

**L'IMPACT SUR LES ÉCHECS IMPLANTAIRES DE L'ÉTAT DE
SURFACE DES IMPLANTS**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée
et soutenue publiquement par

Paula GOUESNARD
Née le 23 avril 1991 à Nantes

Le 6 juillet 2017 devant le jury ci-dessous :

Président : Professeur Yves AMOURIQ
Assesseur : Docteur Julien GUIOL
Assesseur : Docteur Laurent LE GUEHENNEC

Directeur de thèse : Docteur Alain HOORNAERT

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LOCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur OUVREARD Pierre Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	A.T.E.R.
Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC Associé) Madame RAKIC Mia (PU Associé)	Madame BON Nina

Mise à jour le 11/05/2017

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans
la dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées
comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune
approbation, ni improbation

Remerciements,

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ,

Professeur des universités

Praticien hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche

Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à diriger des recherches

Département de Prothèses

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale.

Nantes

Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury.

Pour votre disponibilité et vos conseils avisés nécessaires lors de ce travail.

Pour la qualité de vos enseignements tout au long de mon cursus universitaire.

Veillez trouver ici l'expression de mon profond respect et de ma sincère gratitude.

A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT,

Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Docteur de l'Université d'Orsay
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,
Biomatériaux, Biophysique, Radiologie
Chef du Département d'Implantologie.

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse.
Pour vos corrections et vos conseils tout au long de la rédaction de cet écrit et pour le
temps que vous y avez accordé.
Pour vos enseignements cliniques et théoriques précieux lors de mon cursus.
Veuillez recevoir l'expression de mes sincères remerciements et le témoignage de ma
profonde gratitude.*

A Monsieur le Docteur Julien GUIOL,

Praticien Attaché des Hôpitaux
Docteur de l'Université de Nantes
DES de Chirurgie Générale
DESC de Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à mon jury.
Pour votre accessibilité et votre disponibilité, pour vos précieux conseils et votre aide.
Pour votre gentillesse et vos qualités pédagogiques.
Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde sympathie, de ma sincère gratitude et de
mon grand respect.*

A Monsieur le Docteur Laurent LE GUEHENNEC,

Maître de Conférence des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Docteur de l'Université de Nantes
Département de Prothèse.

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans mon jury
Pour la qualité de vos enseignements et pour votre disponibilité tout au long de mon cursus
universitaire.
Veuillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance.*

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION

I- INTRODUCTION ET GÉNÉRALITÉS SUR LES IMPLANTS DENTAIRE ..	13
A) Les matériaux de l'implant	13
1) Le titane et ses alliages	13
2) La céramique	14
B) Les états de surface de l'implant	15
1) Les propriétés définissant la qualité d'une surface implantaire	15
a) Les propriétés topographiques de surface	15
b) Les propriétés mécaniques de surface	16
c) Les propriétés physico-chimiques de surface	16
2) La passivation	17
3) Les implants lisses	18
4) Les implants rugueux	19
a) Les surfaces traitées par addition	19
i. La projection de particules	19
ii. La précipitation d'hydroxyapatite	20
iii. L'oxydation anodique	20
b) Les surfaces traitées par soustraction	21
i. La soustraction physique	21
ii. La soustraction chimique	22
iii. Le double traitement soustractif	23
5) Les nouvelles modifications de surface	24
a) Addition d'agents stimulants : les facteurs de croissance	24
b) Addition de molécules contrôlant le processus de remodelage osseux : les biphosphonates	24
c) Les surfaces traités par implantation d'ions	24
d) Les surfaces hybrides	24
C) Le rôle des modifications de surface sur la réaction tissulaire	26
II- LES ÉCHECS IMPLANTAIRES	28
A) L'Absence d'ostéo-intégration	29
1) Définitions	29
2) Le contrôle de l'ostéo-intégration	31
3) Les échecs d'ostéointégration	31
a) Les symptômes	31
b) L'étiologie	32
B) Les péri-implantites (23)	33
1) Définitions	33
2) La prévalence	33
3) L'étiologie	33
a) Les causes générales	33
b) Les causes locales	33
4) Le mécanisme physiopathologique	34
5) Le diagnostic	34
a) L'examen clinique	35
b) L'examen radiographique	35
c) L'examen biologique	35

III- ANALYSE DE LA LITTÉRATURE	36
A) État de surface des implants en alliage de Titane et ostéo-intégration	36
1) La sélection des articles :	36
2) Les critères de sélection	36
3) Les caractéristiques des études	36
a) L'échantillon :	36
b) Les types d'implant :	37
c) Les paramètres étudiés	38
d) Les tests statistiques utilisés	38
e) Les types d'étude et le niveau de preuve	38
4) La revue de la littérature	39
5) Discussion	39
B) État de surface des implants en alliage de Titane et péri-implantite	43
1) La sélection des articles :	43
2) Les critères de sélection	43
3) Les caractéristiques des études	43
a) L'échantillon :	43
b) Les types d'implants	43
c) Les paramètres étudiés	45
d) Les tests statistiques utilisés	45
e) Les types d'étude et le niveau de preuve	45
4) La revue de la littérature	46
5) La discussion	46

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

ABRÉVIATIONS :

AE : Acid-Etched (mordancé)
AFSSAPS : Agence Française de Sécurité Sanitaire des produits de santé
Al₂O₃ : Alumine
ANO : Oxydation anodique
%BD : Densité osseuse
%BIC : % Bone implant contact (pourcentage de contact entre l'implant et l'os)
BMP : Bone morphogenetic protein
BOP : Bleeding on probing (saignement au sondage)
CO : Monoxyde de Carbone
Coll. : Collaborateur
CpTi : Titane commercialement pur
CSM : Cellule souche mésenchymateuse
HA : Hydroxyapatite (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂)
HAS : Haute Autorité de Santé
HCL : Acide chlorhydrique
HF : Acide Fluorhydrique
HNO₃ : Acide Nitrique
H₃PO₄ : Acide Phosphorique
H₂SO₄ : Acide Sulfurique
IGF : Insulin-like growth factor
IP : Indice de plaque
ISQ : Quotient de stabilité
MEB : Microscope électronique à balayage
MO : Microscope optique
Mx et Md : Maxillaire et Mandibulaire
NOS : Monoxyde d'Azote
OI : Ostéo-intégration
OB : Ostéoblaste
p : Seuil de significativité (*p*<0,05)
PDGF : Platelet-derived growth factor
PDP : Profondeur de poche
PEEK : Polyetheretherketone
PI : Péri-implantite
PhCa : Phosphate de Calcium
PO : Perte osseuse
Ra : Moyenne arithmétique de la rugosité
RFA : Fréquence de résonance
Rt : Rugosité totale
Sa : Hauteur moyenne arithmétique
SLA : Sandblasted Large Grit Acid-Etched
TCP : Phosphate tricalcique (Ca₃(PO₄)₂)

TDM : Tomodensitométrie
TGF : Transforming growth factor
Ti : Titane
TiCp : Titane commercialement pur
TiO₂ : Dioxyde de Titane
TPS : Titane Plasma-spray
UV : Ultra-violet
ZrO₂ : Zircone

INTRODUCTION :

L'implantologie est une spécialité primordiale en odontologie. Le choix du type d'implant a considérablement évolué au cours des 40 dernières années. Les premiers implants, créés dans les années 1970, avaient une surface lisse. Ces implants, introduit par Brånemark, ont longtemps été considérés comme une référence. Or l'ancrage dans l'os de ces implants est long et des échecs d'ostéo-intégration ont été constatés. En effet, d'après de nombreuses études l'os adhère plus facilement à une surface poreuse. De ce fait, de nouvelles surfaces implantaires sont apparues. La surface des implants est traitée physiquement, chimiquement ou physiquement et chimiquement, pour lui conférer différentes échelles de rugosité ou pour lui attribuer la capacité de créer une réaction biologique du milieu dans lequel l'implant est ancré, en particulier l'os. Les nouveaux implants, dont la surface est traitée, permettent une meilleure intégration de l'implant dans l'os. Mais avec du recul, de nombreuses études montrent une augmentation des pathologies inflammatoires et infectieuses péri-implantaires depuis l'arrivée des implants aux surfaces non lisses. Les états de surface implantaires ont-ils un impact sur les échecs d'implants dentaires ? Le travail réalisé tente de répondre à cette interrogation.

Cette thèse est rédigée en trois parties. La première introduit les matériaux ainsi que les états de surface des implants dentaires. La seconde partie présente les échecs implantaires tels que l'absence d'ostéointégration et la péri-implantite. Enfin, la troisième partie est consacrée aux revues de littérature. La première analyse de la littérature porte sur la relation entre les états de surface et l'ostéointégration et la seconde fait la synthèse de la littérature comparant la survenue de péri-implantites autour de différents états de surface.

I- INTRODUCTION ET GÉNÉRALITÉS SUR LES IMPLANTS DENTAIRES

Les implants diffèrent selon leurs matériaux, leur morphologie, et leur état de surface.(1)

A) Les matériaux de l'implant

Un implant est une racine artificielle. Il peut être composé de matériaux métalliques, céramiques ou polymères. Les implants en plastique présentent de nombreux inconvénients et sont donc très peu utilisés.

1) Le titane et ses alliages

Le titane est actuellement considéré comme le matériau de choix en implantologie. Le titane présente 5 grades dont 4 grades de pureté (tableau 1).

Élément (maximum en %)	Titane				
	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
N	0,030	0,030	0,050	0,050	0,050
C	0,100	0,100	0,100	0,100	0,080
H	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Fe	0,200	0,300	0,300	0,500	0,500
O	0,180	0,250	0,350	0,500	0,200
Al	–	–	–	–	6,000
V	–	–	–	–	4,000
Résistance à la rupture (MPa)	240	345	450	550	1 000

Tableau 1 : Les différents grades de Titane.

Le titane commercialement pur de grade 4 (CpTi) et l'alliage Ti6Al4V, titane de grade 5, sont le plus souvent utilisés. Le Ti6Al4V diffère du CpTi car il est composé de 6% d'Aluminium et de 4% de Vanadium. Ce sont les différences de composition du titane (N, C, H, Fe, O) qui confèrent les propriétés du titane. Par exemple, L'aluminium augmente la force de l'alliage et diminue sa densité, et le Vanadium inhibe la corrosion.(2) Les alliages en Titane de grade 1 à 4 diffèrent par leurs concentrations en Azote, Fer et Oxygène, qui croissent entre le premier et le quatrième grade. La résistance à la rupture augmente du grade 1 au grade 5. Cela explique en partie pourquoi les grades 4 et 5 sont préférés.

