fig. 39 : Interactions à l'interface os-implant. SCHWARTZ et coll. (1999)

5.2 SOURCES D'ÉCHEC DE L'OSTÉOINTÉGRATION

5.2.1 IMPLANTS RECOUVERTS D'HYDROXYAPATITE

5.2.1.1 RÉSORPTION DU REVÊTEMENT HA

Plusieurs des premiers recouvrements en HA (phosphate de calcium) étaient expérimentaux et donc sujets à la dissolution rapide et à l'échec. Ces enduits, qui n'ont pas été lancés sur le marché commercialement, ont été appliqués à la surface de l'implant par le processus « d'ion-sputtering » qui ont produit un recouvrement final composé principalement de phase amorphe. Ces enduits de phosphate de calcium ont eu très peu d'HA et étaient essentiellement non cristallins. En conséquence, ils se sont dissout dans des conditions physiologiques en raison de la nature amorphe des enduits et de leur épaisseur relativement mince. Des études ont démontré que le taux de dissolution in vitro pour différents recouvrements d'HA peut considérablement changer par rapport au phosphate tricalcique du commerce. Les enduits d'HA d'implants dentaires courants sont appliqués par un processus de plasma-spray qui produit un enduit plus épais avec une cristallinité plus élevée.

BIESBROCK et coll. (1995)

Selon REY (1995), lorsque le revêtement HA se résorbe, le titane va s'oxyder puisqu'il est à même de capter l'oxygène dans les liquides organiques. La couche d'oxyde qui va se former sera probablement de moins bonne qualité, puisque modifiée par des inclusions étrangères, que sur un implant sans HA. Ainsi la réostéointégration qui va se produire sur le corps de l'implant sera probablement moins bonne que celle des implants non HA, ce qui pourrait expliquer les problèmes de perte de ces implants à long terme.

PIATELLI et coll. (1999), notent une **réduction de l'épaisseur** de la surface HA au niveau de quelques parties de l'interface d'un implant parfaitement ostéointégré, présentant un contact étroit entre l'os et la surface HA.

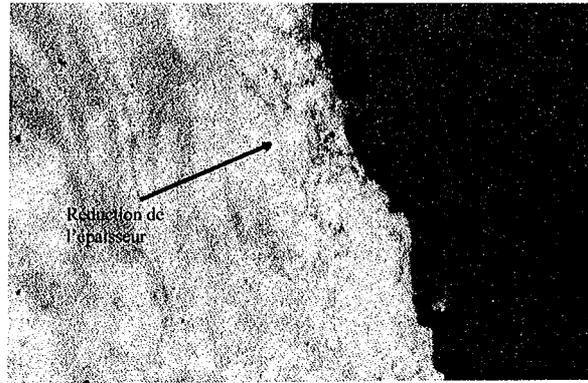


Fig. 40 : Résorption de la surface HA. PIATELLI et coll. (1999)

GINESTE et coll. (1999), dans une étude histologique en microscopie électronique, notent une plus faible résorption du revêtement HA pour des épaisseurs de revêtement de 100 μ m que pour 50 μ m. Pour une épaisseur de revêtement de 50 μ m, ils notent à une période d'implantation de 3 mois, une désintégration du revêtement avec pénétration du tissu osseux dans les zones en résorption. La limite externe devient frangée. À 1 an, il ne reste par endroit que quelques vestiges du dépôt d'HA et l'adhérence est parfois incomplète avec des dispositions irrégulières.

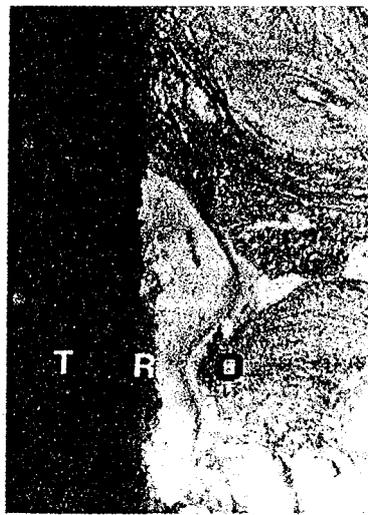


Fig. 41 : Implant HA 50 μ m à 1 an (x170). Vestiges du revêtement (R) de l'implant (T) au contact du tissu osseux (O). GINESTE et coll.

Pour une épaisseur de revêtement de 100 μ m, comparativement aux implants dont le dépôt d'HA est de 50 μ m, à 3 mois, la résorption du revêtement est lacunaire, mais moins prononcée. À 1 an, la résorption du revêtement ne paraît que superficielle et le pourcentage de contact os/dépôt HA est plus important que sur les implants HA 50 μ m.



Fig. 42 : Implant HA 100 μ m à 1 an (x170). Le tissu osseux (O) est au contact direct du revêtement (R) de l'implant (T). GINESTE et coll. (1999).

Pour CHOI et coll. (2000), le revêtement HA des implants est inutile dans les cas où la dissolution de la surface en hydroxyapatite est plus rapide que l'apposition osseuse ou la stabilisation de l'implant.

5.2.1.2 QUALITÉ DU RECOUVREMENT HA

Les implants utilisés dans les différentes études, bien que tous recouverts d'hydroxyapatite, ne présentent pas les mêmes propriétés biologiques. En effet, les caractéristiques de la poudre de départ et les nombreux paramètres de projection ont une influence sur la qualité du dépôt d'hydroxyapatite. Ces différences de caractéristiques physico-chimiques des dépôts peuvent aussi expliquer les variations des résultats obtenus lors des différentes études.

Si on tente de corréler la qualité de l'ostéointégration obtenue avec les caractéristiques et les propriétés physico-chimiques des revêtements, on s'aperçoit que le taux de cristallinité varie d'un fabricant à l'autre. Cette diminution du degré de cristallinité après la projection, va dépendre des paramètres de projection, ce qui explique que les dépôts obtenus peuvent avoir des propriétés biologiques différentes en fonction de la technique utilisée. Ainsi, certains auteurs préconisent un traitement de recuit de l'hydroxyapatite après projection, afin d'augmenter son taux de cristallinité et, donc de diminuer son taux de solubilité.

Par conséquent, la matière de base de la poudre d'HA, les paramètres de projection, la technique et la méthode de recouvrement de l'implant sont très importants.

5.2.1.3 STÉRILISATION DU REVÊTEMENT

Une susceptibilité à la colonisation bactérienne augmentée et l'intégrité du recouvrement HA sont les deux points faibles des implants HA. Biesbrock et coll. sont d'avis que l'infection microbienne et le trauma occlusal sont les deux facteurs étiologiques responsable de la perte de l'implant.

Des études ont prouvé que les microflore bactériennes liées au péri-implantites sont semblables à celles liées au parodontites des dents naturelles. Ils pensent que les enduits en HA sont plus susceptibles de développer une colonisation bactérienne que les dents naturelles ou les implants en titane, en raison de leur rugosité et de leur propriété hydrophile.

Des études au microscope électronique à balayage examinant la maturation de la plaque dentaire subgingivale sur le titane, l'Ha et les surfaces de ciment ont prouvé que l'ordre et la composition des morphotypes de bactéries étaient semblables indépendamment de la surface. BIESBROCK et coll. (1995)

5.2.1.4 PERTE OSSEUSE AU NIVEAU CORTICAL

L'état de surface rugueux des implants recouverts d'HA, peut déclencher une réponse inflammatoire qui initie la résorption osseuse. Cette susceptibilité à une perte osseuse au niveau cortical, a permis d'augmenter l'intérêt de développer des implants HA à col lisse.

Une source d'échec de l'ostéointégration est la soudaine et rapide perte osseuse peri-implantaire qui se produit après des périodes initiales de succès apparent.

La présence d'une suppuration et d'une inflammation est rapportée dans la majorité de ces cas, dont l'étiologie serait d'origine bactérienne. BIESBROCK et coll. (1995)

Dans une étude, ROYNESDAL et coll. (1998), ont étudié la résorption de l'os marginal de trois implants mandibulaires antérieur placés chez des patients âgés. Après un suivi de trois ans, comparé aux implants titane plasma-spray (cylindre), les implants titane (vis) et les implants recouverts HA (cylindre) étaient sensiblement meilleurs en terme de résorption d'os au niveau cortical.

5.2.1.5 LIEN HA/IMPLANT FAIBLE

La rupture de **l'interface HA-Implant** peut être une des sources d'échec de l'ostéointégration, pouvant provoquer une mobilité de l'implant conduisant à sa perte.

Les études de résistance à la tension des recouvrements HA des implants recouverts, suggèrent que l'interface Ha-titane serait un lien potentiellement faible à la fracture.

Des études utilisant des fémurs canins ont démontré que les interfaces Ha-titane sont plus sujets à la rupture que l'interface os-HA.

Des cas de rupture d'interface d'implants recouverts ont été rapportés dans la littérature. Cependant, des cas in vivo de rupture d'interface, associées à l'échec implantaire semblent être extrêmement rares. BIESBROCK et coll. (1995)

EDMONDS et coll. (1996) dans une étude, ont démontré que des changements de la surface d'HA peuvent se produire **pendant le placement chirurgical**, en particulier lors des forages à diamètre trop petit.

Ces changements ont également reflété une variabilité intra- et inter fournisseur.

Ils jugent des études in vivo nécessaires, pour évaluer l'impact biologique de ces résultats, car les changements observés peuvent affecter l'ostéointégration du système implantaire.

Selon BLOEBAURN et coll. (1998), les **particules d'HA** peuvent être résorbées par des macrophages si leur taille est suffisamment petite (**<30µm**) comparée aux macrophages. Ces débris d'HA persisteront dans le macrophage comme irritant cellulaire. Quand un macrophage phagocyte ces particules, les cellules libèrent presque immédiatement des cytokines, des prostaglandines et des collagénases. Le dégagement de ces facteurs commence juste après l'ingestion d'HA et le dégagement maximal se produit entre 12 et 24 heures. Si ces particules ne se dissolvent pas pendant la durée de vie du macrophage, des macrophages s'accumuleront, afin de dégager des cytokines pour digérer tous les macrophages morts et les substances non dissoutes d'HA.

Les particules plus grandes qu'un macrophage (**> 30 µm**) ne seront pas digérées par des macrophages mais entourées par des cellules géantes.

Cette réaction cellulaire excessive aux particules de l'HA pourrait faire baisser le Ph local et perturber le processus de transformation du tissu osseux, causant ainsi la résorption de l'HA et de l'os.

PIATELLI et coll. (1999), ont déposé 2 implants HA après 12 mois de mise en charge, en raison d'une rupture de pilier.

Sous le microscope optique, ils ont trouvé un contact étroit entre l'os et la surface hydroxyapatite, sans présence d'espace ou de tissu conjonctif à l'interface.

Une réduction de l'épaisseur du recouvrement HA a également été notée dans un secteur, avec la présence de quelques **particules isolées d'HA** entourées d'un os nouvellement formé. Ils suggèrent donc que la résorption ou les particules isolées d'HA ne posent aucun problème à la survie à long terme de l'implant recouvert.

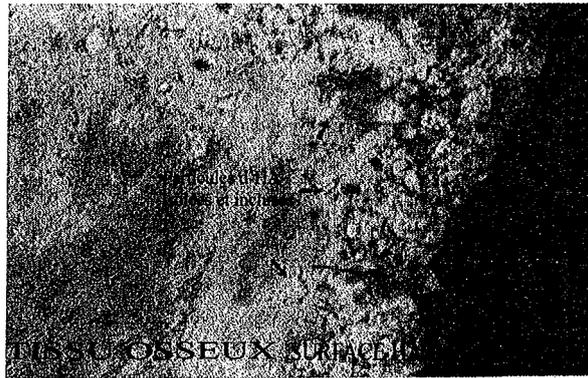


Fig. 43 : Résorption de l'HA dans quelques parties de l'interface, avec quelques particules d'HA isolées et incluses dans de l'os nouvellement formé (flèches) et matériel biologique à l'intérieur de l'épaisseur du recouvrement. PIATELLI et coll. (1999)

CHAPITRE 6 :

ETUDES CLINIQUES : REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

L'évaluation clinique des études reste pourtant difficile, car malheureusement, aucune norme ou critère de succès ne sont admis pour évaluer le succès d'un implant. L'échec d'un implant peut être identifié par des symptômes cliniques et radiographiques, mais les critères de succès sont moins évidents.

Pourtant, dans quelques études, les critères de succès proposés par Albrektsson sont utilisés. ALBREKTSSON et coll. (1986):

- l'immobilité d'un implant individuel
- aucune évidence de radiotransparence péri-implantaire
- < 0.2 mm/an de perte verticale d'os après la première année de mise en charge.
- absence des symptômes persistants et irréversibles : douleurs, infections et paresthésies.

En revanche, d'autres études considèrent la survie de l'implant en tant qu'étant le critère d'évaluation le plus important. La survie, définie comme un implant fonctionnant avec succès comme soutien d'une prothèse. L'échec, défini en tant qu'un implant qui n'a pas été intégré, ou un implant qui a dû être enlevé.

Ainsi une comparaison des différentes études cliniques longitudinales s'avère difficile, due à une trop grande différence entre les méthodes, le matériel utilisé et les critères de succès.