Le titane possède des propriétés permettant une bonne ostéo-intégration. De plus, c'est un matériau biocompatible, solide, inerte et usinable. Il est capable d'incorporer des ions calcium et phosphate et il résiste à la corrosion.

De plus, des modifications de la surface du titane sont réalisées principalement pour améliorer la mouillabilité de surface, la fixation cellulaire à l'implant, la prolifération cellulaire et l'ostéo-intégration. Cela permet donc une cicatrisation plus rapide et une durée de traitement plus courte

2) La céramique

La céramique peut être bioactive ou bioinerte. La céramique bioactive ne présente pas les propriétés biomécaniques suffisantes pour constituer l'implant. De ce fait elle est utilisée dans les revêtements de surface. Les céramiques bioinertes principalement rencontrées sont l'alumine (Al_2O_3) et la zircone (ZrO_2). Elles sont esthétiques, biocompatibles et leur résistance aux chocs a considérablement augmenté ces dernières années. Mais les implants en céramique présentent tout de même un risque de fracture supérieur aux implants en titane.

L'entreprise Straumann a développé des implants dont le matériau est un nouvel alliage composé de titane et de zirconium : le Roxolid. Ses avantages sont une grande solidité et une ostéo-intégration de qualité.

D'autres matériaux ont été introduits, tel que le PEEK. Le polyétherétherkétone est un polymère. C'est un matériau plastique. Il est utilisé en implantologie pour les patients ayant des allergies ou intolérances aux matériaux métalliques(3). Mais ces matériaux ne sont que très rarement utilisés car ils restent moins performants que les implants en titane ou en alliage de titane.

B) Les états de surface de l'implant

Il existe différents états de surface : lisse, rugueux et de nouveaux états de surface. Au départ, les implants dits lisses étaient utilisés directement après usinage. Mais il a été constaté que la rugosité de surface accélérât l'intégration de l'implant dans l'os. Ces surfaces usinées sont traitées dans le but de créer une rugosité et de modifier leurs propriétés physico-chimiques. La composition chimique de surface est essentielle pour l'adsorption des protéines et l'attachement des cellules.

1) Les propriétés définissant la qualité d'une surface implantaire

a) *Les propriétés topographiques de surface*

La rugosité de surface diffère entre les états de surface en fonction de leur traitement. Beaucoup d'études démontrent que la rugosité de surface des implants en titane joue un rôle dans l'ostéo-intégration et dans l'ancrage biomécanique de l'implant dans l'os(4).

Les paramètres utilisés pour quantifier la rugosité sont les suivants :

- Ra, ou moyenne arithmétique de la rugosité mesurée en μm . Elle correspond à l'écart moyen entre tous les pics et les vallées le long du parcours d'une trace.

- Rt, ou rugosité totale mesurée en μm . Elle correspond à la différence entre le pic le plus élevé et la vallée la plus profonde. Le risque de cette mesure est la présence d'un artefact.

- Sa, ou hauteur moyenne arithmétique en μm . C'est un paramètre tridimensionnel contrairement à Ra qui est bidimensionnel. Ce paramètre est fréquemment retrouvé dans les études pour mesurer de la rugosité moyenne d'une surface.

Selon Albrektsson et Wennerberg en 2004 (5), les différents états de surface sont classés en 4 catégories en fonction de leur rugosité :

- Les surfaces lisses: $Sa < 0,5 \mu\text{m}$. Cette rugosité est caractéristique des piliers implantaires et de certains implants expérimentaux « usinés ».

- Les surfaces faiblement rugueuses : $0,5 \mu\text{m} < Sa < 1 \mu\text{m}$. Les implants usinés, les implants Osseotite et la majorité des implants utilisés avant 1995 sont faiblement rugueux.

- Les surfaces modérément rugueuses : $1 \mu\text{m} < Sa < 2 \mu\text{m}$. les implants ayant ce type de surface sont la plupart des implants utilisés de nos jours tels que Tioblast, SLA ou TiUnite.

- Les surfaces rugueuses : $Sa > 2 \mu\text{m}$. Les surfaces rugueuses sont moins utilisées. Elles regroupent les surfaces au plasma spray de titane ou les revêtements à l'hydroxyapatite.

Selon Aljateeli, une surface macrorugueuse a une rugosité supérieure à $10\mu\text{m}$ et une surface micro-rugueuse a une rugosité comprise entre 1 et $10 \mu\text{m}$ (6).

b) *Les propriétés mécaniques de surface*

Certains traitements de surface provoquent un stress potentiel à la surface de l'implant pouvant augmenter le risque de corrosion et diminuer la résistance à la fatigue, par exemple les implants ayant un revêtement poreux(5). L'implantation ionique semble être une solution pour minimiser l'usure de la surface implantaire.

c) *Les propriétés physico-chimiques de surface*

Les propriétés physiques de surface sont définies par différents paramètres tels que la mouillabilité, l'angle de contact et l'énergie de surface (5). La mouillabilité se caractérise par la forme d'une goutte de liquide déposée sur le substrat. Plus la goutte va s'étaler plus on décrète la surface comme mouillable. De plus l'angle de contact est l'angle formé entre la surface du solide et la goutte déposée sur le substrat. Plus l'angle est élevé plus la surface est hydrophobe. Enfin l'énergie de surface est la force qui existe au niveau de toute interface entre deux milieux différents. Elle est liée à l'angle de contact mais aussi à la composition chimique de la surface. En fonction de la composition chimique on peut avoir une grande ou petite énergie de surface ce qui joue un rôle prépondérant dans le comportement du liquide sur la surface.

La composition chimique diffère entre les différents états de surface. Elle dépend de la composition et du traitement de la surface. Cette composition chimique de surface joue un rôle dans l'absorption des protéines et l'attachement cellulaire(4). Le titane est bioinerte contrairement à quelques revêtements bioactifs apposés à la surface tels que certains phosphates de calcium (5). Ces derniers peuvent promouvoir la fonction cellulaire et permettent la formation d'une forte interface entre l'os et le phosphate de calcium de revêtement. De même les implants fluorés sont considérés comme bioactif selon certaines études(5).

2) La passivation

Le titane est usiné pour lui donner une forme d'implant. L'exposition de sa surface à l'air après usinage implique une oxydation de celle-ci. Le titane s'oxyde très vite ; c'est ce qu'on appelle la passivation. La passivation est la transformation de la couche superficielle du titane en oxyde de titane. Cette couche est principalement composée de dioxyde de titane (TiO_2), qui est l'oxyde le plus stable. Elle est résistante et protège le titane des attaques chimiques et des fluides biologiques. La couche d'oxyde possède une composition chimique primordiale dédiée à l'adsorption de protéines spécifiques et à l'attachement cellulaire. C'est cette couche de TiO_2 , mesurant entre 2 et 10 nm, qui va être modifiée lors des traitements de surface des implants.

La couche d'oxyde de titane est bioinerte et biocompatible, mais elle ne permet pas une ostéointégration rapide. Pour cela les surfaces de titane obtenues après passivation sont modifiées pour permettre la nucléation du phosphate de calcium et l'activation des cellules des tissus environnants l'implant.

Après la passivation du Titane, la bioactivité de la surface peut diminuer avec le temps. Il a été découvert suite à plusieurs études que la surface des implants en titane pourrait être réactivée par photofonctionnalisation(7). La photofonctionnalisation se définit par l'exposition de la surface en titane à une lumière ultra-violette (UV) pendant une durée déterminée. Les UV induisent une énergie aux électrons de surface du TiO_2 . La longueur d'onde des UV est généralement comprise entre 200 et 400 nm, c'est-à-dire des UVA, des UVB et quelques UVC(7). La photofonctionnalisation transforme une surface en titane hydrophobe en une surface superhydrophile. Ce traitement améliore et accélère donc l'ostéointégration(7). Selon quelques études, la durée optimal d'exposition aux UV avant l'implantation est comprise entre 12 et 20 minutes(7)(8)(9)(10).

3) Les implants lisses

Pendant longtemps, les implants Brånemark de première génération (Nobel Biocare) étaient le gold standard. Ces implants sont usinés à partir de barres de titane commercialement pur de grade 1. Leurs surfaces sont dites lisses, mais en raison de l'usinage et du polissage quelques stries apparaissent à leur surface, comme nous pouvons l'observer au microscope électronique à balayage. Leur rugosité, minime ici, est comprise entre 0,53 et 0,84 μm en fonction des conditions d'usinage. En effet plus la vitesse d'usinage est élevée plus la surface est striée et plus la rugosité est importante(5). La surface de ces implants est composée chimiquement d'oxyde de titane, dont principalement du dioxyde de titane, TiO_2 .

Ces implants sont les premiers à avoir été réellement pertinents, mais seulement sur les os de très bonne qualité. Selon la littérature(4), les échecs d'ostéo-intégration des implants usinés dépendent principalement du site osseux et de la qualité osseuse.

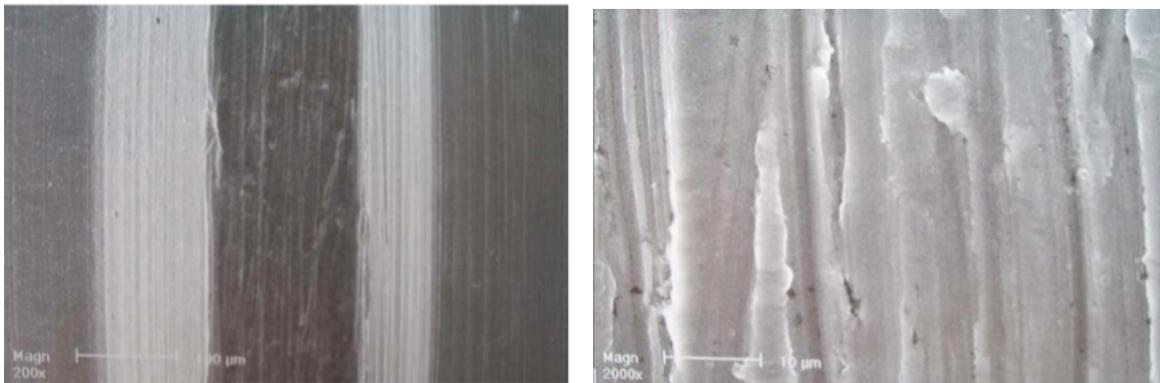


Figure 1 : Image de la surface usinée à faible grossissement (x200) et à fort grossissement (x2000) prise au microscope électronique à balayage.