Gardant ces considérations dans l'esprit, une revue bibliographique des études cliniques sera donnée.

Après les études initiales in vivo (animaux), en 1984 les premiers implants dentaires HA ont été vendus sous le nom INTEGRAL®.

Ces implants en titane ont été recouverts d'une couche d'HA de 75µm. Puis, d'autres implants HA ont été présentés, comme STERI-OSS® et IMZ®.

➤ **SAADOUN et coll. 1992.**

SAADOUN et coll. (1992), ont commencé leurs études en mars 1987, pour évaluer la performance globale des différents types d'implants Steri-Oss.

Ils ont décrit les résultats de 673 implants Steri-Oss(R), selon les critères de succès d'ALBREKTSSON, placés chez 280 patients :

- 241 étaient des implants vis en titane,
- 104 étaient des vis en titane recouvertes d'HA,
- 328 étaient des cylindres en titane recouverts d'HA.

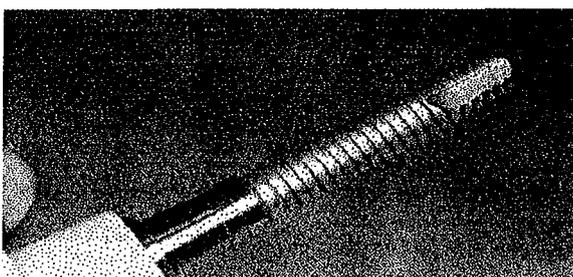
Les implants ont été mis en place dans le maxillaire et dans la mandibule.

Une comparaison des résultats de ces différents types d'implants après 5 ans a indiqué des taux de succès de :

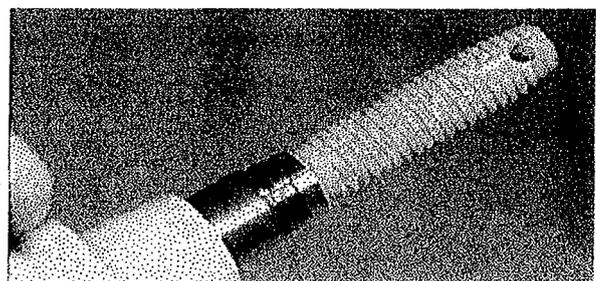
- 85.05% pour les vis en titane,
- 97.14% pour les vis en titane HA et
- 98.48% avec les cylindres en titane HA

La comparaison des taux de succès du maxillaire et de la mandibule indique que le taux moyen de succès de 94.5% pour la mandibule chute à 90.3% pour le maxillaire.

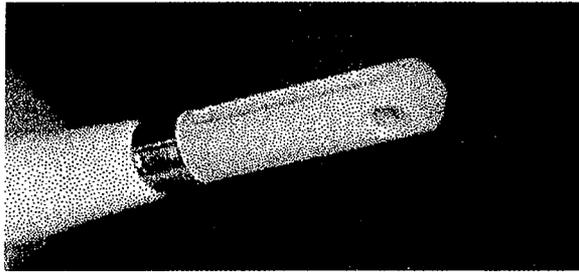
De plus, les taux de succès sont plus élevés dans les secteurs antérieurs que dans les secteurs postérieurs.



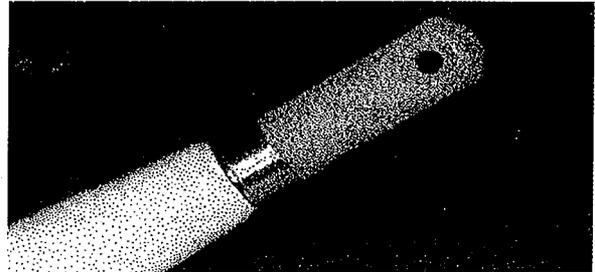
a) Implant vis en titane



b) Implant vis recouvert HA



c) Implant cylindrique HA



c) Implant cylindrique TPS

Fig. 44 : Quatre types d'implants Steri-Oss. SAADOUN et coll. (1996)

SAADOUN et coll. (1996) ont mis à jour leur étude précédente en 1996. Cette étude sur huit ans rapporte un taux de succès global avec les implants Steri-Oss de 96,1%, supérieur aux études à 5 ans. Ces améliorations sont notamment dues à l'arrivée de nouveaux implants, en particulier les implants cylindriques TPS en 1993 et les implants vis TPS en 1995.

ALBREKTSSON (1998), reste très critique face à ces résultats trouvés pour les implants recouverts d'HA.

Selon l'article, les implants vis non recouverts ont été insérés dans la première partie de l'étude, c-à-d elles ont eu un suivi plus long.

Pas moins de 164 des 432 implants HA étaient non exposés à l'heure de la publication de l'article et aucune information sur la période moyenne du suivi des 268 implants HA restants n'est donnée.

La hauteur de l'os marginal autour de l'implant n'est jamais précisée.

La mobilité des implants semble avoir été évaluée selon les critères plus anciens de Schnitman et de Shulman.

En raison de ces imperfections, **ALBREKTSSON** juge impossible d'en tirer n'importe quelle conclusion en ce qui concerne le succès des implants HA sur 5 ans.

➤ **GOLEC et KRAUSER 1992.**

Dans une étude rétrospective, **GOLEC et KRAUSER (1992)**, ont examiné 3.093 implants cylindriques HA (Intégral) et ont rapporté un taux de survie de 97% pour une implantation de 6 mois à 5 ans.

Cependant, 596 présentaient une perte d'os marginal de 1 à 3mm, et encore 49 montraient une perte de 3 à 5 mm.

Le taux de succès modifié pour ces implants, basé sur des critères acceptables, s'étendrait de 76.0% à 95.3%.**BIESBROCK (1995)**

ALBREKTSSON (1998), dans un article, décrit les imperfections de cette étude. La durée moyenne du suivi n'a pas été décrite. Dans l'article, il n'y a aucune information sur les critères de succès utilisés, ni si les patients se sont présentés aux rappels.

Golec et Krauser ont signalé que 94 implants ont dû être enlevés au moment de la deuxième phase chirurgicale. Les implants restants (n= 2.999) ont été évalués en mesurant la perte d'os.

Les résultats de cette étude démontrent que plus de 20% des implants ont montré une perte d'os entre 1 et 5 mm.

Ainsi, l'étude de Golec et de Krauser, présente vraiment plus de questions que des réponses en ce qui concerne le succès réel des implants HA.

➤ **BABBUSH et SHIMURA 1993.**

L'étude de **BABBUSH et SHIMURA (1993)** concerne 1059 implants (IMZ), insérés pendant une période de 5 ans sur 322 patients, dont seulement 124 implants recouverts d'HA (12%).

59 ont été implantés au maxillaire et 65 à la mandibule.

Pendant la période d'évaluation, seulement quatre de ces derniers ont échoué, menant à un taux de survie de 96.8%, qui est comparable au taux global de survie des implants non recouverts.

Cependant, ils ne font pas de différence entre les deux types d'implants pour le taux de succès au maxillaire (92%) et à la mandibule (99%).

➤ **BLOCK et KENT 1994.**

KENT et coll. (1990) et BLOCK et KENT (1994), ont fait le compte rendu d'une étude sur 5 ans et sur 8 ans de 1374 implants HA (Integral) placés sur 427 patients.

Des implants ont été posés dans les secteurs antérieurs et postérieurs du maxillaire et de la mandibule. La hauteur de l'os marginal a été mesurée, mais pas rapportée dans l'article. 76 implants ont été diagnostiqués comme échecs.

Le taux de survie cumulé sur 5 ans, pour tous les implants était de 91.74%. La survie sur 8 ans pour tous les implants était de 92%.

Ce manque de diminution du taux de survie est dû au fait que le taux de survie des implants récemment placés (1989 à 1991) était beaucoup plus important que pour ceux insérés pendant la prétendue période initiale de développement (1985-1988).

Le taux de succès cumulé pour tous les implants de "développement" était de 86.5% contre 97.5% pour tous les implants récents. Aucune différence du taux de survie n'a été notée entre les implants au maxillaire ou à la mandibule.

Cependant, la différence réelle dans le taux de survie à 3 à 4 ans n'était pas très élevée, de 95% et 97% respectivement. Les prétendus implants « récents » n'ont pas été suivis pendant plus de 3 à 4 années (n = 207), mais on pouvait remarquer que ceux placés plus tôt ont montré le nombre le plus élevé d'échecs après les 3 à 4 premières années de suivi.

Selon **ALBREKTSSON (1998)**, l'étude s'est essentiellement portée sur les taux de survie, parce qu'aucun critère de succès des implants n'a été cité.

➤ **BUCHS et HAHN 1995.**

BUCHS et HAHN (1995) ont présenté une étude de 2.062 implants Steri-Oss, HA et ont réclamé un succès global de 96% pendant 5 années.

L'étude a impliqué trois centres différents et a eu des critères clairs d'inclusion/exclusion en se référant à des critères définis.

ALBREKTSSON (1998), note quelques problèmes, en ce qui concerne l'interprétation des données et la comparaison avec d'autres études.

En premier lieu, les critères d'exclusion, tels que l'oncophagie, une poussée linguale ou certaines maladies comme le diabète ou une affection cardio-vasculaire ont été pris en considération. C'est le droit des cliniciens de choisir les critères d'inclusion et d'exclusion, cependant, avoir des critères d'inclusion trop stricts pour accepter les patients rend plus difficile la comparaison avec d'autres études, où par exemple le tabagisme n'a pas été un critère d'exclusion.

En plus, ils ne donnent aucune information sur le nombre d'implants évalués à des moments différents de l'étude.

Considérant que d'autres rapports montrent un taux d'échec croissant d'implants HA avec le temps, cette information doit être considérée comme essentielle dans n'importe quelle évaluation d'implants HA.

➤ **BLOCK et coll. 1996**

BLOCK et coll. (1996) ont évalué 443 implants HA placés dans les secteurs postérieurs mandibulaires de 174 patients. De ces 443 implants analysés, 233 ont été suivis pour plus de 5 années et 70 implants pendant plus de 8 années.

Les résultats étaient plus mauvais dans le secteur molaire que dans les secteurs plus antérieurs. Les implants plus courts (8 mm) ont échoué plus souvent que les plus longs.

Après un suivi de 10 ans, ces implants ont montré un taux de survie cumulé de 79.3%.

➤ **WHEELER 1996.**

WHEELER (1996) a présenté une évaluation sur 8 ans de 5 types d'implants cylindriques différents, recouverts de TPS (IMZ TPS , Interpore Hex TPS , 3i TPS) et d'HA (IMZ HA , Integral HA).

- 799 implants TPS IMZ®
- 258 implants HA Integral®
- 55 HA IMZ®
- 48 TPS Interpore®
- 44 TPS 3i®

Un total de 1202 implants ont été placés sur 479 patients et 313 ont été recouverts d'HA, dont 134 au maxillaire et 179 à la mandibule. Après 8 ans, les taux globaux de survie pour le maxillaire et la mandibule étaient de 80.26% et de 90.75%.

Des taux de survie sensiblement plus élevés ont été notés pour les implants HA les 2 premières années. Cependant après 8 ans, les taux de survie cumulés, pour les systèmes TPS ont semblé mieux que ceux des systèmes d'HA (92.8% contre 79.2% au maxillaire).

Après 8 ans, les implants HA ont montré un taux cumulé de survie de seulement 79.5% (Integral) et de 79.2% (IMZ).

Le principal critère de succès était la survie des implants.

À long terme, les implants non-recouverts ont un meilleur taux de survie que les implants HA.

JANSEN et coll. (1999), soulignent que la différence observée n'était pas statistiquement significative.

Ainsi on peut conclure que :

- Pour les implants recouverts d'HA, l'ostéointégration se développe plus rapidement et le succès des implants bioactifs est initialement plus élevé que ceux à revêtement bioinertes. Cette tendance s'inverse, car les implants recouverts d'HA subissent des problèmes chroniques.
- Le maxillaire n'est pas l'apanage des implants recouverts d'HA, mais plutôt celui des implants rugueux. Les implants revêtus d'un plasma-spray de titane (TPS) ou HA sont statistiquement équivalents au maxillaire.

➤ **EVIAN (1996)**

EVIAN (1996), a placé 158 implants HA Micro-Vent (Core-Vent Corp, Encino, CA) et 232 non recouverts de Swede-vent (Dentsply, Encino, CA) sur 166 patients.

Le temps de suivi change de 0 à 5 années, mais seulement 97 des 390 implants insérés ont été suivis réellement pendant plus de 2 années. La période moyenne de suivi n'a pas été précisée.

Après 5 années, il trouve des taux de succès très proches entre les implants Micro-Vent HA (96,5%) et Swede-Vent en titane pur (95,2%).

ALBREKTSSON (1998) précise que, 6 des 158 implants HA avaient échoué pendant la deuxième phase chirurgicale. L'étude n'a pas toujours séparé les implants HA recouverts et non recouverts, mais il faut noter que 2 des 33 implants HA mandibulaires et 4 des 125 implants HA maxillaires ont échoué plus tard. Le nombre d'implants suivis à long terme était relativement faible.

Basé sur ces informations très limitées, un taux de succès des implants HA de 96.8% ne peut être soutenu. **ALBREKTSSON (1998)**

➤ **WATSON 1998.**

WATSON et coll. (1998), ont évalué 43 patients traités avec 139 implants cylindriques HA (Integral).

Les implants ont été placés dans le maxillaire et la mandibule. Le taux cumulatif global de survie sur 3-6 années pour tous les implants était de 92%.

Les critères de succès de l'implant n'ont inclus aucun signe radiographique de perte cervicale osseuse ≥ 4 mm (selon Spiekermann et coll. 1995)

Ils expliquent le grand taux d'échec par la forme cylindrique de l'implant et la liaison pilier/implant.

➤ **McGLUMPHY et coll. 2003.**

McGLUMPHY et coll. (2003), en collaboration avec la Faculté dentaire de l'université de l'Etat de l'Ohio ont entrepris une étude sur cinq ans de 429 implants cylindriques HA (Omniloc, Centerpulse Dental, Carlsbad, CA) placés sur 121 patients. Les critères d'inclusion et d'exclusion ont été cités dans l'article.

Résultats : En 2003, 375 implants avaient subi **5 ans** de suivi clinique,
282 implants **6 ans** et
114 implants avaient accompli **7 ans**.

Le taux de survie cumulé était de 96% à 5 ans et 95% à 7 ans de suivi.

Ils notent une différence entre le taux de survie cumulé à 5 ans au maxillaire (90%) et à la mandibule (98%).

Le moyenne de la perte marginale, mésiale et distale d'os était de 1.2 mm à la mandibule et de 1.4 mm au maxillaire après 5 ans de mise en charge.

Les échecs étaient le plus souvent associés aux implants courts et/ou aux piliers angulés.

➤ **TABLEAU RÉCAPITULATIF :**

AUTEUR	CRITÈRES D'ÉTUDE	RÉSULTATS CLINIQUES	REMARQUES
Saadoun et coll. 1992	-673 implants Steri-Oss® -implants vis titane/vis HA/cylindre HA -maxillaire et mandibule -280 patients -étude sur 5 ans -critères de succès d'Albrektsson	Taux de succès cumulé : 85,05% vis titane 97,14% vis HA 98,48% cylindre HA 94,5% -> mandibule 90,3%-> maxillaire	Taux d'échec supérieur pour longueur d'implants faible. (8mm)
Saadoun et coll. 1996	-Implants Steri-Oss® -étude sur 8 ans	Taux de succès 96,1%	
Golec et Krauser 1992	-3093 implants Integral® -1085 patients -étude sur 5 ans	Taux de succès cumulé : 97%	Pas d'information sur les critères de succès.
Babbush et Shimura 1993	-1059 implants IMZ® dont 124 recouverts HA -322 patients -étude sur 5 ans -maxillaire et mandibule -critère de succès=survie	taux de succès cumulé : 96,8%	Pas de différence faite entre les 2 types d'implants.
Block et Kent 1994	-1374 implants Integral® -427 patients -étude sur 5 et 8 ans -maxillaire et mandibule -critère de succès=survie -différence entre phase de développement (8ans) et phase récente (4ans).	taux de survie cumulé : phase de développement:86,5% phase récente: 97,5% 76 échecs	Pas de critères de succès cités. Donc taux de succès=taux de survie
Buchs et Hahn 1995.	-2062 implants Steri-Oss -étude sur 5 ans -critères d'inclusion/d'exclusion	Taux de survie cumulé : 96%	Critères trop sélectifs

Block et coll. 1996	-443 implants -174 patients -233 suivis pendant 5 ans -70 suivis pendant 8 ans -à la mandibule	taux de survie cumulé sur 10 ans : 79,3% plus d'échec pour implants courts	Pas d'informations sur critères d'inclusion/exclusion
Wheeler 1996	-1202 implants -implants TPS et HA -479 implants -étude sur 8 ans -critère de succès=survie -au maxillaire et à la mandibule	Taux de succès : HA Mandibule : 90,75% Maxillaire : 80,26%	Meilleur taux de survie pour les implants non- recouverts
Evian 1996	-158 implants HA -232 implants non- recouverts -166 patients	Taux de succès cumulé à 5 ans : 96,5% implants HA 95,2% implants titane	Période moyenne de suivi non précisée
Watson 1998	-139 implants HA Integral® -43 patients -maxillaire et mandibule -étude sur 3-6 années	Taux de succès cumulé : 92%	
McGlumphy et coll.2003	-429 implants HA -121 patients -critères d'inclusion et exclusion	Taux de survie cumulé : 96% à 5 ans 95% à 7 ans	Différence des résultats au maxillaire et mandibule Plus d'échecs pour implants courts

Tab. 10 : Tableau récapitulatif

LEE et coll. 2000, ont publié un article, résumant les résultats cliniques de 11 études.

La moyenne des taux de survie cumulés pour ces études était de 93,2% à 98,5%, pour une durée de 5 à 8 ans.

Ils notent que les taux de survie rapportés pour les implants HA étaient semblables aux taux de survie rapportés pour les implants en titane non-recouverts.

Si la résorption de l'HA serait une des causes d'échec à long terme des implants, le taux de survie aurait dû diminuer au cours des années de suivi.

Cette diminution dans ces études cliniques longitudinales n'a pas été confirmée.

ALBREKTSSON 2000, attribue un rôle important à ces « méta-analytic reviews » pour récapituler la situation actuelle.

Cependant, à son avis LEE et coll. 2000, ne fournissent pas une discussion assez critique des articles finalement choisis.

Nombreux sont les articles qui ne précisent pas le nombre d'implants retirés pour des raisons quelconques.

Un autre problème, serait qu'un certain nombre d'articles utilisent des critères de succès extrêmement libéraux. Une mobilité d'implant jusqu'à 1 millimètre dans n'importe quelle direction et une perte d'os jusqu'à un tiers de la hauteur de l'implant, doivent représenter des critères d'échec.

➤ CONCLUSION

Albrektson a précisé en 1986 les conditions de succès implantaire qui doivent faire l'objet d'un contrôle annuel. Il faut souligner l'importance de ces critères, qui seuls permettent la comparaison entre différentes études. C'est l'absence de mobilité et la réponse à la percussion qui sont d'abord recherchées.

Ainsi l'évaluation et l'interprétation des résultats de ces études reste malheureusement difficile, car aucune norme ou critère de succès ne sont admis et respectés dans ces études.

Pour une comparaison de ces études, les critères de succès d'Albrektsson auraient du être respectés par tous les auteurs et les critères d'inclusion et d'exclusion des patients à l'étude auraient du être clairement précisés.

CHAPITRE 7 : DISCUSSION

7.1 INDICATIONS

7.1.1 OS TYPE IV

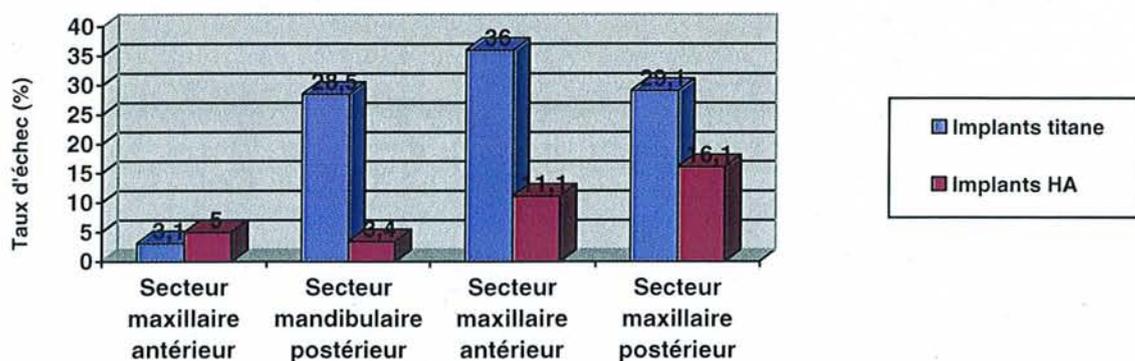
En présence d'une qualité osseuse insuffisante (type IV), la stabilisation et l'adhésion du plexus de fibrine devient capitale pour le succès implantaire. L'os de type IV a en effet une faible minéralisation. Il est morphologiquement structuré par des zones sans tissu osseux ou cavités. Dans ce type d'os, il est impératif que l'espace en regard de l'implant soit colonisé par le plexus de fibrine. La contraction de ce plexus a tendance à réduire la surface de contact fibrine-implant. Le conditionnement de l'état de surface est donc d'une grande importance en présence d'un os type IV.

Début des années 90, JAFFIN et coll. (1991) ont observé dans une étude de 5 ans, une perte excessive d'implants titane dans un os de type IV, comparé aux types I, II et III. La cause de cet échec implantaire durant la première année serait due à la qualité du tissu osseux et au manque de la stabilisation primaire.

Les études de SAADOUN et coll. (1992), confirment que la qualité de l'os est le facteur déterminant de réussite ou d'échec des implants au maxillaire. Ils montrent que :

- Plus l'os se rapproche du type IV, avec une corticale fine et une trabéculatation lâche, plus le taux d'échec des implants augmente.
- Inversement, plus l'os est dense sur le site implantaire, plus le taux d'échec est faible.

Cet os de type IV est souvent retrouvé dans la zone postérieure maxillaire et ils indiquent l'utilisation d'implants HA dans cette zone pour retrouver un pourcentage de réussite proche de celui de la zone postérieure mandibulaire.



Tab. 11 : Comparaison des taux d'échecs des implants vis titane et HA dans l'os de type IV, par LOZADA (1993)

En effet, pour des implants en titane non recouverts, mis en place dans un os de faible densité (type IV), les taux d'échec rapportés sont plus importants. DAVARPANAH et coll. (1999)

Auteur	Année	Types d'os I , II , III		Type d'os IV	
		Implants	% succès	Implants	% succès
Engquist et coll.	1988	141	89	198	74
Van Steenberg et coll.	1990	491	96	67	94
Jaffin et Berman	1991	952	97	102	65
Johns et coll.	1992	453	96	57	72
Bahat	1992	44	93	28	93
Hutton et coll.	1995	254	91	40	50
Jemt et coll.	1996	118	97	15	80

Tab. 12 : Taux de succès implantaire en fonction de la qualité osseuse. DAVARPANAH et coll. (1999).

Dans une étude du DICRG (Dental Implant Clinical Research Group), 2.787 implants étaient posés, pour lesquels la qualité d'os était enregistrée.

Os de type I, 241 implants posés, type 2, 1.276 implants posés, type 3, 1.030 implants posés et type 4, 240 implants posés. Le pourcentage de survie a été noté pour 4 étapes différentes du traitement.

		Os type I	Os type II	Os type III	Os type IV
Pose de l'implant – mise en fonction	HA	100.0 n=104	99.0 n=701	99.2 n=722	97,9 n=194
	Non HA	94.2 n=137	95.5 n=575	91.6 n=308	87.0 n=46
Mise en fonction- mise en charge	HA	99.1	99.2	99.2	98.5
	Non HA	97.1	96.0	91.6	87.0
Mise en charge – 36 mois	HA	99.1	99.3	98.3	99.5
	Non HA	99.3	98.3	95.5	97.8
Pose de l'implant – 36 mois	HA	98.1	97.4	96.7	95.9
	Non HA	90.5	89.7	80.5	76.1

Tab. 13 : Pourcentage de survie des implants HA et non-HA dans différents types d'os.
MORRIS et coll. (1998)

L'os de type IV présente l'environnement le moins favorable pour le placement d'un implant, et seulement 240 implants ont été inclus dans l'étude.

77.2% étaient des HA et 14.6% étaient non-HA. Pour la période d'étude du placement jusqu'à 36 mois, les implants HA-enduits ont atteint 95.9% de survie comparé à 76.1% pour les implants non-HA. La différence dans le pourcentage de survie était de 19.8%. Ils suggèrent un avantage jusqu'à 3 ans dès le placement pour les implants HA dans les secteurs d'un os moins dense. MORRIS et coll. (1998)

ALBREKTSSON (1998), ignore toute crédibilité de n'importe quelle étude documentant la supériorité des implants HA en comparaison aux non-HA dans un os de type IV. Il note que dans presque chaque étude des implants HA, les auteurs préfèrent citer les résultats les plus faibles possibles rapportés pour les implants non-HA de Branemark dans l'os de type IV mais

évitent de citer des études récentes avec des implants de Brånemark montrant des résultats bien meilleurs dans les parties postérieures des maxillaires.

7.1.2 ZONE MAXILLAIRE POSTÉRIEURE

Différentes études montrent que les implants en titane non recouverts d'HA, ont eu beaucoup de succès dans de l'os du type I, II et III. Cependant pour le type IV, comme on en retrouve au maxillaire, les implants recouverts d'HA semblent donner de meilleurs résultats que des implants non recouverts.

Le maxillaire supérieur avec son mode de résorption et sa qualité osseuse, apparaît comme un site idéal d'implantation pour des implants recouverts d'HA.

Dans une étude, d'une durée de 8 ans, LOZADA (1993), attribue aux revêtements HA des qualités de majoration de la cinétique de cicatrisation du tissu osseux, ainsi qu'une amélioration de l'interface os-implant. Il conclut que cette biointégration a permis une amélioration nette des résultats cliniques dans un os de type III et IV, comparativement aux implants en titane usiné.