4) Les implants rugueux

Après usinage du titane, les implants subissent un traitement de surface dans le but d'améliorer l'ostéo-intégration. Les traitements de surface permettent la création de deux caractéristiques de surface différentes. Soit le traitement de surface crée une variété de rugosité de surface soit il rend la surface bioactive. La bioactivité est une caractéristique permettant à un matériau de réagir et de se lier à un tissu vivant. Les surfaces peuvent être rendues bioactives par un traitement chimique ou par un revêtement au phosphate de calcium par exemple.

La rugosité apporte à la surface de nombreux avantages. En effet une surface rugueuse a une meilleure énergie de surface, une meilleure mouillabilité de surface et l'adhésion cellulaire est augmentée. Les nouvelles propriétés chimiques de surface accélèrent l'attraction des ostéoblastes et permettent une initiation précoce de la cicatrisation osseuse. De plus les propriétés biomécaniques de surface sont améliorées, ainsi les forces sont mieux réparties et l'implant peut être mis en charge plus tôt.

a) Les surfaces traitées par addition

Divers traitements additifs peuvent être appliqués à la surface des implants usinés. Il existe des revêtements de surface créés par projection de particules et des traitements permettant la précipitation d'hydroxyapatite sur le titane. De plus l'oxydation anodique est un procédé électrochimique considéré comme un traitement additif.

i. La projection de particules

Le traitement permettant la création d'un revêtement de surface consiste à propulser sur la surface implantaire des particules de titane ou des phosphates de calcium qui sont principalement composés d'hydroxyapatite (HA). Le plasma-spray de titane est bio-inerte, contrairement au plasma-spray d'HA qui confère une bio-activité à la surface. Le dépôt bioactif d'HA augmente l'ostéo-conduction.

Les poudres de titane ou d'HA sont propulsées dans un plasma à température très élevée. Un plasma est un état particulier de la matière composé d'un gaz ionisé. Le plasma-spray ainsi créé est projeté sur la surface de l'implant et forme une couche de 50 à 200µm d'épaisseur qui diminue après nettoyage de la surface. La rugosité arithmétique moyenne (Ra) obtenue varie entre 2,1 et 3,1µm pour le plasma-spray de titane, et entre 1,59 et 2,94µm pour le plasma-spray d'hydroxyapatite.

Le plasma de titane peut se dissoudre. De ce fait des particules de titane et des ions métalliques peuvent se retrouver dans l'os adjacent à ces implants(4). L'hydroxyapatite quant à lui est non résorbable. Il ajoute une composante biochimique indiscutable à la surface de l'implant. L'hydroxyapatite présent sur la surface sert de matrice pour l'adhésion et la croissance des cellules ostéogéniques(11). Mais il a été observé, après un certain temps,

qu'une fracture se crée entre le revêtement d'HA et le titane(12). Cela entraîne de nombreux échecs tardifs. C'est pourquoi ce type d'implant a été interdit à la vente en France en 2001 par l'AFSSAPS (Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé) pendant un an.

Une alternative bioactive au projetât par torche à plasma d'hydroxyapatite, retiré du marché en 2001, a été développée. Des cristaux d'hydroxyapatite cristallin, de 10 à 100nm, sont déposés de façon éparses sur la surface. Ils recouvrent 50% de la surface. Ce sont les implants Nanotite (Biomet). Leur rugosité Sa mesure 0,5µm. Ces cristaux nanométriques confèrent à la surface un caractère bioactif. Le titane bioinerte est donc rendu bioactif par un procédé d'adjonction de céramiques bioactives tels que l'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) et le tricalcium phosphate ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$)(5) par exemple.

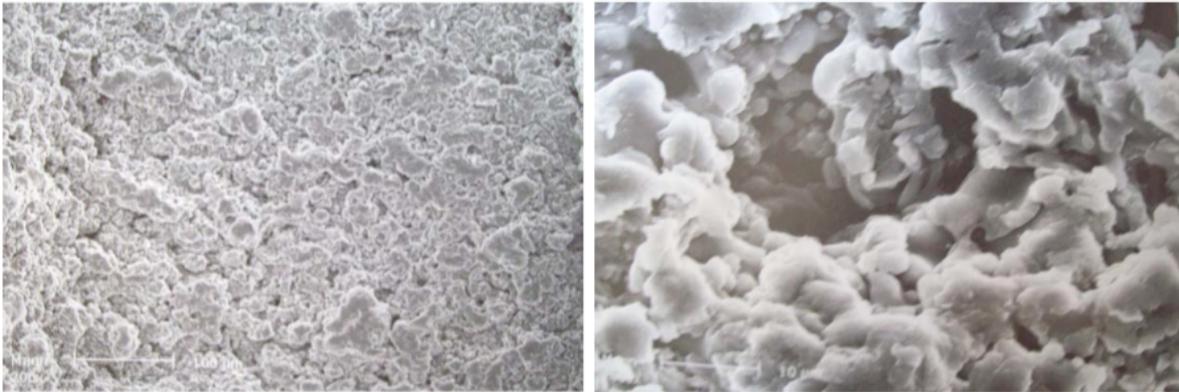


Figure 2 : Image de la surface obtenue par plasma spray à faible grossissement (x200) et à fort grossissement (x2000) prise au microscope électronique à balayage.

ii. La précipitation d'hydroxyapatite

La précipitation d'hydroxyapatite peut être réalisée selon plusieurs techniques. La surface de l'implant peut être modifiée électrochimiquement. L'implant, considéré comme la cathode, est plongé dans un bain de Ca^{2+} et PO_4^{3-} et l'anode utilisée est en platine. L'implant obtenu est recouvert de calcium et de phosphate amorphe qui sera transformé en HA dans une solution de NaCl. Mais une étude de Jansen observe que la liaison entre le titane et le substrat est faible(13). Une autre technique de précipitation consiste à déposer de HA sur la surface à l'aide d'un faisceau d'ion. L'interface obtenue entre l'implant et le revêtement est plus résistante que la précédente(14). Enfin la précipitation d'HA par trempage est un procédé qui permet de créer un revêtement fin, de 30nm d'épaisseur environ, à la surface de l'implant en le plongeant dans une série de solutions(15).

iii. L'oxydation anodique

L'oxydation anodique est un procédé électrochimique dont le but est d'épaissir la couche d'oxyde de titane de plus d'un micromètre et de la rendre poreuse. L'implant est plongé dans un bain d'oxydant, considéré comme la cathode, et soumis à un courant jouant le

rôle d'anode. Les bains oxydants sont composés d'acides forts tels que l'acide sulfurique (H_2SO_4), l'acide phosphorique (H_3PO_4), l'acide nitrique (HNO_3), ou l'acide fluorhydrique (HF). Le courant est caractérisé par une haute densité ($200A/m^2$) ou un haut potentiel (100V). À partir d'une certaine épaisseur, la couche d'oxyde de titane croît de façon irrégulière. Dans certaines zones, elle se dissout et crée des pores, dans d'autres zones elle s'épaissit. La rugosité mesure entre $1,35\mu m$ et $2\mu m$. Les implants TiUnite (Nobel Biocare) ont été traités par oxydation anodique.



Figure 3 : Image de la surface obtenue par oxydation anodique à faible grossissement (x200) et à fort grossissement (x2000) prise au microscope électronique à balayage.

b) Les surfaces traitées par soustraction

Les méthodes de soustraction semblent être plus adaptées que les procédés additifs. En effet la rugosité créée par addition de substance risque d'être arrachée lors de la pose de l'implant. Le traitement soustractif rend la surface rugueuse par soustraction physique, par une soustraction chimique ou par un procédé combinant la soustraction physique et chimique.

i. La soustraction physique

La soustraction physique ou sablage, consiste à projeter des particules dures sur la surface ductile de titane pour la rendre poreuse. Les particules projetées diffèrent entre les fabricants. Il peut être utilisé des particules d'alumine, de l'oxyde de titane ou du phosphate de calcium. En fonction de la taille des particules utilisées, il peut être créé différentes rugosité de surface.

L'alumine est fréquemment utilisée pour le sablage. Mais certaines particules persistent à la surface des implants après le traitement, malgré le nettoyage aux ultrasons, le bain à l'acide et la stérilisation. De ce fait le matériau utilisé pour le sablage doit donc être stable chimiquement, biocompatible et ne doit pas empêcher l'ostéo-intégration de l'implant(4).

L'oxyde de titane est aussi utilisé pour le sablage des surfaces implantaire, par exemple les implants TiOblast (Astra Tech). Les particules font en moyenne $25\mu m$. Elles

créent une rugosité de l'ordre de 1 à 2 μm .

Enfin il peut être utilisé les particules de phosphate de calcium, tel que l'hydroxyapatite ou le phosphate tricalcique (TCP) dans les implants Nanotite Biomet 3i. Ce matériau est biocompatible, ostéo-conducteur et résorbable. En effet les particules de phosphate tricalcique peuvent être éliminées après traitement dans des bains d'acide nitrique.

La rugosité varie en fonction du type de particules projetées, de leur dureté, de leur granulométrie, de la pression du sablage et de la distance de projection. Ra mesure environ $1\mu\text{m}$ pour ce type de surface. Ce traitement de surface favorise l'adhésion, la prolifération, la différenciation et la synthèse matricielle des ostéoblastes.