REY (1995), cite qu'en zone postérieure du maxillaire, à 3 ans, on a 98% de résultats favorables pour les implants HA et 78,3% pour les implants en titane et qu'en zone postérieure de la mandibule, à 4 ans, le succès est de 90% pour les implants HA et de 74,4% pour les implants en titane.

Dans une étude du DICRG, le succès à 36 mois des implants recouverts et non recouverts d'HA est évalué selon le secteur d'implantation, maxillaire postérieur, maxillaire édenté, mandibule partiellement édentée et mandibule édentée complète.

Deux types d'implants HA ont été placés dans la région maxillaire postérieure; cylindriques et implants vis.

De ces 395 implants placés dans la région postérieure maxillaire, 157 étaient des implants cylindriques et 238 étaient des implants vis.

La survie entre le placement et 36 mois était 97% pour tous les implants placés. Les implants vis ont montré un taux légèrement plus élevé de réussite (97.5%) que les implants cylindriques (96.2%). MORRIS et coll. (1998)

	Zone maxillaire postérieure N=395	Maxillaire édenté complet N=596	Mandibule partiellement édentée N=701	Mandibule édentée complète N=856
HA	97%	93,3%, n=404	99,0%, n=388	99,3%, n=302
Non-HA	Aucun	72,9%, n=192	83,4%, n=313	93,0%, n=554

Tab. 14 : Succès par secteur d'implantation MORRIS et coll. (1998)

7.1.3 PATIENTS À FAIBLE POTENTIEL DE CICATRISATION

VIDIGAL et coll. (1999), sont d'avis que des patients avec un faible potentiel de cicatrisation pourraient nécessiter de périodes de cicatrisation plus longues afin d'acquérir une parfaite ostéointégration des implants en titane. Ainsi ils indiquent que dans ces cas, l'utilisation d'implants recouverts d'HA, permettent une réponse plus rapide du tissu osseux, due à la surface bioactive d'hydroxyapatite.

L'état de santé du patient peut avoir une influence sur le succès initial et la survie à long terme des implants dentaires.

Dans cette étude, les patients étaient départagés en trois groupes correspondant à leur **état de santé (ASA)**:

- I (sain), 1422 patients
- II (maladie systémique douce), 1297 patients
- III (maladie systémique grave), 71 patients.

Pour les **implants HA**, les échecs étaient les plus élevés dans le groupe ASA III que dans ASA I et ASA II.

Dans la période jusqu'à 36 mois, les patients en bonne santé ont noté un taux de survie de 96.6%, ceux avec une maladie douce 97.7%, et 90.7% pour le groupe ASA III.

Pour les **implants non-HA**, le taux de survie était inférieur, pour la période du placement jusqu'à 36 mois. Pour le groupe en bonne santé (asa 1) était 83.8%, parce que asa 2 (la maladie douce) était 88.9%, et pour asa 3 (la maladie grave) était 82.1%.

Les implants non-HA ont présenté un risque d'échec sensiblement plus important que des implants recouverts d'HA pour chaque stade ASA. MORRIS et coll. (1998)

	ASA I	ASA II	ASA III
Tous les implants N=2790	92,1% N=1297	94,1% N=1422	87,3% N=71
HA N=1723	96,6% N=84	97,7% N=839	90,7% N=43
Non-HA N=1067	83,8% N=456	88,9% N=583	82,1% N=28

Tab. 15 : Succès implantaire selon les stades ASA. MORRIS et coll. (1998)

7.1.4 IMPLANTS IMMÉDIATS

La perte d'une dent naturelle due à un trauma, peut représenter un problème inhabituel pour un praticien. La réimplantation de la dent dans l'alvéole a un pronostic relativement faible à long terme à cause d'une résorption radiculaire externe ou interne. Les implants dentaires peuvent fournir un support approprié et une fonction pour les dents manquantes avec d'excellents résultats esthétiques sans préparation de la denture naturelle.

BLOCK et coll. (1991), ont établi les **indications** pour le placement immédiat des implants dans des sites d'extraction :

- Perte traumatique de dents avec une petite perte osseuse.
- Perte de dents due à une grosse carie sans présence d'exsudat purulent ou cellulite.
- Présence d'une perte sévère d'os sans exsudat purulent.
- Quantité et santé des tissus mous adéquates pour obtenir une fermeture primaire de la plaie.

Dans une étude, ils ont placé 29 implants HA dans des sites d'extraction immédiate présentant des déhiscences.

Ils ont comparé la quantité de perte d'os crestral pour 3 situations cliniques différentes :

- site d'implantation sans défaut osseux,
- site d'implantation avec présence d'une déhiscence sans utilisation de greffe,
- site d'implantation avec présence d'une déhiscence et utilisation de greffe.

Après 2 ans de mise en fonction, la perte d'os crestral était de :

- 1,05 mm (sans défaut / pas greffé),
- 2.52 mm (déhiscence / pas greffé),
- 1.07 mm (déhiscence / greffé).

Ils concluent que l'utilisation de greffes osseuses en même temps que le placement des implants immédiats d'HA dans des sites d'extraction augmente le succès implantaire.

YUKNA (1991), pour 28 implants HA posés immédiatement après extraction, note pas de différences remarquables concernant la mobilité, le niveau de l'os crestal, récession gingivale ou saignement, par rapport aux implantations après cicatrisation, 24 mois après leur mise en fonction.

Toutefois il explique l'intérêt des greffes osseuses et des chirurgies par lambeaux déplacés, pour assurer une parfaite herméticité du site.

7.1.5 AVEC MATÉRIAU DE COMPLEMENT

BIESBROCK et coll. (1995), comparent les taux de succès d'implants recouverts d'HA et d'implants titane placés lors d'une augmentation du sinus maxillaire et de greffe sous-sinusienne.

En conclusion, ils trouvent un taux de succès supérieur pour les implants HA.

Auteur Année	JENSEN (1990)	KENT (1991)	TIDWELL (1992)
Type d'implant	36 implants titane	53 implants HA Integral	203 implants HA
Taux de survie Durée de l'étude	75 % 10-29 mois	100 % 1 – 4ans	93,6 % 17mois

Tab. 16 : Comparaison des taux de succès des implants HA et titane à pénétration sinusienne et comblement de sinus. BIESBROCK et coll. (1995)

7.1.6 IMPLANTS DE FAIBLE LONGUEUR

Les implants courts ($\leq 10\text{mm}$) trouvent leur indication lors de la pose d'implants dans les régions maxillaires et mandibulaires postérieures.

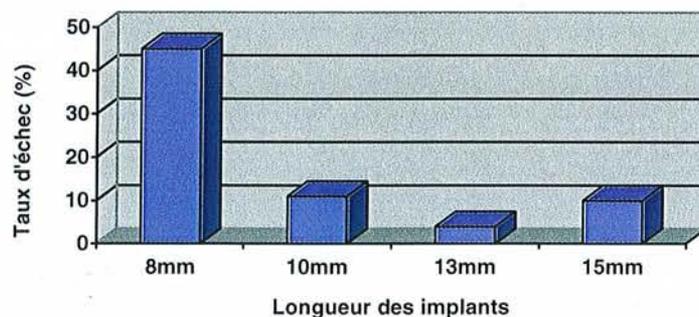
SAADOUN et coll. (1992), dans une étude de 5 ans, examinent le taux de succès de 673 implants Steri-Oss, comme défini par Albrektsson.

- 241 implants vis en titane,
- 104 implants vis recouverts d'Ha,
- 328 implants cylindriques Ha.

Les taux de succès pour les différentes longueurs 8, 10, 12, 14 et 16mm étaient de 85.0%, 97.1%, et 98..5% pour les différents types d'implants.

Seulement 30% des implants 8mm en titane étaient réussis, alors que 95% des implants 8mm en HA étaient réussis. Il conclut que pour des implants plus courts (inférieur ou égal à 10 millimètres), les implants HA peuvent avoir un pronostic plus favorable que les implants en titane.

BLOCK et coll. (1996), dans une étude sur 233 implants cylindriques Integral® (Calcitek), posés en région prémolaire-molaire mandibulaire, évaluent le taux de succès après 5 à 8 ans. Le taux global de succès (79,3%) est réduit à cause des échecs fréquents des implants de 8mm (45%), en particulier ceux placés en secteur molaire, la seconde molaire étant le site implantaire le plus délicat. Les meilleurs résultats ont été obtenus avec des implants de 10mm.



Tab. 17 : Taux d'échec d'implants Integral® en secteurs mandibulaires postérieurs en fonction de leur longueur. BLOCK et coll. (1996)

7.1.7 MISE EN CHARGE IMMÉDIATE

PROUSSAEFS et coll. (2004), dans une étude sur 10 patients, portant sur 3 ans, ont posé des implants HA (Replace® ; Nobel Biocare) au niveau de la région prémolaire maxillaire, selon la technique de mise en charge immédiate. Le taux de succès était de 100%, 3 ans après mise en charge immédiate.

Les résultats de cette étude clinique à court terme ont démontré que des implants HA placés dans la zone prémolaire maxillaire peuvent être immédiatement chargés.

Les paramètres tels que le saignement, la profondeur de sondage, la mobilité et le niveau de l'os marginal, 1.0 (± 0.26)mm après 3 ans, ont semblé être en accord avec les résultats des études précédentes concernant la mise en charge différée, en deux étapes.



Fig. 45 : Mise en place de l'implant HA en zone prémolaire. PROUSSAEFS et coll. (2004)

Fig 46 : Couronne provisoire, le jour de l'intervention. PROUSSAEFS et coll. (2004)

RUNGCHARASSAENG et coll. (2002), ont trouvé des résultats semblables, en utilisant des implants HA placés en zone mandibulaire antérieure. Après 1 an de mise en charge, une perte de 1,16mm au niveau de l'os marginal et une profondeur au sondage de 1,96mm ont été mesurés.

McGLUMPHY et coll. (2003), ont réalisé une étude avec 429 implants HA placés selon le protocole de la mise en charge différée. Les valeurs moyennes étaient de 1.1mm de perte osseuse dans le maxillaire supérieur postérieur, 5 ans après le placement de l'implant.

7.2 AVANTAGES

7.2.1 CICATRISATION OSSEUSE PLUS RAPIDE ET INTENSE

REY (1995), cite les études menées par GOTTLANDER (1992), GUTTENBERG (1994), PIATELLI (1993), ZABLOTSKY (1992), qui ont tous constaté une ostéointégration plus rapide et un pourcentage d'os au contact de l'implant plus important pour les implants recouverts d'HA que pour les implants titane. La couche de protéoglycanes reliant l'implant à l'os, est d'une épaisseur bien plus faible pour les implants recouverts d'un revêtement d'HA. Cet avantage, par rapport aux implants titane, tend à décroître avec le temps puisque, à trois ans, l'ostéointégration est identique entre les implants titane et les implants HA.

Les phosphates de calcium, qui sont résorbés plus rapidement, chimiquement et de manière cellulaire, sont accompagnés d'une formation plus rapide d'os autour de l'implant. Cette cicatrisation plus rapide est accompagnée d'une meilleure stabilisation initiale, ce qui pourrait diminuer la durée d'ostéointégration. GROSS et coll. (1998)

Les résultats de l'étude VIDIGAL et coll. (1999), suggèrent que le recouvrement hydroxyapatite améliore l'interface os-implant (pendant au moins 3 mois). Les effets bénéfiques de l'hydroxyapatite sur l'ostéointégration (biointégration) sont démontrés par le pourcentage plus élevé de contact os/implant par rapport aux implants titane non-recouverts. Ils comparent leurs résultats avec ceux trouvés par GOTTLANDER et coll. (1992), qui avaient trouvé 75,9% de contact pour les implants HA et 59,9% pour les non-recouverts.

GINESTE et coll. (1999), précisent que de nombreuses études montrent que l'intégration osseuse des implants recouverts d'hydroxyapatite est plus rapide et plus intense, aussi bien pour les implants hors charge que pour les implants mis en charge.

Suite à leur expérimentation sur l'ostéointégration d'implants recouverts de phosphates de calcium, ils confirment que le processus de remodelage osseux s'accomplit plus rapidement

avec les phosphates de calcium. Cette rapidité d'ostéointégration des implants recouverts s'accompagne d'une stabilité de la liaison os/implant.

Mais cette supériorité doit être relativisée par le fait que, dans certaines études, les implants titane ne possèdent pas les mêmes paramètres de rugosité que les implants recouverts de phosphate de calcium.

7.2.2 STABILISATION INITIALE MÊME EN CAS DE MICRO MOUVEMENTS

Dans une étude comparative de 1340 implants ostéointégrés, OCHI et coll. (1994) comparent la mobilité d'implants HA et d'implants non-HA au moment de la phase chirurgicale de la mise en fonction. Mesuré au Periotest (Siemens AG, Bensheim), ils notent une mobilité significativement inférieure pour les implants HA.

7.2.3 MEILLEURE RÉSISTANCE À L'ARRACHEMENT

Les travaux de LUM (1991) et WHEELER (1994), cités par REY (1995), ont montré que la résistance à l'arrachement est plus importante pour les implants HA que pour les implants titane (de forme identique) et cela pendant les trois premiers mois suivant l'enfouissement.