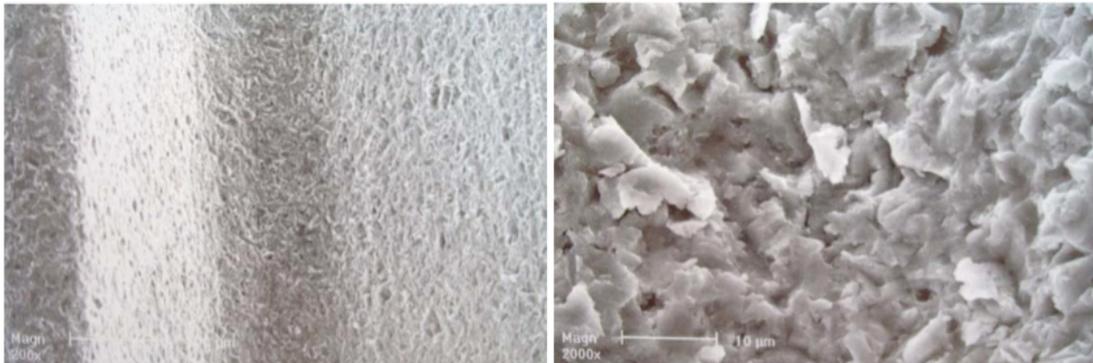


Figure 4 : Image de la surface obtenue par sablage au TiO_2 à faible grossissement (x200) et à fort grossissement (x2000) prise au microscope électronique à balayage.

ii. La soustraction chimique

le mordantage, est un procédé par lequel les implants sont plongés dans des bains d'acides puissants tels que l'acide chlorhydrique (HCl), l'acide sulfurique (H_2SO_4) et l'acide fluorhydrique (HF). Ces acides forts corrodent la surface du titane et la rendent rugueuse. Le traitement à l'acide des surfaces implantaire produit des puits microscopiques entre $0,5\mu\text{m}$ et $2\mu\text{m}$ de diamètre. Ce traitement crée donc une microporosité irrégulière de surface par corrosion du titane permettant une ostéo-intégration rapide de l'implant dans l'os. En augmentant la température des bains acides, la rugosité obtenue est plus homogène et le contact implant-os est de meilleure qualité. La rugosité Ra varie entre $0,4$ et $1,09\mu\text{m}$ en fonction de l'acide utilisé, de sa concentration, de la température du bain et du temps de mordantage.

La surface Osseotite (Biomet 3i) est, par exemple, obtenue par mordantage. Pour ces surfaces un double mordantage à l'acide sulfurique et l'acide chlorhydrique est réalisé. Sa rugosité finale est de $0,68\mu\text{m}$.

Un autre traitement soustractif consiste à baigner les implants dans des fluorures. Le titane est très réactif aux ions fluorures (il devient TiF_4). Ce traitement chimique a le pouvoir d'améliorer l'ancrage de l'implant dans l'os en rendant la surface de l'implant bioactive. Mais cela semble fragiliser les implants en créant des microfissures(4).



Figure 5 : Image de la surface obtenue par mordantage à l'acide à faible grossissement (x500) et à fort grossissement (x2000) prise au microscope électronique à balayage.

iii. Le double traitement soustractif

Des surfaces ayant subi un double traitement soustractif ont été développées. Ce traitement combine un sablage puis un mordantage. La rugosité de surface obtenue varie entre 1,44 et 2 μm .

La société Straumann® a mis en place les surfaces SLA (Sandblasted Large-grit Acid-etched) qui sont des implants dont la surface a été traitée par un sablage à gros grains d'oxyde d'alumine et par un double mordantage à l'acide phosphorique et l'acide sulfurique. La surface SLA est devenue l'une des mieux documentées en implantologie. Plus récemment, La société Straumann® a conçu une surface SLActive qui réduit la phase de cicatrisation de moitié par rapport à la surface SLA. La surface SLActive est créée de la même manière que la surface SLA. Leurs aspects microscopiques sont très semblables. Le SLActive diffère de la surface SLA car ces implants sont rincés à l'azote et, pour éviter une exposition de la surface à l'air, ils sont stockés dans un tube scellé contenant une solution NaCl isotonique par opposition au stockage à sec. La surface SLActive a donc une énergie de surface plus élevée et est de nature plus hydrophile que l'implant SLA(16). De ce fait l'adhésion des cellules ostéoblastiques se fait plus aisément sur les surfaces SLActive et l'ostéo-intégration de l'implant est plus rapide. Les rugosités de SLA et SLActive sont de 1,78 μm et 1,75 μm respectivement.(17)

Pour éviter la contamination ab initio, une nouvelle étape dans le traitement de surface a été introduite. Les implants sont stockés dans une flasque hermétique contenant du sérum physiologique à 0,9% de NaCl juste après l'étape de mordantage à l'acide. Cette conservation dans un milieu liquide préserve la surface d'oxyde de titane de l'air, maintient la réactivité initiale de l'oxyde de titane et génère en 2 semaines des nanostructures sur la surface microrugueuse.

5) Les nouvelles modifications de surface

a) *Addition d'agents stimulants : les facteurs de croissance*

L'incorporation d'agents de stimulation osseuse tels que des facteurs de croissance améliore la prolifération et la différenciation cellulaire osseuse et donc la cicatrisation osseuse locale(6). Les facteurs de croissance semblant être les plus prometteurs sont BMPs (Bone morphogenetic proteins), TGF- β 1(transforming growth factor), PDGF (platelet-derived growth factor), IGF-1 et IGF-2 (insulin-like growth factor).(4)

b) *Addition de molécules contrôlant le processus de remodelage osseux : les biphosphonates*

Les biphosphonates empêchent la résorption de l'os lors du processus de remodelage osseux. Ils semblent pertinents pour les cas de perte osseuse importante. Il a été rapporté récemment qu'un biphosphonate incorporé sur des implants en titane augmentait localement la densité osseuse dans la région péri-implantaire. La concentration en biphosphonate sur la surface détermine la densité osseuse péri-implantaire.(4)

c) *Les surfaces traitées par implantation d'ions.*

L'implantation d'ions est une technique de traitement de surface réalisée sous vide à basse température. L'accélération d'un faisceau d'atomes chargés, ou d'ions, vers la surface du dispositif, permet l'incorporation des ions dans le matériau. Ceci modifie les propriétés de surface du matériau tel que sa nano-topographie et ses propriétés chimiques et physiques. L'énergie de surface du matériau est modifiée ce qui affecte ses propriétés telles que l'angle de contact. La modification de l'angle de contact améliore l'adsorption de protéine en surface, conduisant à une voie de signalisation favorisant la différenciation et l'apposition des cellules ostéoblastiques. Dans l'étude de De Maeztru, Les surfaces des implants usinés sont traitées par implantation d'ion CO (oxyde de carbone)(18). Lorsque les ions frappent la surface de l'implant, ils se rompent en atomes de carbone et d'oxygène qui restent principalement ancrés dans la surface de l'implant.

d) *Les surfaces hybrides*

De nouvelles surfaces dites hybrides ont été introduites. En effet il a été démontré dans les années 1990 que les surfaces modérément rugueuses permettent une ostéo-intégration plus rapide et de meilleure qualité. Or depuis l'essor de ces surfaces, le risque d'infection péri-implantaire a considérablement augmenté. Les implantologues craignent que la rugosité de surface soit la cause majeure de l'augmentation de la prévalence des péri-implantites. De ce fait l'idée d'un nouvel état de surface combinant une surface lisse et rugueuse a été introduite. La surface des implants hybrides est caractérisée par une partie coronaire usinée lisse et une partie apicale modifiée. Les implants Osseotite (Biomet 3i) présentent une surface hybride. Le col de l'implant est lisse et le corps endo-osseux est traité par soustraction chimique. Comme

décrit précédemment la partie apicale de l'implant subit un double mordantage à l'acide chlorhydrique et l'acide sulfurique.

C) Le rôle des modifications de surface sur la réaction tissulaire

Le tissu osseux est en remodelage permanent. Il est composé à la fois de cellules et de matrice extracellulaire. Les cellules jouant un rôle dans le remodelage osseux sont les ostéoblastes, les ostéoclastes et les ostéocytes. La matrice extracellulaire présente une phase organique, comprenant du collagène ainsi que des protéines non collagéniques, et une phase minérale, composée d'hydroxyapatites.

Après forage de l'os et pose de l'implant, un caillot se forme à l'interface entre l'os et l'implant et l'os se remodèle et prolifère grâce aux cellules osseuses, aux composants sanguins présents dans le caillot et aux caractéristiques de surface de l'implant, tels que les propriétés topographiques, mécaniques et physico-chimiques.(19)

Pour améliorer et accélérer cette ostéo-intégration, les surfaces du titane sont traitées et donc modifiées à l'échelle micrométrique et nanométrique. Les modifications nanométriques de surface ont la capacité d'affecter directement les mécanismes cellulaires et moléculaires pour réaliser la réponse biologique des tissus environnants(19).

En effet suite à la formation du caillot à l'interface entre os et implant, un tissu conjonctif constitué d'un réseau de fibrine se met en place autour de l'implant. Les modifications topographiques de surface doivent être représentatives de l'anatomie microscopique de l'os pour que les ostéoblastes reconnaissent les formes et les reliefs et induisent une formation osseuse péri-implantaire(19). C'est pourquoi, une rugosité optimale de surface doit être recherchée car cette rugosité stabilise le caillot de fibrine sur la surface et promeut la croissance des ostéoblastes(20).

De plus des modifications chimiques de la surface du titane sont réalisées dans le but d'accélérer et d'améliorer l'ostéo-intégration. La passivation crée une couche d'oxyde de titane qui peut relarguer des ions H^+ , OH^- et des ions composant le titane. Ces ions peuvent se retrouver libres dans l'espace entre l'os et l'implant ou se lier au titane et former du $TiOH$ par exemple. Ces éléments favorisent la nucléation des cristaux d'apatite et leurs dépositions à l'interface entre l'os et l'implant. Ces ions réagissent aussi avec les ions du tissu osseux tel que les ions calcium et les ions phosphate dans le but de former des phosphates de calcium pouvant éventuellement se cristalliser en apatite. De même la photofonctionnalisation induit une énergie aux électrons de surface du TiO_2 , donc la charge négative favorise la nucléation de l'apatite. De plus la photofonctionnalisation rend la surface superhydrophile, et l'hydrophilie permet l'adsorption protéique, l'adhésion cellulaire, la prolifération et la différenciation ostéoblastique. Enfin les implants revêtus d'hydroxyapatites sont considérés comme bioactifs et l'HA modifie chimiquement la surface de l'implant. En effet des protéines endogènes présentes à la surface servent de matrice pour l'adhésion et la croissance des cellules ostéogéniques. Mais les particules d'hydroxyapatite ont tendance à se détacher de la surface lors de l'implantation, donc l'ostéo-intégration est favorable à court terme(11).

Ces modifications chimiques et topographiques de surface font varier les propriétés de surface de l'implant tel que la mouillabilité, l'angle de contact et l'énergie de contact. Par exemple plus une surface est mouillable, plus la prolifération et l'adhésion cellulaire est importante. L'attachement et l'étalement des cellules sont fortement influencés par les

propriétés physico-chimiques de la surface du matériau, à savoir sa composition chimique, son énergie de surface, sa polarité, sa mouillabilité, sa rugosité, sa topographie et ses propriétés mécaniques (19). Par contre le rôle exact de la chimie de surface et de la topographie sur les événements précoces de l'ostéo-intégration des implants dentaires reste mal compris(4).

II- LES ÉCHECS IMPLANTAIRES

Le taux d'échec et de complication implantaire est habituellement de 5%. Pour éviter au maximum les échecs en implantologie, il est important de réaliser au préalable un bilan pré implantaire, comprenant un bilan général médical, un bilan anatomique et un bilan prothétique et occlusal, dans le but de faire une bonne évaluation des risques biologiques, anatomiques et biomécaniques.

Albrektsson, Zarb, Worthington et Eriksson ont défini en 1986 cinq critères nécessaires au succès d'un implant :

- mobilité de l'implant inexistante ou ne dépassant pas 50 µm de marge.
- absence de zones radio-claires autour de l'implant sur un cliché rétro-alvéolaire de bonne qualité.
- perte osseuse marginale inférieure à 0,2 mm par an, après une perte maximale de 1,5 mm lors de la première année.
- absence de signes cliniques subjectifs et objectifs persistants et/ou irréversibles, tels que des douleurs, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale.
- 85% de taux de réussite à 5 ans et 80% à 10 ans

En implantologie, il faut tenir compte de la qualité et de la quantité osseuse. Classification de Lekholm et Zarb (1985):

- Type I : constitué presque exclusivement d'os compact homogène
- Type II : os compact épais entourant un noyau spongieux à trabéculations denses
- Type III : os cortical fin entourant un noyau spongieux dense
- Type IV : os cortical fin entourant un noyau spongieux peu dense

Il existe 2 types d'échecs implantaires, les échecs primaires et les échecs secondaires. L'absence d'ostéo-intégration est un échec primaire car il survient avant la mise en charge des implants. Les échecs secondaires quant à eux surviennent après la mise en charge et donc après la cicatrisation des tissus mous et durs. Ils peuvent être rapide ou progressifs. Des échecs secondaires fonctionnels touchent la phonation et la position de la langue. Cette gêne disparaît dans la plupart des cas, mais si elle persiste le praticien peut être amené à refaire la prothèse. Par ailleurs des complications prothétiques, tel qu'une surcharge occlusale, un rapport couronne/implant inapproprié ou une proximité entre les implants, peuvent impliquer un échec mécanique de l'implant. Enfin, les échecs infectieux, pouvant survenir secondairement, sont la mucosite péri-implantaire et la péri-implantite.

A) L'Absence d'ostéo-intégration

1) Définitions

Le concept d'ostéo-intégration a été introduit par Bränemark en 1983 après de nombreuses années d'études sur les animaux et les humains. L'ostéo-intégration est la « Jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge » selon Bränemark en 1985. Cela implique la présence d'os régénéré à la surface du métal. L'ostéo-intégration est une réaction biochimique entre les ions phosphate et calcium et la couche d'oxyde de titane. L'interface os-titane obtenue est très solide, biomécanique et ankylosique.

À l'implantation, l'espace entre l'implant et l'os mesure 1 à 10 μm et la couche d'oxyde de la surface implantaire mesure entre 2 et 10 nm d'épaisseur. Cette dernière augmente au cours des premières années suivant l'implantation, en raison de son exposition au milieu extérieur, jusqu'à atteindre entre 50 et 200nm. Lors de l'ostéo-intégration l'espace entre l'os et la surface implantaire se réduit. Cet espace diminue jusqu'à mesurer 10 nm d'épaisseur dans les 6 mois suivant la pose, si l'ostéo-intégration se réalise.

Sur la couche d'oxyde de titane, des particules d'eau se déposent formant une couche d'oxyde hydratée sur laquelle persiste une pellicule d'eau. Entre l'os et cette pellicule d'eau se trouvent des fibrines de collagène, des lipoprotéines, des protéoglycans et des glycosaminoglycans. Cet espace diminue en fonction du temps jusqu'à la création d'une jonction entre l'oxyde de titane et l'os.

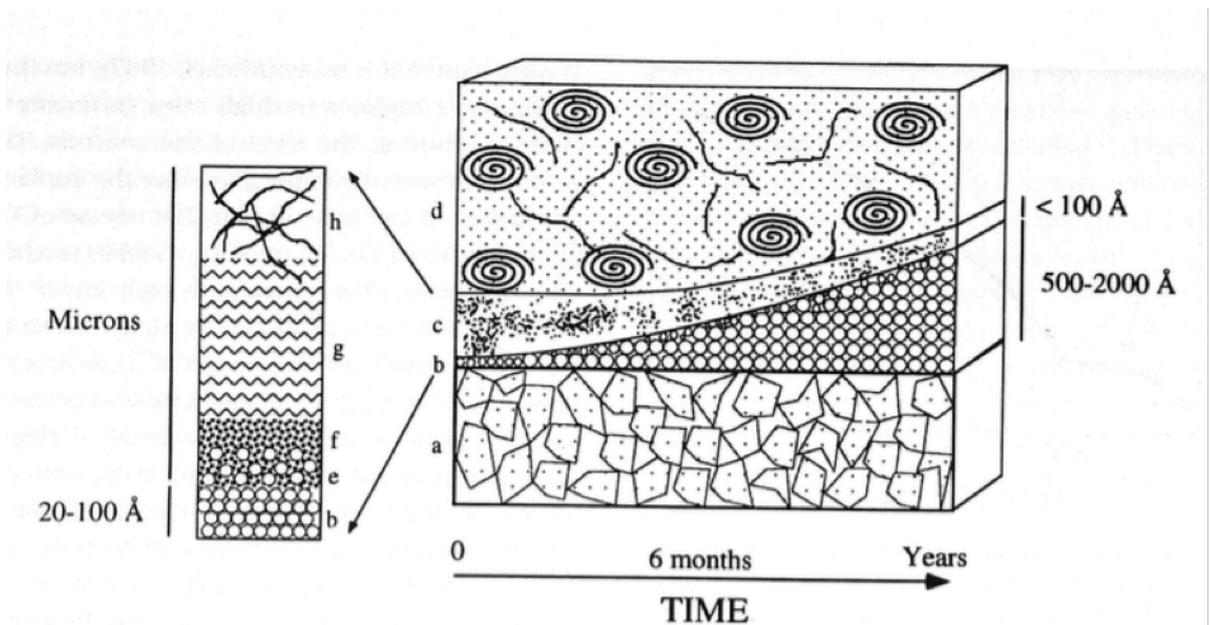


Figure 3 : schéma représentant l'évolution de l'interface Os-Titane en fonction du temps. ($10 \text{ \AA} = 1 \text{ nm}$)

Légende : a) titane, b) surface d'oxyde, c) l'espace entre l'implant et l'os, d) os, e)

couche d'oxyde hydraté, f) pellicule d'eau g) couche composée de lipoprotéines, protéoglycans et de glycosaminoglycans , h) fibrilles de collagène

En réalité, les limites entre les strates ne sont pas aussi distinctes que sur ce schéma.

Suite à l'implantation, la vis est maintenue dans l'os grâce à la stabilité primaire. En effet l'implant est ancré dans l'os préexistant suite au forage de calibre adapté au type d'implant choisi. La stabilité primaire dépend surtout de la qualité et de la quantité osseuse, de la technique chirurgicale et du type d'implant utilisé. Les ostéoblastes font ensuite leur travail et entraînent la formation d'os dans l'espace entre l'implant et la paroi du puits implantaire. L'os nouvellement formé définit la stabilité secondaire. De ce fait, La stabilité implantaire est au départ due à la stabilité primaire puis avec le temps la stabilité secondaire prend le dessus.

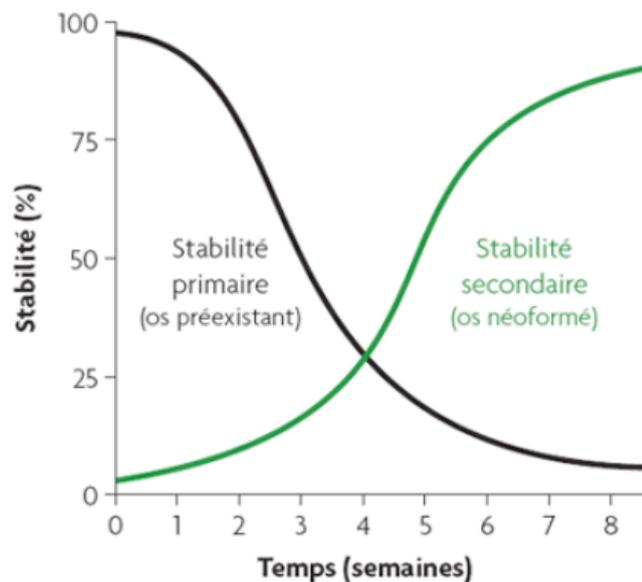


Figure 4 : Schéma représentant la stabilité primaire et la stabilité secondaire en fonction du temps en semaines.

Pendant la chirurgie, les vaisseaux sanguins sont blessés et, par conséquent, les surfaces des implants dentaires interagissent avec les composants sanguins. Diverses protéines plasmatiques sont adsorbées sur la surface du matériau en une minute. Les plaquettes du sang se retrouvent également au contact de la surface de l'implant. Elles sont responsables de la formation du caillot sanguin présent à l'interface implant os. Après la coagulation du sang, plusieurs cellules agissent aux alentours des surfaces pour la guérison des tissus. Les cellules souches mésenchymateuses (CSM) attirées sur le site lésé par des facteurs chimiotactiques jouent un rôle déterminant dans la guérison des tissus péri-implantaires.

2) Le contrôle de l'ostéo-intégration

Deux visites de contrôle sont recommandées. La première visite a lieu 8 jours après la pose dans le but de vérifier la cicatrisation, déposer les fils de suture, motiver et éduquer le patient à l'hygiène bucco-dentaire. Une seconde visite peut-être nécessaire 3 semaines plus tard si les caractéristiques précédentes ne sont pas satisfaisantes. Enfin une visite de contrôle de l'ostéo-intégration est programmée en fonction du traitement implantaire choisi. Un protocole en 1 ou 2 temps chirurgicaux nécessite une visite de contrôle d'ostéo-intégration 3 à 4 mois après la pose à la mandibule et 6 mois après la pose au maxillaire. Pour le protocole de mise en charge précoce le patient rendra visite à l'implantologiste 6 semaines après la mise en charge. Une visite au bout de 2 à 6 mois, selon l'esthétique des tissus mous, sera prévue pour les cas de mise en charge immédiate.