Cette constatation lui semble logique puisque l'os se forme plus vite au contact des implants HA.

COOK et coll. (1993), (chien, fémur) ont évalué la résistance en cisaillement « push-out » et ont démontré une amélioration des propriétés mécaniques pour les implants HA, comparés aux implants en titane. Les implants recouverts d'HA ont exigé 7.28 MPa contre 0.98 MPa en « push-out » à 10 semaines et 6.08 MPa contre 1.2 MPa à 32 semaines.

BIESBROCK et coll. (1995), confirment que des valeurs semblables pour la résistance en cisaillement ont été confirmées pour des implantations mandibulaires chez le chien.

7.3 INCONVÉNIENTS

7.3.1 RISQUE DE RUPTURE DE L'INTERFACE HA / IMPLANT

Déjà cité dans ce travail, le risque de décollement du revêtement de son substrat, pourrait représenter une des sources d'échec de ce système, mais dont les conséquences ne sont toujours pas claires. Pour certains auteurs, les échecs associés à la rupture de l'interface Ha/Implant semblent assez rares.

D'autres auteurs prétendent qu'une réaction cellulaire aux particules HA pourrait être la cause d'une résorption du tissu osseux. Pour contredire cette affirmation, Piatelli a noté quelques particules d'HA entourées d'un os néoformé posant ainsi aucun problème à la survie à long terme de l'implant.

7.3.2 BIORÉSORPTION DU REVÊTEMENT, RANÇON DE SA BIOACTIVITÉ

REY (1995), explique que les quelques statistiques existantes, montrent un pourcentage de réussite des implants HA chutant dramatiquement après la septième année par rapport aux implants titane.

Il explique que ce phénomène est probablement dû à la fonte du revêtement HA, car, quelle que soit la cristallinité, toute apatite est soluble dans les liquides organiques. Ainsi, le tissu osseux, au contact d'une substance minérale tente de la vasculariser, ce qui est exactement le même phénomène qui se produit lors de la fonte radiculaire de dents ankylosées.

Il précise que l'étude de PILLIAR (1991), avait démontré que, en tête de crête, au bout de trente mois, un revêtement HA d'épaisseur initiale de 50 μ m, n'avait plus qu'une épaisseur de 3 à 6 μ m.

La résorption de l'HA serait plus importante dans de l'os trabéculaire, plus vascularisé que dans de l'os cortical où elle est pratiquement nulle.

En plus, la résorption de l'HA est très dépendante du pH du milieu, plus le pH est acide, plus rapide est sa résorption. REY (1995)

Selon TANAKA et coll. (2000), des études seraient encore nécessaires pour déterminer les mécanismes de résorption de l'HA et si la rupture de l'interface HA / implant pourrait être la cause de l'échec à long terme.

7.3.3 COMPLICATIONS PAR PERI-IMPLANTITES

La péri-implantite peut être d'origine bactérienne, occlusale ou une combinaison des deux étiologies. La péri-implantite n'est pas spécifique aux implants revêtus d'HA. Elle peut apparaître autour de tous les types d'implants, mais il semble que les implants recouverts d'HA favorisent les processus infectieux, en particulier les péri-implantites.

JOVANOVIC et coll. (1993), ont comparé les résultats pour des implants cylindriques en titane (IMZ) et des implants recouverts d'HA (INTEGRAL), après provocation d'une péri-implantite induite par ligature. Ils ont observé que les défauts osseux entourant les implants HA étaient sensiblement plus grands que ceux autour de l'implant en titane. En outre, ils notent que l'HA avait apparu partiellement résorbée.

Pour ALBREKTSSON (1998), cette expérience semble indiquer que la perte d'os était d'une façon ou d'une autre due à l'HA, parce que la rugosité, la conception et la surface des implants étaient tout à fait semblables.

Dans la littérature, une incidence très limitée de péri-implantite est notée pour les implants non-recouverts en titane.

Il semble que la péri-implantite soit un phénomène plus régulièrement observé pour les implants HA qu'avec les implants non-recouverts en titane.

LIAO et coll. (1997), ont décrit la résorption rapide d'os autour des implants HA. Plusieurs auteurs ont noté des échecs à long terme avec les implants HA, et que leur état de surface rugueux les rend plus susceptibles aux péri-implantites.

BIESBROCK et coll. (1995) citent Johnson, qui prétend qu'un implant à recouvrement d'HA peut être contaminé, suite à une exposition dans la cavité buccale, et que le seul traitement de décontamination de l'implant exigerait la dépose de celui-ci.

Tandis que l'HA présente une liaison plus facile avec les lipopolysaccharides bactériens par rapport au titane, ceux-ci peuvent être enlevés par un lavage de 60 secondes à l'acide citrique à 1% sans conséquences pour l'intégrité de la surface HA.

Ainsi, la maintenance et l'hygiène orale journalière des implants peuvent présenter des problèmes. BIESBROCK et coll. (1995)

WHEELER (1996), fournit d'autres informations: L'incidence des implants recouverts d'HA dans les péri-implantites est plus grande que celle des implants TPS. La majorité des échecs

des implants TPS se produisent dans un délai d'un an et demi selon un processus non-inflammatoire. Les destructions tissulaires sont minimisées. En revanche, les échecs d'implants en fonction depuis plus de 3 ans sont fréquemment liés à un processus inflammatoire. Non seulement les implants recouverts d'HA y sont plus souvent impliqués, mais ils sont responsables aussi des pertes osseuses les plus importantes.

Plusieurs facteurs sont vraisemblablement responsables de l'inflammation :

L'hygiène bucco-dentaire, la mise en fonction de l'implant, l'occlusion, la restauration, l'environnement bactérien et les facteurs immunologiques de l'hôte. Il semble que les implants recouverts d'HA soient moins tolérants vis-à-vis de tous ces facteurs dans le temps, et donc plus susceptibles aux complications.

7.3.4 MOINS BON COMPORTEMENT FACE AUX PROBLÈMES INFECTIEUX

Pour WU YUAN (1992), l'accumulation de plaque serait plus important, au niveau de l'interface gencive-implant sur les implants traités par plasma-spray de titane ou d'HA, du fait de leur microporosité. Le revêtement HA aurait aussi tendance à propager plus vite l'infection que le revêtement plasma-spray de titane, le titane étant bactériostatique.

ZABLOTSKY (1992), précise que même si le revêtement HA a une adhérence très importante à l'os du site, il n'en est pas de même vis-à-vis de l'implant lui-même, des manœuvres d'hygiène intempestives pouvant l'en détacher.

Selon REY (1995), il convient d'être très prudent quant à l'utilisation d'implants HA dans des sites à potentiel infectieux et en particulier à proximité de dents à risque.

En effet, un problème infectieux va engendrer une chute locale du pH, pouvant accélérer la fonte du revêtement.

Selon BIESBROCK et coll. (1995), il serait plus difficile pour le patient de nettoyer les surfaces exposées d'HA que les surfaces d'implants non-recouverts.

Ils recommandent une plus grande fréquence d'examens de rappel et de maintenance.

TAKESHITA et coll. (1996), prétendent que les bactéries s'attachent et prolifèrent dans la structure microporeuse de l'HA, si on est en présence des phénomènes d'infection et de résorption osseuse.

7.4 CONCLUSION

Les effets bénéfiques de l'HA sur l'ostéointégration sont démontrés par un pourcentage plus élevé de contact os/implant par rapport au titane non-recouvert, et une intégration osseuse plus rapide et intense.

Selon certains auteurs, il serait possible que les implants recouverts d'HA pourraient présenter des avantages dans les situations les moins favorables.

Ainsi le taux d'échecs pour des implants recouverts d'HA, mis en place dans un os de faible densité (IV), sont plus faibles.

La zone maxillaire postérieure apparaît comme un site d'implantation idéale pour les implants recouverts d'HA.

Il faut tout de même préciser que ces résultats se rapportent à des évaluations à court terme.

La surface bioactive en HA, permettant une réponse plus rapide du tissu osseux, pourrait être intéressante pour des patients avec un faible potentiel de cicatrisation.

Un risque d'échec sensiblement inférieur est attribué aux implants HA, mais toujours pour une période d'évaluation à court terme.

De bons résultats ont aussi été rapportés pour le placement d'implants immédiats HA dans des sites d'extraction avec l'utilisation de greffes osseuses.

Pour l'utilisation d'implants courts, les implants HA peuvent aussi avoir un pronostic plus favorable face aux implants en titane.

Ces avantages par rapport aux implants titane, ont été démontrés par des études à court terme.

Concernant les inconvénients de ce type de recouvrement, on a cité le risque de rupture de l'interface HA/Implant et la biorésorption du revêtement, ainsi qu'un moins bon comportement vis-à-vis des problèmes infectieux. La résorption est un fait largement observé, dont les conséquences ne sont toujours pas tout à fait claires.

Les implants Ha semblent favoriser les processus infectieux et leur état de surface rugueux les rend plus susceptibles aux péri-implantites, ce qui va engendrer une chute locale du pH, pouvant accélérer la fonte du revêtement.

La résorption du revêtement est notée dans de nombreux cas cliniques sur des implants déposés mais parfaitement ostéointégrés. La résorption va dépendre de la cristallinité du revêtement et de son épaisseur.

Ces bons résultats à court terme nécessitent des études à long terme pour déterminer si les mécanismes de résorption de l'HA et la rupture de l'interface pourraient être la cause d'un échec à long terme.

CHAPITRE 8 : CONCLUSION

Ce système implantaire à surface bioactive a été développé dans le but d'obtenir une néoformation plus rapide au niveau de l'interface os / implant.

Bien qu'une ostéointégration plus rapide et une liaison chimique entre le revêtement apatique et le tissu osseux ne sont plus contestées, le succès à long terme demeure incertain.

Les échecs anormalement fréquents des implants fabriqués au début des années 90 ont jeté un doute sur ce système implantaire.

Contrairement aux affirmations hâtives de 1994, Gross avait établi en 1998 que tous les revêtements d'hydroxyapatite n'étaient pas identiques, ce qui peut expliquer certains échecs du passé.

Mais le pourcentage de pureté d'HA ainsi que la technique d'application d'HA sur l'implant ne sont pas dévoilés par les manufacturiers.

On s'est aperçu que la qualité de la poudre d'hydroxyapatite utilisée pour recouvrir les implants est un des facteurs primordiaux pour un implant aux caractéristiques parfaitement biocompatibles.

Ainsi, les propriétés de la poudre d'hydroxyapatite, telles que:

- la pureté,
- la morphologie,
- les propriétés mécaniques et physico-chimiques,

et les paramètres de dépôt ont une grande influence sur les caractéristiques des revêtements en hydroxyapatite.

Dans la littérature, les implants recouverts d'HA, font preuve d'un certain nombre d'avantages :

- Une cicatrisation osseuse plus rapide et plus intense.
- Une tolérance plus grande vis-à-vis d'une instabilité initiale.
- Amélioration du taux de succès dans un os de faible qualité.
- Amélioration du taux de succès dans les cas défavorables : implants à faible longueur et patients à faible potentiel de cicatrisation.

Ainsi, selon certains auteurs, il serait possible que les implants recouverts d'HA présentent certains avantages dans les situations les moins favorables.

Face aux avantages, on retrouve dans la bibliographie les inconvénients suivants:

- Risque de rupture de l'interface HA / Implant.
- Biorésorption du revêtement, rançon de sa bioactivité.
- Complications par péri-implantites.
- Moins bon comportement vis-à-vis des problèmes infectieux.

Les études cliniques à long terme sont ainsi nécessaires pour démontrer ou non le vrai potentiel de ce système. Mais l'importance des critères de succès et le déroulement des études, ainsi que l'interprétation et la comparaison des résultats s'avèrent difficiles.

Malgré tout, le risque représenté par une éventuelle dégradation ou décollement du revêtement ne permet pas de recommander l'utilisation routinière de ces implants, leur champ d'application étant de toutes façons notablement réduit avec l'amélioration des résultats apportés par les implants micro-texturés dans l'os de type IV.

Il convient cependant de ne pas oublier que le revêtement de surface n'est qu'un des facteurs impliqués pour obtenir l'ostéointégration des implants.

Le clinicien doit faire preuve d'un esprit critique face aux nouveaux matériaux et produits disponibles sur le marché. Il doit apprendre quand et comment les utiliser.

Le bénéfice clinique initial de l'hydroxyapatite, avec une néoformation osseuse plus rapide au niveau de l'interface os/implant durant les premiers mois d'ostéointégration, par rapport au titane, peut être gravement compromis par une résorption et une dissociation fréquente entre la couche d'hydroxyapatite et la surface de titane sous-jacente.

Les effets bénéfiques de revêtement HA se limiteraient ainsi seulement à la phase initiale de cicatrisation.