La visite de contrôle de l'ostéo-intégration se déroule en 2 étapes. L'implantologiste va tout d'abord réaliser une évaluation clinique et radiologique, puis effectuer des tests spécifiques de l'ostéo-intégration.

Les critères de succès de l'ostéo-intégration, introduits par Albrektsson en 1986, sont à la fois cliniques et radiologiques. Le succès de l'ostéo-intégration se caractérise cliniquement par une immobilité de l'implant, un son clair à la percussion, une absence de syndrome infectieux douloureux et une absence de paresthésies permanentes. De plus une absence d'espace radio-clair péri-implantaire et une perte osseuse inférieure à 0,2mm par an après la première année définissent le succès radiologique de l'ostéo-intégration. (21)

Les tests spécifiques de l'ostéo-intégration permettent d'effectuer une évaluation objective de la stabilité secondaire. Les deux premiers tests pouvant être réalisés sont le test du contre-torque à 20Ncm (Newton centimètre) et le test du serrage de pilier à 20Ncm. Si l'implant résiste à ces forces il peut être considéré comme ostéointégré. Les deux autres tests évaluent la stabilité secondaire à l'aide du Periotest ou de l'Osstell. Ces deux appareils de mesure sont utilisés seulement si le chirurgien désire communiquer des données objectives notamment dans le cadre d'une étude scientifique.

3) Les échecs d'ostéointégration

Les échecs d'ostéo-intégration interviennent pendant la période de cicatrisation osseuse, qui varie entre 1,5 et 3 mois à la mandibule et 1,5 et 6 mois au maxillaire.

Une intégration osseuse ayant échoué se caractérise par un implant entouré d'une capsule fibreuse empêchant la croissance osseuse.

a) Les symptômes

Les signes cliniques d'échec de l'ostéo-intégration sont une mobilité clinique, percussion douloureuse émettant un son assourdi, une douleur ou une perte osseuse péri-implantaire visible à la radiographie. Un son sourd est caractéristique d'une intégration fibreuse.

b) *L'étiologie*

Déterminer la cause d'un échec d'intégration implantaire est complexe. D'après Sakka et ses collaborateurs (22), les échecs primaires dépendent de la quantité et de la qualité osseuse, des antécédents médicaux du patient, de la consommation de tabac, du développement d'infection et de la stabilité primaire. Les patients étant séropositifs, ayant un diabète non équilibré, de l'ostéoporose, ou traités aux corticostéroïdes ou aux biphosphonates sont plus susceptibles de présenter des échecs d'ostéointégration.(22)

B) Les péri-implantites (23)

1) Définitions

La péri-implantite est un processus inflammatoire destructif irréversible caractérisé par une atteinte des tissus mous péri-implantaires et une perte osseuse irréversible.

La mucosite péri-implantaire est un processus inflammatoire réversible des tissus mous péri-implantaire. Elle est caractérisée par une gencive inflammatoire et érythémateuse. La gencive est saignante et oedématiée. Mais contrairement à la péri-implantite, elle ne présente pas de lyse osseuse ni de suppuration.

2) La prévalence

Selon une étude, le saignement au sondage concerne jusqu'à 90% des implants mis en charge. Le saignement au sondage est un signe clinique permettant de diagnostiquer une mucosite péri-implantaire. Dans une autre étude présentant un suivi à long terme, 77% des sujets implantés risquent de déclencher une mucosite.

Selon des études récentes, 16 à 28% des patients traités développent une péri-implantite.(23)

D'après Esposito et ses collaborateurs, Les surfaces usinées ont 20% de risques en moins d'être affectées par une péri-implantite sur une période de 3 ans.(24)

3) L'étiologie

a) Les causes générales

Le tabac, la consommation d'alcool et un diabète non équilibré augmentent la susceptibilité des patients aux échecs implantaires, notamment les péri-implantites.

b) Les causes locales

De nombreuses causes locales peuvent être en lien avec la mise en place d'une péri-implantite, telles que des causes liées au patient, au site d'implantation, à l'implant et à la prothèse supra-implantaire.

Tout d'abord, une mauvaise hygiène bucco-dentaire est responsable de la formation de plaque et est la principale cause des mucosites.

De plus, Le site implantaire peut être une zone à risque de péri-implantite. En effet, un site est mal préparé, présentant des résidus septiques ou du tissu de granulation persistant après l'extraction d'une dent infectée, est plus susceptible de développer une pathologie.

Les causes liées aux prothèses supra implantaires sont plus rares. Une surcharge occlusale entraîne une lésion péri-implantaire qui est plutôt liée à une perte d'ostéo-intégration. Un excès de ciment rend le tissu péri-implantaire inflammatoire et accroît le risque de péri-implantite, c'est pourquoi il est indispensable de réaliser une radiographie de

contrôle après la pose prothétique.

Enfin les caractéristiques de l'implant jouent un rôle dans le développement des pathologies péri-implantaires. Les implants de morphologie cylindrique favorisent les échecs et sont plus difficiles à nettoyer après contamination. Les implants en céramiques se fracturent plus facilement que les implants en titane. Cela déclenche une infiltration bactérienne dans le trait de fracture et donc une lyse osseuse. L'état de surface des implants est en relation directe avec les tissus péri-implantaire. La rugosité de surface favorise l'adhésion des bactéries. En plus de créer une inflammation tissulaire, ces bactéries sont d'autant plus compliquées à éliminer que la surface est rugueuse.

La principale cause des pathologies péri-implantaires est bactérienne. La péri-implantite est une infection anaérobique polymicrobienne avec un nombre accru de bacilles Gram négatif aérobies (25)

4) Le mécanisme physiopathologique

Les pathologies péri-implantaires sont principalement d'origine bactérienne. En effet la modification de la flore bactérienne de la muqueuse implantaire et la présence de bactéries parodontopathogènes entraîne un déséquilibre microbiologique et favorise le développement de la pathologie péri-implantaire. De ce fait une réponse immunitaire des tissus péri-implantaires se met en place.

Pour rappel, les tissus péri-implantaires regroupent la muqueuse épithéliale kératinisée péri-implantaire, suivie d'un long épithélium de jonction non kératinisé, d'un infiltrat sulculaire et d'une crête osseuse. À la différence du parodonte dentaire, les tissus péri-implantaires ne comprennent pas de ligament alvéolo-dentaire, ni de ciment.

La réponse immunitaire, face à la présence de ces bactéries péri-implantaire, se traduit pas un infiltrat inflammatoire dans le sulcus péri-implantaire, composé de lymphocyte B et T, de macrophages, de polynucléaires neutrophiles, une prolifération de la vascularisation et une libération de nombreuses cytokines. Ces cytokines ont un rôle important dans la régulation des réponses immunitaires par l'activation de mécanismes pro et anti-inflammatoires. En particulier l'IL-1 et le TNF α vont activer les fibroblastes produisant des prostaglandines PGE2 et des métalloprotéinases qui vont entraîner la destruction de la matrice extra-cellulaire et une résorption osseuse. Le déséquilibre de la flore bactérienne péri-implantaire est en lien avec le déséquilibre du remaniement osseux en faveur de la résorption osseuse.

5) Le diagnostic

Une péri-implantite fait suite à une mucosite péri-implantaire.

Au niveau des tissus mous, la péri-implantite présente les mêmes symptômes que la mucosite. La gencive est inflammatoire, œdématisée et saignante au sondage. De plus les tissus durs se caractérisent par une alvéolyse péri-implantaire formant une poche en forme de cratère d'au moins 4mm de profondeur au sondage. La suppuration de cette poche est caractéristique de la péri-implantite.

a) *L'examen clinique*

L'examen clinique se déroule en 2 étapes. Tout d'abord, le clinicien doit observer minutieusement l'aspect des muqueuses péri-implantaires. Les signes cliniques recherchés dans le diagnostic d'une péri-implantite sont la mobilité de l'implant, la présence d'inflammation, d'œdème, de sensibilité au contact, d'hyperplasie, de saignement ou de suppuration spontanés. Dans un second temps, le praticien effectue un sondage péri-implantaire. Le but du sondage est de mesurer la profondeur de la poche. Il peut aussi mettre en évidence un saignement, une suppuration ou des douleurs. Un sondage devrait être réalisé au moins une fois par an afin de dépister le plus tôt possible les premiers signes de pathologie péri-implantaire.

b) *L'examen radiographique*

Les échecs implantaires se manifestent radiologiquement en premier lieu par un liseré radio-clair le long de la surface implantaire. La péri-implantite se caractérise par une perte osseuse visible à la radiographie qui peut déterminer approximativement la taille et la localisation de la perte osseuse. Mais elle ne permet pas toujours de préciser sa morphologie. Une perte osseuse péri-implantaire est toujours circonférentielle et non angulaire. Elle peut avoir une forme de cratère ou être horizontale. Seul un examen chirurgical après élévation d'un lambeau d'accès permet de déterminer précisément la morphologie de la poche péri-implantaire.

c) *L'examen biologique*

Un prélèvement microbiologique peut être réalisé dans le but de déterminer la flore bactérienne sous muqueuse dans le cas de péri-implantite. Les bactéries retrouvées dans la poche d'une péri-implantite constituent une flore anaérobie Gram négatif. Selon De Waal et ses collaborateurs, les pathogènes parodontaux *Fusobacterium nucleatum* (Fn), *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Prevotella intermedia* (Pi) et *Tannerella. Forsythia* (Tn) sont associés à la péri-implantite. Par contre *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (Aa) et le Staphylocoque ne semblent pas jouer un rôle important dans la péri-implantite. Ces bactéries appartiennent aux complexes rouges et oranges que l'on retrouve aussi dans les analyses microbiennes des parodontites. Mais selon Favari (26) la diversité bactérienne de la péri-implantite et de la parodontite ne sont pas aussi similaires à ce que l'on pensait auparavant. Bien que certains pathogènes parodontaux connus soient retrouvés dans les poches péri-implantaires, il semble y avoir des différences entre ces deux états cliniques, impliquant des microorganismes distincts.

III-ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

A) État de surface des implants en alliage de Titane et ostéo-intégration

1) La sélection des articles :

Cette première analyse de la littérature porte sur les effets des différents états de surface implantaires sur l'ostéo-intégration. Comme expliqué précédemment, il est intéressant de rechercher les preuves, dans la littérature scientifique, expliquant que de nouveaux états de surface permettraient une ostéo-intégration plus rapide et de meilleure qualité que les implants usinés développés dans les années 1960.

Les articles scientifiques présentés dans cette revue de la littérature ont été sélectionnés électroniquement suite à une recherche à l'aide de mots clés dans la base de données PUBMED. Les mots clés suivants ont été copiés dans la barre de recherche :

« (osseointegration OR osseointegrated implant) AND (implant surface) AND (roughness OR smooth OR machined OR turned) AND dental ».

Cette recherche a abouti à 383 articles. Après lecture des titres, des résumés et de temps en temps du contenu de l'article, 82 articles ont été sélectionnés. Puis en lisant le contenu de ces articles, 33 articles ont été conservés pour être présentés dans cette analyse de la littérature.

2) Les critères de sélection

Plusieurs critères d'inclusion ont été définis. Les articles sont en anglais. Seulement les études *in vivo* comparant des états de surface de vis implantées dans l'os alvéolaire d'hommes ou d'animaux ont été sélectionnées.

Les critères d'exclusion ont été définis au fur et à mesure de la sélection des articles. Les études suivantes ont été exclues

- études *in vitro*
- études sur le long terme. Ce qui nous intéresse ici est l'ostéo-intégration
- implants extra-buccaux ancrés dans le tibia ou le fémur par exemple
- études étudiant l'ostéo-intégration après la mise en charge
- états de surface expérimentaux tels que le Zircon et le PEEK

3) Les caractéristiques des études

a) *L'échantillon :*

Huit études se déroulent chez l'homme. L'échantillon des autres études est composé d'animaux tels que le chien, le cochon nain, le rat, la brebis ou le primate. Les prémolaires

(PM), voire les molaires (M), le plus souvent mandibulaires (Md) leurs sont extraites. Ces animaux sont sacrifiés au moment où l'auteur désire étudier histologiquement les tissus péri-implantaires.

b) Les types d'implant :

Dans la plupart des études les implants présentent une morphologie identique et sont en Titane (Ti). Seul les états de surface des implants diffèrent entre eux. De nombreux états de surface sont comparés. Certains auteurs ont pris le temps de mesurer la rugosité, de ces états de surface, à l'aide d'un laser profilométrique. Cela nous permet de comparer les études entres elles quant à leur rugosité.

Mode de traitement	État de surface	Traitement de la surface	Sa ou Ra (µm)
Absence de traitement	Usiné	Absence de traitement	Ra= 0,32- 0,53 Sa=0,7-0,35
Par soustraction	Mordancé	Acide fluorhydrique	Ra=-1,69 Sa=1,59
Par soustraction	Double mordançage	Acide oxalique et acide maléique	Ra= ? Sa= ?
Par soustraction	TiOblast : Sablage	Sablage microparticule d'oxyde de titane	Ra= ? Sa=1,1
Par soustraction	Sablé (Gblast)	Particules d'alumine	Ra=4,74 Sa=3,64
Par soustraction	Osseospeed	TiOblast + traitement aux ions fluorure	Ra= ? Sa=1,4
Par soustraction	Sablé mordancé	Sablé mordancé	Ra= 0,73 Sa= ?
Par soustraction	2step	Sablé et mordancé	Ra=4,23 Sa=3,2
Par soustraction	SLA	Sablage puis double mordançage (hydrophobe)	Ra=1,24 Sa=1,68-2,29
Par soustraction	SLActive	Sablage puis double mordançage (hydrophile)	Ra= ? Sa= ?
Par soustraction et addition	SLAffinity Modi-ANO	SLA +oxydation anodique	Ra=1,02 Sa=1,45
Par addition	Tiunite	Oxydation anodique	Ra=0,87-1,2 Sa=0,52
Par addition	TPS	Projection de particule de plasma de titane	Ra= ? Sa=6,0
Par addition	HA	Projection de particules d'hydroxyapatite	Ra=5,1µm Sa= ?

c) Les paramètres étudiés

La plupart des études réalisent une analyse histomorphométrique en comparant le pourcentage de contact entre l'os et la surface implantaire (%BIC). Le %BIC est calculé sur des coupes histologiques des tissus durs péri-implantaires analysés à l'aide de microscope électronique à balayage (MEB) ou de microscope optique (MO). Le %BIC est un paramètre assez pertinent pour évaluer l'ostéo-intégration (OI). Des analyses cliniques biomécaniques (test de retrait, stabilité, échec), des analyses radiologiques et des analyses histologiques sont aussi effectuées.

d) Les tests statistiques utilisés

On retrouve différents tests statistiques tels que test T de Student, le test de variance ANOVA ou le test de Mann-Whitney. Le seuil de significativité est fixé à 95% ($p < 0,05$).

e) Les types d'étude et le niveau de preuve

Toutes les études sélectionnées sont des essais cliniques comparatifs prospectifs, sauf une étude chez l'homme qui est rétrospective. Certaines d'entre elles sont randomisées.

Le niveau de preuve de chaque étude a été défini suite à la lecture de l'article. Il dépend du type d'étude, des biais, de la taille de l'échantillon, de la randomisation en aveugle ou non de l'étude. Le tableau suivant permet d'attribuer un niveau de preuve à une étude. Il présente les niveaux de preuves de la Haute Autorité de Santé (HAS) et les degrés des recommandations.

Niveau de preuve	Degré des recommandation
Niveau 1 Essais comparatifs randomisés de forte puissance Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés Analyse de décision basée sur des études bien menées	A Preuve scientifique établie
Niveau 2 Essais comparatifs randomisés de faible puissance Études comparatives non randomisées bien menées Études de cohorte	B Présomption scientifique
Niveau 3 Etudes cas-témoin	C Faible niveau de preuve scientifique
Niveau 4 Études comparatives comportant des biais importants Études rétrospectives Séries de cas Études épidémiologiques descriptives	

4) La revue de la littérature

Cf Annexe 1 et 2.

5) Discussion

La plupart des études de cette revue de littérature sont des études comparatives prospectives. Certaines sont randomisées et d'autres sont réalisées en aveugle. La plupart du temps elles sont bien menées, les tests statistiques et le seuil de significativité (p) sont décrits, les patients perdus de vue sont mentionnés, les implants ayant échoués sont cités et exclus de l'étude. À l'exception d'un article, toutes les études sont prospectives et sont conduites de la même façon.

En effet, des implants de différents états de surface sont implantés chez l'homme ou chez l'animal après avulsion de certaines dents. Après une durée de cicatrisation, spécifique à l'étude, les tissus péri-implantaires sont analysés cliniquement, radiologiquement ou histologiquement. Différents paramètres sont comparés lors de ces analyses. Le pourcentage de contact entre l'implant et l'os (%BIC) est le paramètre le plus fréquemment évalué dans ces essais car il est bien représentatif de l'ostéo-intégration.

Sur huit études réalisées sur l'homme, deux présentent un niveau de preuve B, car l'une est randomisée et l'autre est une étude prospective bien menée. Seule une étude est rétrospective. Cette étude, réalisée par Al-Nawas et ses collaborateurs en 2007, compare la réussite implantaire parmi 264 implants usinés ou rugueux Osseotite posés entre 1998 et 2000. Plusieurs critères ont été comparés mais les deux états de surface n'ont présenté aucune différence statistiquement significative entre les états de surface. Cette étude suggère que le taux d'échecs implantaires est similaire pour les 2 types de surface. Les implants usinés, considérés comme lisses, ont autant de risque d'échouer que les implants rugueux Osseotite. En revanche cette étude ne permet pas de savoir si l'ostéo-intégration est de meilleure qualité ou plus rapide, d'une rugosité à l'autre. Pour cela de nombreuses études prospectives chez l'homme et l'animal ont été réalisées.

Le pourcentage de contact entre l'os et l'implant (%BIC) a été comparé entre différents états de surface. Des implants usinés ont présenté un %BIC significativement inférieurs aux états de surface auxquels ils ont été comparés, tel que des implants dont la surface a été sablée puis mordancée (27)(28), dont la surface a été mordancée seulement (29), et dont la surface a subi une oxydation anodique (30). Une autre étude(31) comparant les surfaces Osseospeed et TiOblast a montré une meilleure adhérence de l'os à la surface Osseospeed mais la différence n'est pas statistiquement significative. Enfin le %BIC a été comparé sur un même implant présentant une moitié longitudinale usinée et l'autre moitié traitée par des ions CO (32). La différence de contact osseux n'était pas statistiquement significative. Ces études ont montré des résultats satisfaisants quant à la comparaison du contact entre l'implant et l'os des implants usinés avec les implants mordancés, les implants sablés et mordancés et les implants traités par oxydation anodique. De plus ce pourcentage est

significativement plus élevé pour les implants ancrés dans la mandibule quelque soit leur rugosité (27).

La densité osseuse a aussi été évaluée et comparé dans ces études. En effet la densité osseuse est significativement augmentée pour les implants sablés et mordancés (27)(28) et pour les implants traités par oxydation anodique (30) face aux implants usinés.

Enfin une dernière étude chez l'homme a comparé trois états de surface différents (33). 126 implants ont été étudiés et seule la radiodensité osseuse autour des implants dont la surface est composée de bioverres bioactifs était significativement plus élevée que les implants recouverts d'hydroxyapatite et les implants usinés. Mais autrement aucune différence statistiquement significative n'a été obtenue à moyen et long terme pour ces trois états de surface différents.

Donc l'ostéo-intégration est de meilleure qualité à la mandibule et pour les implants rugueux face aux implants lisses. Mais à moyen et long terme l'intégration osseuse de l'implant ne semble pas différer en fonction de la rugosité de l'implant.

25 études ont été retenues et comparées chez l'animal. Toutes ces études sont prospectives, certaines sont mieux dirigées que d'autres.