BIBLIOGRAPHIE

- ALBREKTSSON T.
Hydroxyapatite-coated implants: A case against their use
J. Oral Maxillofac. Surg., 1998, 56, 1312-1326
- AOKI H.
Science and medical applications of HA
Tokyo: Jaas, 1991
- ANSELME K., HILDEBRAND H.F., IOST A., SETTI Y., DE WITTE G.
Etude in vitro du comportement de cellules ostéoblastiques humaines sur des revêtements d'hydroxyapatite projetés par torche à plasma.
In:
Actualités en biomatériaux vol. 3.
Ed. par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1996, 149-156
- BABBUSH C.A., SHIMURA M.
Five-year statistical and clinical observations with the IMZ two-stage osseointegrated implant system.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 1993, 8, 245-253
- BERNACHE D.
Le frittage des phosphates de calcium
In :
Matériaux en phosphate de calcium, Aspects fondamentaux
Ed par Brès E., Hardouin P.
Montpellier : Sauramps médical, 1998, 121-137
- BIESBROCK AR., EDGERTON M.
Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: A review of the literature
Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 1995, 10, 712-720
- BLOCK M.S., KENT J.N.
Placement of endosseous implants into tooth extraction sites.
J. Oral Maxillofac. Surg., 1991, 49, 1269-1276
- BLOCK M.S., FINGER I.S., MISIEK D.J.
Histologic examination of a hydroxylapatite-coated implant nine years after placement
J. Oral Maxillofac. Surg., 1996, 54, 1023-1026
- BLOEBAURN RD., LUNDEEN GA., BACHUS KN., ISON I., HOFMANN AA.
Dissolution of particulate hydroxyapatite in a macrophage organelle model.
J. Biomed. Mater. Res., 1998, 40, 104-114
- BONEL G.
Les biomatériaux en hydroxyapatite : aspects industriels, cliniques et évolution des conceptions
In :
Matériaux en phosphate de calcium, Aspects fondamentaux
Ed par Brès E., Hardouin P.
Montpellier : Sauramps médical, 1998, 9-23

- BREME J., EISENBARTH E., HILDEBRAND H.F.
The sol-gel process: an alternative method for the production of HA layers
In :
Matériaux en phosphate de calcium, Aspects fondamentaux
Ed. par Brès E., Hardouin P.
Montpellier : Sauramps médical, 1998, 39-151
- BUCHS A.U., HAHN J.
A threaded, hydroxylapatite-coated implant : Five-year post-restoration safety and efficacy.
J. Oral Implantol., 1995, 21, 266
- CHEANG P., KHOR K.A.
Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings.
Biomaterials, 1996, 17, 537-544
- CHOI J.M., KIM H.E., LEE I.S.
Ion-beam-assisted deposition (IBAD) of hydroxyapatite coating layer on Ti-based metal substrate.
Biomaterials, 2000, 21, 469-473
- CLEMENS J., KLEIN C., VRIESDE R., ROZING P., De GROOT K.
Healing of large (2 mm) gaps around calcium phosphate-coated bone implants: A study in goats with a follow-up of 6 months.
J. Biomed. Mater. Res., 1998, 40, 341-349
- CLEMENT D., FABER J.
Influence de la porosité sur la résistance mécanique en compression de la céramique d'hydroxyapatite
In:
Actualités en biomatériaux vol. 2.
Ed. par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1993, 152-160
- CONNER K., SABATINI R., MEALEY B., TAKACS V., MILLS M., COCHRAN D.
Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched and hydroxyapatite-coated implants in the canine model.
J. Periodontol., 2003, 74, 658-668
- COOK S.D., THOMAS K., KAY J., JARCHO M.
Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopaedic biologic attachment system
Clin. Orthop., 1988, 230, 303-312
- COOK S.D., SALKELD S.L., GAISSER D.M., WAGNER W.R.
The effect of surface macrotecture on the mechanical and histologic characteristics of Hydroxyapatite-coated implants.
J. Oral Implantol., 1993, 19, 4, 288-294
- DARD M.
Comportement et propriétés biologiques des phosphates de calcium.
In :
Matériaux en phosphate de calcium, Aspects fondamentaux
Ed. par Brès E., Hardouin P.
Montpellier : Sauramps médical, 1998 : 67- 78
- DAVARPAHAH M., MARTINEZ H., ETIENNE D., TECUCIANU J.F., PORTER S.S., LAZZARA R.J.
Résultats préliminaires d'un nouvel implant à surface hybride
J. Parodontol. Implantol. Orale, 1999, 18, 51-60

- DAVARPANAH M., DONATH K., KEBIR M., MARTINEZ H., TECUCIANU J.F.
 Intégration et physiologie tissulaire.
 In:
 Manuel d'implantologie clinique
 Ed. par Davarpanah M., Martinez H.
 Rueil-Malmaison : Editions CdP, 1999-a, 15-48
- DE BRUIJIN J.D., KLEIN C.P.A.T., DE GROOT K., VAN BLITTERSWIJK C.A.
 The ultrastructure of the bone-hydroxyapatite interface in vitro
 J. Biomed. Mater. Res., 1992, 26, 1365-1382
- DE LANGE G., TADJOEDIN E.
 Fate of the HA coating of loaded implants in the augmented sinus floor: a human case study of retrieved implants.
 Int. Journal of Periodont. Restor. Dent.
- DUCHEYNE ET COLL.
 Bioactive materials : mechanisms and bioengineering considerations.
 In:
 Bone-bonding biomaterials
 Ed. par Ducheyne P., Kokubo T., Van Blitterswijk C.A.
 Leiderdorp: Reed Healthcare Communications, 1992, 1-12
- EDMONDS R.M., YUKNA R.A., MOSES R.L.
 Evaluation of the surface integrity of Hydroxyapatite coated threaded dental implants after insertion.
 Implant Dentistry, 1996, 5, 273-278
- ERICSSON A, 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
- FALLSCHÜSSEL G.K.
 Various bone-implant interface zones of endosseous implants
 Quintessenz, 1985 , 36(10), 1813-20
- FRAYSSINET P., TOURENNE F., ROUQUET N., BONEL G.
 Comparative biological properties of HA plasma-sprayed coatings having different crystallinities
 J. Mater. Sci. Mat. In. Med., 1994, 5, 11-17
- GINESTE L., DURAN D., FRAYSSINET P., ELEFTERION A., GINESTE M.
 Etude comparative de l'ostéointégration d'implants dentaires recouverts de différents phosphates de calcium
 Med. Buccale Chir. Buccale., 1999, 5, 3-12
- GLICK P., VERSMAN K.
 To minimize complications, is it essential that implant abutments, be surrounded by keratinized tissue.
 Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1997, 12, 128-129
- GOLEC T.S., KRAUSER J.T.
 Long term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants.
 Dent. Clin. North. Am., 1992, 36, 39-65
- GOTFREDSEN K., NIMB L., HJORTING-HANSEN R., JENSEN J., HOLMEN A.
 Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants: An experimental study on dogs.
 Clin. Oral Implant Res., 1992, 3, 77-84

- GOTTLANDER M., ALBREKTSSON T.
Histomorphometric analyses of HA coated and uncoated titanium implants
Clin. Oral Impl. Res., 1992, 3, 2, 71-76
- GOTTLOW J., HENRY P., TAN A., ALLAN B., JOHANSSON C., HALL J.
Biochemical and histologic evaluation of the Ti-Unite and Osseotite implant surfaces
in dogs.
Applied Osseoint. Res., 2000, 1, 28-30
- GROSS K.A., BERNDT C., GOLDSCHLAG D., IACONO V.
In vitro changes of Hydroxyapatite coatings.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1997, 12, 589-597
- GROSS K.A., BERNDT C.C., IACONO V.J.
Variability of hydroxyapatite –coated dental implants
Int. J. Oral Maxillofac. Implants 1998, 13, 601-610
- GROSS K.A., GROSS V., BERNDT C.C.
Thermal analysis of the amorphous phase in plasma-sprayed hydroxyapatite coatings.
Am. Ceram. Soc. J., 1998, 81, 106-112
- GUTTENBERG S.A.
Long term experience with posterior mandibular implants
J. Oral Maxillo, Surg, 1994, 52, 8, 95-96
- HADDOW D.B., JAMES P.F., VAN NOORT R.
Characterization of sol-gel surfaces for biomedical applications
J. Mater. Sci. Mater. Med., 1996, 7, 255-260
- HALL J., LAUSMAA J.
Properties of a new porous oxide surface on titanium implants
Applied Osseoint. Res., 2000, 1, 5-8
- IVONE L.V., Deboni M.C., Nilton A.Jr., Marques M.M.
Evaluation of the titanium Ti-6Al-7Nb alloy with and without plasma-sprayed
hydroxyapatite coating on growth and viability of cultured osteoblast-like cells
J. Periodontol., 2002, 73, 900-905
- JANSEN J.A., HULSHOFF J., WOLKE J.
Calcium phosphate (Ca/P) ceramic surface coatings and their significance
In:
Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology
Ed par: Lang N.P., Karring T., Lindhe J.
Berlin : Quintessence Books, 1999, 73-87
- JARCHO M.
Biomaterial aspects of calcium phosphates. Properties and applications
Dent. Clin. North. Am., 1986, 30, 1, 25-47
- JAFFIN R., BERMAN C.
The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5 year analysis.
J. Periodontol., 1991, 62, 2-4
- JOVANOVIC S., KENNEDY B., CARRANZA F.
The regenerative potential of plaque-induced peri-implant bone defects treated by a
submerged membrane technique: An experimental study.
Int. J. Oral Maxillofac. Impl., 1993, 8, 13
- KHOR K.A., CHEANG P.
Influence of powder characteristics on plasma sprayed hydroxyapatite coatings.
J. Therm. Spray Technol., 1996, 5, 3, 310-316

- KLOKKEVOLD P., NISHIMURA R., ADACHI M., CAPUTO A.
Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: a torque removal studie in rabbit.
Clin. Oral Implant Res., 1997, 8, 442-447
- KRAUSER JT.
X-ray diffraction analysis of hydroxylapatite coated implants.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1997, 7, 124-125
- KWEH S.W.K, KHOR K.A, CHEANG P.
Production and characterization of hydroxyapatite (HA) powders.
J. Mater. Process Technol., 1999, 89-90, 373-377
- LAZZARA RJ, PORTER SS, TESTORI T, GALANTE J, ZETTERQVIST L.
A prospective multicenter study evaluating loading of Osseotite implants two months after placements
J. Esthet. Dent., 1998, 10, 280-289
- LAZZARA R., PORTER S., BEATY K., DAVARPANAH M., MARTINEZ H.
Nouvel état de surface
In:
Manuel d'implantologie clinique
Ed par Davarpanah M., Martinez H.
Rueil-Malmaison : Editions CdP, 1999, 305-315
- LEE I.S.
Various Ca/P ratios of thin calcium phosphate films.
Materials Science and Engineering C., 2002, 22, 16, 15-20
- LEE J., ROUHFAR L., BEIRNE R.
Survival of Hydroxyapatite-coated implants: A meta-analytic review
J. Oral Maxillofac. Surg., 2000, 58, 1372-1379
- LEIZE EM., HEMMERLE J., LEIZE M.
Characterisation, at the bone crystal level of the titanium-coating/bone interfacial zone.
Clin. Oral Impl. Res., 2000, 11, 279-288
- LEKHOLM U., ZARB GA.
Patient selection and preparation.
In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.
Chicago: Quintessence, 1985, 199-209
- LELIEVRE F., BERNACHE-ASSOLLANT D., HALOUANI R.
Influence des paramètres d'élaboration d'une céramique en hydroxyapatite sur ses propriétés in vitro.
In:
Actualités en biomatériaux vol. 2.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1993, 115-122
- LIAO H., FARTASH B., LI J.
Stability of Hydroxyapatite coatings on titanium oral implants (IMZ) 2 retrieved cases.
Clin. Oral Implant Res., 1997, 8, 68
- LONDON R., ROBERTS F., BAKER D., ROHRER M., O'NEAL R.
Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and Ha surfaces: Bone contact in vivo in rabbits.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2002, 17, 369-376

- LOZADA J.
Eight-years clinical evaluation of HA-coated implants. Clinical performance of HA-coated titanium screws in type IV bone.
Journal of dental symposia, 1993, 1, 67-69
- LUGSCHEIDER E., KNEPPER M., HEIMBERG B., DEKKER A., KIRKPATRICK C.J.
Cytotoxicity investigations of plasma sprayed calcium phosphate coatings
J. Mat. Sci. Mat. In. Med., 1994, 5, 371-375
- MASSARO C., BAKER M.A., COSENTINO F.
Surface and biological evaluation of hydroxyapatite-based coatings on titanium deposited by different techniques.
J. Biomed. Mater. Resol., 2001, 58, 651-657
- MAVIS B., CUNEY T.
Dip coating of calcium hydroxyapatite on Ti-6Al-4V substrates
J. Am. Ceram. Soc., 2000, 83, 4, 989-91
- McGLUMPHY E.A., PETERSON L.J., LARSEN P.E., JEFFCOAT M.K.
Prospective study of 429 hydroxyapatite-coated cylindrical omniloc implants placed in 121 patients.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2003, 18, 82-92
- MEFFERT M.
Osseointegration and biointegration
In :
Contemporary Implant Dentistry
Misch C.E., Mosby ed., 1993, 746-747
- MORRIS H.F., OCHI S.
Hydroxyapatite-coated implants: A case for their use
J. Oral Maxillofac. Surg., 1998, 56, 1303-1311
- NOVAES A., SOUZA S., OLIVEIRA P.
Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatment placed side by side in the dog mandible.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2002, 17, 377-383
- OCHI S., MORRIS HF., GILLETE W., GLASSCOCK W., LAMBERT P., LANCIELLO F.
Mobility differences among implant designs and coating at uncovering
J. Dent. Res., 1994, 73, 138
- ONG J.L., HOPPE C.A., CARDENAS H.L.
Ostéoblast precursor cell activity on HA surfaces of different treatments
J. Biomed. Mater. Res., 1998, 39, 176-183
- PASSUTI N., DACULSI G., DELECRIN J.
Les traitements de surface bioactifs des implants. Caractérisation et évolution dans le temps
In:
Actualités en biomatériaux vol. 3.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1996, 125-130
- REY J.P.
Les implants recouverts d'hydroxyapatite
Information dentaire, 1995, 12, 901-906
- PIATELLI A., TRISI P.
Bone reaction to Ha coated dental implants in human
Int. J. Oral Maxillo. Impl., 1993, 8, 1, 69-74

- PIATELLI A., SCARANO A., ALBERTI LD., PIATELLI M.
Bone-hydroxyapatite interface in retrieved hydroxyapatite-coated titanium implants: A clinical and histologic report.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1999, 14, 233-238
- PILLIAR R.M., DEPORTER D.A.
The effect of partial coating with HA on bone remodeling in relation to porous coated Ti alloy dental in dogs.
J. Dent Res., 1991, 70, 1338-1345
- PRADO DA SILVA M.H., ELIAS C.N., LIMA J.H.C., SOARES G.A., GIBSON I.R., BEST S.M.
Dental implants electrolytically coated with hydroxyapatite
Brazilian Journal of Biomedical Engineering, 2001, 17, 2, 79-83
- PROUSSAEFS P., TATAKIS D., LOZADA J., CAPLANIS N., ROHRER M.
Histologic evaluation of hydroxyapatite-coated root form implants retrieved after seven years in function. A case report.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15, 438-443
- PROUSSAEFS P., LOZADA J.
Histologic evaluation of a 9-year-old hydroxyapatite-coated cylindrical implant placed in conjunction with a subantral augmentation procedure: A case report
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2001, 16, 737-741
- PROUSSAEFS P.
Histologic evaluation of a threaded Hydroxyapatite-coated root-form implant located at a dehiscenced maxillary site and retrieved from a human subject: A clinical report
J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 140-144
- PROUSSAEFS P., LOZADA J.
Immediate loading of Hydroxyapatite-coated implants in the maxillary premolar area: Three-year results of a pilot study
J. Prosthet. Dent., 2004, 91, 228-33
- QUYRINEN M, NAERT I, van STEENBERGHE D.
Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system.
Clin. Oral Impl. Res., 1992, 3, 104-111
- RADIN S., CAMPBELL JT., DUCHEYNE P., CUCKLER JM.
Calcium phosphate ceramic coatings as carriers of vancomycin.
Biomaterials, 1997, 18, 777-782
- REDEPENNING J., SCHLESSINGER T., BURNHAM S., LIPIELLO L., MIJANO J.
Characterisation of electrolytically prepared brushite and Hydroxyapatite coatings on orthopaedic alloys
Journal of Biom. Mater. Res., 1996, v.30, 287-294
- ROYNESDAL AK., AMBJORNSEN E., STOVNE S., HAANAS HR.
A comparative clinical study of three different endosseous implants in edentulous mandibles.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1998, 13, 500-505
- RUNGCHARASSAENG K., LOZADA J.L., KAN J.Y., KIM J.S., CAMPAGNI W.V., MUNOZ C.A.
Peri-implant tissue response of immediately loaded, threaded, HA-coated implants : 1-year results.
J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 173-81

- SAADOUN AP., LEGALL ML.,
Clinical results and guidelines on Steri-oss endosseous implants
Int. J. Periodont. Restorat. Dent., 1992, 12, 487-499
- SAADOUN A.P, LeGALL M.L.
An 8-year compilation of clinical results obtained with Sterio-Oss endosseous implants.
Compendium, 1996, 17, 669-668
- SCHROEDER A., VAN DER ZYPEN E., STICH H., SUTTER F.
The reactions of bone connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces
J. Maxillofac. Surg., 1981, 9, 15-25
- SENNERBY L., THOMAS P., ERICSON L.E.
A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 1992, 7, 1, 62-71
- SCHITTLY J., RUSSE P.
Les implants Spline : Chirurgie et prothèse
Paris : Editions CdP, 2002
- SCHARROCK P., POULMAIRE F.
Ancrage biochimique par hydroxylapatite et optimisation de l'acte implantaire en odonto-stomatologie.
In:
Actualités en biomatériaux vol. 2.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1993, 267-270
- SCHWARTZ Z., LOHMANN C., COCHRAN D., SYLVIA V., DEAN D., BOYAN B.
Bone regulating mechanisms on implant surfaces
In:
Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology
Ed par: Lang N.P., Karring T., Lindhe J.
Berlin : Quintessence Books, 1999, 41-54
- SHARROCK P., POULMAIRE F.
Des implants ostéointégrés vers les implants bioactifs
In :
Actualités en biomatériaux vol. 4.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1998, 493-501
- SHARROCK P., SERGENT E., DARD M.
Titanium implants with plasma-sprayed coating of natural hydroxylapatite
In:
Actualités en biomatériaux vol. 3.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1996, 149-156
- SOBALLE K, OVERGAARD S,
The current status of hydroxyapatite coating of prothesis
J. Bone Joint. Surg., 1996, 78B, 689-690
- STRNAD Z., STRNAD J., POVYSIL C., URBAN K.
Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercial pure titanium implants.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15, 483-490

- SUN L., BERNDT C.C., LIMA R.S., KUCUK A., KHOR K.A.
Effects of spraying parameters on phase formation and distribution in plasma sprayed hydroxyapatite coatings.
In: Berndt CC, editor.
Proceedings of International Thermal Spray Conference-ITSC2000, 2000, 8-11, Montreal, Canada. Materials Park, OH: ASM Int., 803-811
- SUN L., BERNDT C.C., GROSS K.A.
Material fundamentals and clinical performance of plasma sprayed hydroxyapatite coatings. A Review
J. Biomed. Mater. Res., 2001, 58, 5, 570-592
- SUN L., BERNDT C.C., KHOR K.A., CHEANG A.N.
Surface characteristics and dissolution behaviour of plasma-sprayed hydroxyapatite coating
J. Biomed. Mater. Res., 2002, 62, 228-236
- SYKARAS N., IACOPINO A., MARKER V., TRIPLETT G., WOODY R.
Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 2000, 15, 675-690
- TAKESHITA F., AYUKAWA Y., IYAMA S.
A histologic evaluation of retrieved Hydroxyapatite-coated blade-form implants using scanning electron, light, and confocal laser scanning microscopies
J. Periodontol, 1996, 67, 1034-1040
- TANAKA N., ICHINOSE S., SUYAMA T., KOHAMA G.
Ultrastructural and biophysical studies of the bone tissue surrounding a hydroxyapatite-coated implant: Case report
J. Oral Maxillofac. Surg., 2000, 58, 685-690
- TESTORI T, WISEMAN L, WOOLFE S, PORTER S.
Prospective clinical studies of Osseotite and machined-surface implants: clinical performance in the posterior maxilla. (submitted for publication)
Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 1999
- UEHARA T., TAKAOKA K., ITO K.
Histological evidence of osseointegration in human retrieved fractured Hydroxyapatite-coated screw-type implants: a case report
Clin. Oral Impl. Res., 2004, 15, 540-545
- VANDEVELDE R., ROBIN C.
Caractérisation des poudres et des revêtements de phosphate de calcium
In:
Actualités en biomatériaux vol. 3.
Ed par Mainard D., Merle M., Delagoutte J. P., Louis J. P.
Paris: Romillat, 1996, 143-148
- VIDIGAL G.M., ARAGONES L., CAMPOS A., GROIMAN M.
Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone.
Implant Dentistry, 1999, 8, 3, 295-301
- WATSON C.J., ODGEN A.R., TINSLEY D., RUSSEL J.L., DAVIDSON E.M.
A 3 to 6 year study of overdentures supported by hydroxylapatite-coated endosseous dental implants.
The International Journal of Prosthodontics, 1998, 11, 610-619

- WENG J., LIU Q., WOLKE J.G.C., ZHANG X., DE GROOT K.
Formation and characteristics of the apatite layer on plasma-sprayed hydroxyapatite coatings in simulated body fluid.
Biomaterials, 1997, 18, 1027-35
- WENNERBERG A., ALBREKTSSON T., ANDERSSON B.
Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1993, 8, 622-633
- WENNERBERG A., HALLGREN C., JOHANSSON C., DANELLI S.
A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses.
Clin. Oral Impl. Res., 1998, 9, 11-19
- WHEELER S.L.
Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and Hydroxyapatite-coated cylinder implants.
Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1996, 11, 3, 340-350
- YANG C., WANG B., LEE T., CHANG E., CHANG G.
Intramedullary implant of plasma-sprayed hydroxyapatite coating: an interface study.
J. Biomed. Mater. Res., 1997, 36, 39-48
- YUKNA R.A.
Clinical comparison of Hydroxyapatite-coated titanium dental implants placed into fresh extraction sockets and healed sites.
J. Periodontol. 1991, 62, 468-472
- ZABLOTSKY M.
Ha coatings in implant dentistry
Impl. Dent., 1992, 1, 4, 253-256

TABLE DES ILLUSTRATIONS

FIGURES

Fig. 1 : Implants vis SYKARAS N. (2000)

Fig. 2 : Implants cylindriques selon SYKARAS N. (2000)

Fig. 3 : Les taux de succès implantaires varient selon la qualité osseuse, d'après
DAVARPANA M. (1999-a)

Fig. 4 : Etat de surface lisse d'un implant commercialement pur. LAZZARA et coll. (1999)

Fig. 5 : Surface d'un implant traité au plasma spray. Noter la surface globulaire. LAZZARA et
coll. (1999)

Fig. 6 : Surface d'un implant recouvert d'hydroxyapatite (HA). Noter la surface globulaire.
DAVARPANA et coll. (1999)

Fig. 7 : Surface d'un implant traitée par sablage. Noter la présence de cratères. LAZZARA et
coll. (1999)

Fig. 8 : Surface régulièrement rugueuse (OSSEOTITE®) d'un implant mordancée à l'acide
(HCl / H₂SO₄) d'après DAVARPANA et coll. (1999)

Fig. 9 : Implant OSSEOTITE d'après <http://www.cda-adc.ca/jadc/vol-67/issue-9/528illustrations.html#Illustration%201>

Fig.10 : Représentation schématique de la structure de l'hydroxyapatite pure selon AOKI H.
(1991).

Fig.11 : Schéma de la réaction (2) selon AOKI H. (1991).

Fig.12 : Hydroxyapatite obtenue selon la réaction de précipitation d'après AOKI H. (1991).

Fig.13 : Grains d'apatite broyés d'après BONEL G. (1998).

Fig.14 : Grains d'apatite granulés selon BONEL G. (1998).

Fig.15 : Dissolution de matériau en hydroxyapatite selon Lelievre F. (1993)

Fig.16 : Support rotatif des implants pour la phase de plasma-spray.

Fig.17 : Dépose d'une couche de monétite sur l'implant

Fig.18 : Surface en titane avant recouvrement. PRADO (2001)

Fig.19 : Surface en titane recouverte électroniquement d'une couche de monétite (MEB).
PRADO (2001)

Fig.20 : Dépôt d'HA après conversion du monétite dans la solution alcaline. PRADO (2001)

Fig.21 : Recouvrement HA avant (a) et après (b) traitement thermique(au MEB). CHOI et
coll. (2000)

- Fig.22 : Préparation de la solution de trempage. MAVIS et coll. (2000)
- Fig.23 : Implants en Ti-6Al-4V recouverts d'HA après chauffage à 840°C au MEB
MAVIS et coll. (2000)
- Fig.24 : Dispositif utilisé pour tester la force de liaison. LEE et coll. (2002)
- Fig.25 : DARD (1998), s'intéresse au comportement biologique des phosphates de calcium et décrit ainsi la succession des événements à la surface d'un matériau bioactif.
- Fig.26 : Localisation de la zone de défaut par rapport à l'implant. CONNER et coll. (2003)
- Fig.27 : Indentations au niveau de la surface de l'implant (flèche) et présence de cellules inflammatoires suggèrent une résorption locale du revêtement HA. PROUSSAEFS (2002)
- Fig.28 : 2 Implants entourés d'os avant préparation histologique. UEHARA et coll. (2004)
- Fig.29 : Coupe de l'implant 36 (à gauche)
- Fig.30 : Coupe de l'implant 37 (à droite) UEHARA et coll. (2004)
- Fig.31 : Implant 36 : Les flèches indiquent des ostéocytes en contact avec la limite, recouvrement HA et os.(à gauche)
- Fig.32 : Implant 37 : Contact entre l'os et le recouvrement HA avec présence d'ostéocytes (flèches) UEHARA et coll. (2004)
- Fig.33 : L'apatite cristalline (haut) a une stéréochimie complémentaire à celle de la phase organique (bas) assurant une liaison forte entre les tissus osseux et le revêtement d'apatite. SCHARROCK et coll. (1993)
- Fig.34 : Dissolution partielle du recouvrement HA où des ions calcium et phosphate seront libérés du recouvrement, ce qui causera une augmentation de la concentration en ions calcium et phosphate dans l'environnement local autour de l'implant
- Fig.35 : Précipitation des cristaux sur le recouvrement HA avec échange ionique avec les tissus environnants
- Fig.36 : Formation d'une couche carbonatée de microcristaux et de macrocristaux de phosphate de calcium, due à l'incorporation d'une matrice collagénique et croissance d'os vers l'implant.
- Fig.37 : Remodelage osseux : Résorption de l'os par les ostéoclastes et sécrétion d'ions hydrogène dans l'espace extracellulaire, créant un pH local d'environ 4.8, menant à la résorption rapide des deux, l'HA carbonaté du tissu osseux et l'HA du revêtement HA.

- Fig.38 : L'interface os-implant est soumise davantage à la croissance et la transformation du tissu osseux. La croissance de cette couche de liaison se fait de manière bidirectionnelle.
- Fig.39 : Interactions à l'interface os-implant. SCHWARTZ et coll. (1999)
- Fig.40 : Résorption de la surface HA. PIATELLI et coll. (1999)
- Fig.41 : Implant HA 50 μ m à 1 an (x170). Vestiges du revêtement (R) de l'implant (T) au contact du tissu osseux (O). GINESTE et coll.
- Fig.42 : Implant HA 100 μ m à 1 an (x170). Le tissu osseux (O) est au contact direct du revêtement (R) de l'implant (T). GINESTE et coll. (1999).
- Fig.43 : Résorption de l'HA dans quelques parties de l'interface, avec quelques particules d'HA isolées et incluses dans de l'os nouvellement formé (flèches) et matériel biologique à l'intérieur de l'épaisseur du recouvrement. PIATELLI et coll. (1999)
- Fig.44 : Quatre types d'implants Steri-Oss. SAADOUN et coll. (1996)
- Fig.45 : Mise en place de l'implant HA en zone prémolaire. PROUSSAEFS et coll. (2004)
- Fig.46 : Couronne provisoire, le jour de l'intervention. PROUSSAEFS et coll. (2004)

TABLEAUX

- Tab. 1 : Caractéristiques de 5 états de surface différents d'après DAVARPANAH et coll. (1999).
- Tab. 2 : Relation de la température de frittage sur la densité et la taille du grain d'après AOKI (1991).
- Tab. 3 : Fluidité de la poudre calcinée et non-calcinée en (g/s) d'après KWEH S.W.K (1999).
- Tab. 4 : Propriétés mécaniques de l'hydroxyapatite selon AOKI (1991).
- Tab. 5 : Propriétés mécaniques des tissus durs selon AOKI (1991).
- Tab. 6 : Contenu en phase amorphe de différents implants du commerce KRAUSER et GLICK (1997).
- Tab. 7 : Histomorphométrie quantitative chez le mouton, d'implant en titane, alliage de titane et revêtu d'apatite (HAP). SHARROCK (1998)
- Tab. 8 : Contact os/implant en pourcent pour tous les implants. NOVAES et coll. (2002)
- Tab. 9 : Pourcentage de contact os-implant dans des zones de défaut et de non- défaut. CONNER et coll. (2003)
- Tab.10 : Tableau récapitulatif

- Tab.11 : Comparaison des taux d'échecs des implants vis titane et HA dans l'os de type IV, par LOZADA (1993)
- Tab.12 : Taux de succès implantaires en fonction de la qualité osseuse. DAVARPANAH et coll. (1999).
- Tab.13 : Pourcentage de survie des implants HA et non-HA dans différents types d'os. MORRIS et coll. (1998)
- Tab.14 : Succès par secteur d'implantation MORRIS et coll. (1998)
- Tab.15 : Succès implantaire selon les stades ASA. MORRIS et coll. (1998)
- Tab.16 : Comparaison des taux de succès des implants HA et titane à pénétration sinusienne et comblement de sinus. BIESBROCK et coll. (1995)
- Tab.17 : Taux d'échec d'implants Integral® en secteurs mandibulaires postérieurs en fonction de leur longueur. BLOCK et coll. (1996)

TABLE DES MATIERES

1 Introduction	2
2 Historique et principes de l'ostéointégration	4
2.1 Biocompatibilité	4
2.2 Forme et état de surface de l'implant	5
2.3 La nature du site receveur osseux	7
2.4 La technique chirurgicale	8
2.5 Les conditions de mise en charge	8
3 Les différents types de revêtements	9
3.1 Sans traitement de surface : Titane usiné	9
3.2 Traitements de surface additifs	10
3.2.1 Plasma spray de titane (TPS)	
3.2.2 Oxyde de titane poreux	
3.2.3 Hydroxyapatite	
3.3 Traitements de surface soustractifs	13
3.3.1 Titane sablé	
3.3.2 Titane mordancé	
3.4 Surface hybride	15
3.5 Tableau récapitulatif	17
3.6 Lettre de suspension de mise sur le marché du 14 mai 2001	17
4 L'enrobage d'Hydroxyapatite	20
4.1 L'Hydroxyapatite	20
4.1.1 Historique	20
4.1.2 Généralités	21
4.1.3 Structure cristallographique	22
4.1.4 Elaboration de la poudre	23
4.1.4.1 Synthèse	
4.1.4.2 Calcination	
4.1.4.3 Le Frittage	
4.1.5 Caractérisation de la poudre	29
4.1.5.1 Pureté de la poudre d'HA	
4.1.5.2 Examen morphologique de la poudre	
4.1.5.3 Fluidité de la poudre séchée au vaporisateur	
4.1.6 Propriétés mécaniques	32
4.1.6.1 Résistance en flexion	
4.1.6.2 La ténacité	
4.1.6.3 Microdureté	
4.1.7 Propriétés physico-chimiques	34
4.1.7.1 La solubilité	
4.1.7.2 La Porosité	
4.1.8 Conclusion	36
4.2 Technique de dépôt de l'Hydroxyapatite sur l'implant	37
4.2.1 Plasma spray : Vaporisation	37
4.2.2 Implant recouvert électroniquement avec l'HA	40
4.2.3 Technique « RF-magnetron sputtered technique »	42
4.2.4 Méthode de trempage	44
4.2.5 Conclusion	47

4.3	Evaluation du revêtement d'Hydroxyapatite	48
4.3.1	Caractéristiques physiques du revêtement	48
4.3.1.1	Epaisseur	
4.3.1.2	La Porosité	
4.3.1.3	La Rugosité	
4.3.2	Caractéristiques physico-chimiques du revêtement	50
4.3.2.1	Cristallinité/Pureté	
4.3.2.2	Microstructure	
4.3.2.3	Phase amorphe / Composition de phase	
4.3.2.4	Dissolution du revêtement	
4.3.3	Caractéristiques mécaniques	53
4.3.3.1	Force de liaison titane/HA	
4.3.3.2	Propriétés mécaniques	
4.4	Biocompatibilité	54
4.4.1	Introduction	54
4.4.2	In Vitro	55
4.4.3	In Vivo	60
4.4.3.1	Etudes chez l'animal	
4.4.3.1.1	Analyse histomorphométrique	
4.4.3.1.2	Interface Ha/os	
4.4.3.1.3	Histologie	
4.4.3.1.4	Propriétés mécaniques	
4.4.3.2	Etudes d'explants humains	
4.4.4	Conclusion	73
5	Implant en titane recouvert d'HA en comparaison avec les autres implants	74
5.1	Mécanismes d'ostéointégration	74
5.1.1	Implants recouverts d'HA	
5.1.2	Implants non recouverts	
5.2	Sources d'échec de l'ostéointégration	79
5.2.1	Implants recouverts d'HA	
5.2.1.1	Résorption du revêtement HA	
5.2.1.2	Qualité du recouvrement HA	
5.2.1.3	Stérilisation du revêtement	
5.2.1.4	Perte osseuse au niveau cortical	
5.2.1.5	Lien HA/Implant faible	
6	Études cliniques : Revue bibliographique	85
	Etudes cliniques : Revue bibliographique	
	Tableau récapitulatif	
	Conclusion	
7	Discussion	97
7.1	Indications	97
7.1.1	Os type IV	
7.1.2	Zone maxillaire postérieure	
7.1.3	Patients avec faible potentiel de cicatrisation	
7.1.4	Implants immédiats	
7.1.5	Avec matériau de comblement	
7.1.6	Implants de faible longueur	
7.1.7	Mise en charge immédiate	

7.2 Avantages	107
7.2.1 Cicatrisation osseuse plus rapide et plus intense	
7.2.2 Stabilisation initiale même en cas de micro mouvements	
7.2.3 Meilleure résistance à l'arrachement	
7.3 Inconvénients	109
7.3.1 Risque de rupture de l'interface Ha / Implant	
7.3.2 Biorésorption du revêtement, rançon de sa bioactivité	
7.3.3 Complications par péri-implantites	
7.3.4 Moins bon comportement face aux problèmes infectieux	
7.4 Conclusion	112
8 Conclusion	114

BALK (Philippe) - Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2005

Mots-clés : - matériaux dentaires
- hydroxyapatite
- titane
- implant dentaire



BALK PHILIPPE - Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2005

Ce système implantaire à surface bioactive a été développé dans le but d'obtenir une néoformation osseuse plus rapide au niveau de l'interface os / implant.

Mais des échecs anormalement fréquents des implants fabriqués au début des années 90 ont jeté un doute sur ce système implantaire

Cette thèse expose entre autre, les techniques de dépôt de l'HA sur l'implant ainsi que le mécanisme d'ostéointégration de l'implant revêtu et ses sources d'échec. Ensuite le revêtement sera évalué au niveau de ses caractéristiques physiques, chimiques et mécaniques ainsi que de sa biocompatibilité.

Tout un chapitre est consacré à la présentation d'études cliniques et les indications, avantages et inconvénients sont discutés.

Bien qu'une ostéointégration plus rapide et une liaison chimique entre le revêtement apatique et le tissu osseux ne sont plus contestées, le succès à long terme demeure incertain.

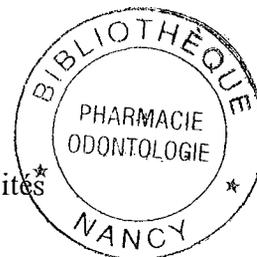
JURY :

Monsieur M. Panighi	Professeur des Universités	Président
Monsieur P. Ambrosini	Maître de conférence des Universités	Juge
Monsieur J. Penaud	Maître de conférence des Universités	Juge
Monsieur D. Pongas	Assistant hospitalo-Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur : Philippe Balk
6, rue François Trausch
L-8262 Mamer
Luxembourg

FACULTE D'ODONTOLOGIE

Jury : Président : M. PANIGHI – Professeur des universités
Juges : P. AMBROSINI – Maître de Conférences des Universités
J. PENAUD – Maître de Conférences des Universités
D. PONGAS – Assistant Hospitalier Universitaire



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

présentée par : **Monsieur BALK Philippe**

né(e) à : **LUXEMBOURG (Grand Duché du Luxembourg) le 10 février 1979**

et ayant pour titre : **«Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane»**

Le Président du jury,
Pr. M. PANIGHI

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie
Dr. P. BRAVETTI
FACULTE D'ODONTOLOGIE
96, rue de la Liberté
CHIRURGIE DENTAIRE
Le Doyen
Dr. P. BRAVETTI
BP 50208 - 54004 NANCY CEDEX
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ - NANCY 1
N° 2353

Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le 18 octobre 2005

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1



BALK (Philippe) - Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2005

Mots-clés : - matériaux dentaires
- hydroxyapatite
- titane
- implant dentaire

BALK PHILIPPE - Connaissances actuelles sur le revêtement hydroxyapatite des implants en titane.

Thèse : Chir. Dent. : Nancy : 2005

Ce système implantaire à surface bioactive a été développé dans le but d'obtenir une néoformation osseuse plus rapide au niveau de l'interface os / implant.

Mais des échecs anormalement fréquents des implants fabriqués au début des années 90 ont jeté un doute sur ce système implantaire

Cette thèse expose entre autre, les techniques de dépôt de l'HA sur l'implant ainsi que le mécanisme d'ostéointégration de l'implant revêtu et ses sources d'échec. Ensuite le revêtement sera évalué au niveau de ses caractéristiques physiques, chimiques et mécaniques ainsi que de sa biocompatibilité.

Tout un chapitre est consacré à la présentation d'études cliniques et les indications, avantages et inconvénients sont discutés.

Bien qu'une ostéointégration plus rapide et une liaison chimique entre le revêtement apatique et le tissu osseux ne sont plus contestées, le succès à long terme demeure incertain.

JURY :

Monsieur M. Panighi	Professeur des Universités	Président
<u>Monsieur P. Ambrosini</u>	<u>Maître de conférence des Universités</u>	Juge
Monsieur J. Penaud	Maître de conférence des Universités	Juge
Monsieur D. Pongas	Assistant hospitalo-Universitaire	Juge

Adresse de l'auteur : Philippe Balk
6, rue François Trausch
L-8262 Mamer
Luxembourg