Le pourcentage de contact entre l'implant et l'os de différents états de surface a été évalué et comparé. Aparicio (34) et Gil (35) ont comparé les mêmes surfaces. La surface 2Step qui est sablée mordancée et traitée de façon chimico-thermique à un contact osseux significativement plus élevé que les surfaces usinées, mordancées ou sablées à toutes les périodes sauf 10 semaines après l'implantation où elle est identique à la surface sablée Gblast. La surface 2step, qui est plus rugueuse que les autres, présente une meilleure ostéo-intégration à court terme. Selon Shirakura et ses collaborateurs (36), les surfaces sablées et mordancées et les surfaces revêtues d'hydroxyapatite (HA) ne présentent pas de différence statistiquement significative quand au contact entre l'implant et l'os. Or d'après Yin (37), le %BIC est significativement plus élevé pour les implants sablé et mordancé que pour les implants revêtus d'HA à 2 et 4 semaines mais ce n'est pas le cas à 8 semaines. La mesure de la rugosité des surfaces n'étant pas mentionnée dans l'article de Shirakura, la différence de résultat est possiblement due à une rugosité différente (Ra) entre les deux études. Selon Zechner (38), les implants revêtus d'hydroxyapatite et les implants traités par oxydation anodique s'intègrent mieux dans l'os que les implants usiné. De même, les implants mordancés ont un %BIC supérieur de façon significative aux implants usinés (29). Les implants dont la surface est traitée par oxydation anodique présente un pourcentage supérieur aux implants contrôles sablés (39). Cependant, dans l'étude de Streckbein(40), qui présente un niveau de preuve plus élevé, les implants à oxydation anodique, sablés, mordancés, usinés, ont des différences visibles mais non statistiquement différentes. D'autres surfaces ont été comparées, tels que les surfaces SLA sablées et mordancées. La surface SLA (41) s'intègre mieux que la surface usinée. À court terme, la surface SLA modifiée par un peptide (42)et la surface SLActive (43) s'intègrent mieux que leurs contrôles. La surface SLAffinity, qui est une surface SLA modifiée par oxydation anodique, présente un pourcentage de contact à l'os significativement supérieur aux surfaces usinées, aux surfaces SLA et aux surfaces traitées par oxydation anodique (44)(45)(46). Récemment il a été introduit des implants présentant différents états

de surface au niveau de leur col. L'ostéo-intégration des implants à col lisse est significativement meilleure que celle des cols rugueux(47). Enfin il a été comparé des implants traités par des ions à des implants contrôles. Les Osseospeed présentent à court terme un %BIC significativement supérieur à leur contrôle qui n'est pas modifié par des fluorures(48)(49). Les implants usinés traités par des ions CO ont de même un %BIC significativement supérieur aux contrôles usinés, sablés, mordancés et oxydés (18).

Parmi ces études sur les animaux, la densité osseuse péri-implantaire, après différentes périodes, a été comparée entre les surfaces. Des implants traités au plasma spray de titane (TPS) n'ont pas présenté de différence statistiquement significative avec les surfaces du contrôle tel que les implants usinés, les implants sablés et les implants revêtus d'HA. Mais en revanche la densité osseuse des implants sablés semble plus grande que celle des implants TPS qui ont eux-mêmes une plus grande densité que les implants usinés et les implants HA (50)(51). La densité osseuse ne semble pas différer non plus entre des implants ayant un revêtement au phosphate de calcium lisse et rugueux (52). Mais une étude a montré que le tissu osseux autour des implants de surface SLA traitée par oxydation anodique a une densité significativement supérieure à celui autour des surfaces SLA et des surfaces usinées (46). La perte osseuse autour d'un col implantaire traité est significativement moins importante qu'autour d'un col usiné (48).

Dans certaines études des défauts osseux ont été créés autour de l'implant en coronaire. Une étude de Botticelli en 2005(41) a comparé la cicatrisation osseuse du défaut entre des implants de surface SLA et de surface usinée. Le défaut autour de l'implant SLA est significativement plus rempli, sa composition en os lamellaire et en moelle osseuse est plus importante et le tissu conjonctif est moins présent qu'autour de la surface usinée. La profondeur du défaut autour d'une surface Osseospeed est significativement moins importante qu'autour d'une surface TiOBlast 6 semaines après l'implantation (48). Par contre La composition histologique des tissus péri-implantaires autour de ces implants ne diffère pas. Enfin dans l'étude de Gil (35), il a été montré que le taux d'échec d'ostéo-intégration des implants usinés, mordancés ou sablés est significativement supérieur aux implants 2step.

D'un autre coté, des études ont utilisé un critère mécanique pour comparer l'ostéo-intégration de différents états de surface. En effet le test de retrait a été effectué pour évaluer la résistance biomécanique de l'implant. La rétention des implants 2step et des implants sablés est significativement meilleure que pour les implants usinés et les implants mordancés selon Aparicio (34). En 2016, Shaoki a étudié une surface très rugueuse ($R_a=10,65\mu\text{m}$) (54) qui présente une rétention significativement inférieure aux implants traités par oxydation anodique.

En conclusion, la rugosité et les propriétés physico-chimiques de surface déterminent la qualité de l'ostéo-intégration. En effet les implants de surface trop lisse, tels que les surfaces usinées, et de surface trop rugueuse ont un pourcentage de contact entre l'implant et l'os insuffisant, présentent un risque d'échec d'ostéo-intégration plus important et ont une résistance biomécanique inférieure aux surfaces micro-rugueuses. Les surfaces traitées s'intègrent plus rapidement et le contact entre l'os et l'implant est plus important. Mais

fréquemment, dans les études présentées, l'ostéo-intégration est de même qualité entre les différents états de surface après quelques semaines de cicatrisation. Donc les surfaces traitées rendues micro-rugueuses sont favorables à court terme pour l'ostéo-intégration. Ces surfaces microrugueuses sont-elles toujours pertinentes après plusieurs mois ou années en bouche ?

B) État de surface des implants en alliage de Titane et péri-implantite

1) La sélection des articles :

L'apparition d'échecs, tel que les péri-implantites, dans la pratique ainsi que dans la littérature, interroge les scientifiques. En effet, les infections péri-implantaires croissent depuis l'évolution de la topographie et la chimie de surface des implants. Cette seconde revue de littérature a été réalisée dans le but de réunir la littérature scientifique discutant de la relation entre l'état de surface des implants et les péri-implantites.

Les articles scientifiques présentés dans cette revue de la littérature ont été sélectionnés électroniquement suite à une recherche à l'aide de mots clés dans la base de données PUBMED. Les mots clés suivants ont été copiés dans la barre de recherche :

« (peri-implantitis OR peri implantitis OR peri-implant disease OR peri-implant diseases) AND implant AND surface AND dental »

Cette recherche a abouti à 407 articles. Après lectures des titres et de temps à autres des résumés, 189 articles ont été sélectionnés. Puis en lisant le contenu de ces articles, 33 articles ont été conservés pour être présentés dans cette analyse de la littérature.

2) Les critères de sélection

Les articles en anglais présentant des études comparatives in vivo chez l'homme et l'animal ont été inclus.

Les critères d'exclusion ont été définis au fur et à mesure de la sélection des articles. Les études suivantes ont été exclues :

- études in vitro
- études sur le court terme
- implants extra-oraux
- études sur des états de surface n'étant pas encore sur le marché tel que les revêtements antimicrobiens
- études descriptives de la pathologie péri-implantaire

3) Les caractéristiques des études

a) L'échantillon :

La majorité des articles analysés concernent l'homme. Mais quelques études chez l'animal sont intéressantes.

b) Les types d'implants

Les implants peuvent présenter des morphologies, des diamètres ou des tailles différentes au sein d'une même étude. De nombreux états de surface sont étudiés, mais, dans la plupart des cas, des surfaces usinées et des surfaces rugueuses sont comparées. Certains

auteurs ont pris le temps de mesurer la rugosité de ces états de surface. Cela nous permet de comparer les études entre elles.

Tableau récapitulatif des états de surface rencontrés dans cette revue de littérature et leurs rugosités, lorsqu'elles ont été mesurées.

Mode de traitement	Etat de surface	Traitement de la surface	Sa ou Ra (μm)
Absence de traitement	Usiné	Absence de traitement	Sa=0,35-0,9 Ra= ?
Par soustraction	Mordancé (AE)	Acide fluorhydrique	Sa=1,42 Ra= ?
Par soustraction	Osseotite	Double mordantage (si hybride : col usiné)	Sa=0,4 Ra= ?
Par addition	Nanotite	Double mordantage + phosphate de calcium	Sa= ? Ra= ?
Par soustraction	Tioblast : Sablage	Sablage microparticules d'oxyde de titane	Sa=1,1 Ra= ?
Par soustraction	Osseospeed	Sablage avec des particules de titane + traitement aux ions fluorure	Sa=1,4 Ra= ?
Par soustraction	Sablé mordancé	Sablé mordancé	Sa= ? Ra= ?
Par soustraction	SLA	Sablage puis double mordantage (hydrophobe)	Sa=1,68-2,29 Ra= ?
Par soustraction	SLActive	Sablage puis double mordantage (hydrophile)	Sa= ? Ra= ?
Par addition	Tiunite	Oxydation anodique	Sa=0,5-2 Ra= ?
Par addition	TPS	Projection de particules de plasma de titane	Sa=6,0 Ra= ?
Par addition	HA	Projection de particules d'hydroxyapatite	Sa= ? Ra=5,1 μm

c) *Les paramètres étudiés*

Des examens cliniques et radiologiques sont effectués en bouche pour évaluer l'état des tissus mous et durs péri-implantaires dans le but de diagnostiquer une péri-implantite. Les critères nécessaires pour diagnostiquer une péri-implantite sont très souvent décrits dans l'étude, mais ils peuvent varier d'un article à l'autre. Les critères sont :

- profondeur de poche $\geq 5\text{mm}$
- mucosite avec saignement au sondage et/ou suppuration
- perte osseuse $\geq 2\text{mm}$ (variant de 2 à 5mm selon les études)

Un examen clinique est réalisé pour évaluer l'indice de plaque (IP), le saignement au sondage (BOP), la suppuration, la mobilité et la profondeur de poche (PDP). De plus un examen radiologique permet de mesurer la perte osseuse marginale.

Plus rarement, le taux de succès et le taux de survie des implants sont aussi calculés dans certaines études. D'autres auteurs mesurent la force au retrait de l'implant ou la quantité de titane retrouvée dans les tissus péri-implantaires.

d) *Les tests statistiques utilisés*

On retrouve différents tests statistiques tels que le test du Chi², le test de Mann-Whitney, le test de Wilcoxon ou le test de Kruskal-Wallis. Le seuil de significativité est fixé à 95% ($p < 0,05$).

e) *Les types d'étude et le niveau de preuve*

Plusieurs types d'études ont été sélectionnés. Il y a des études prospectives comparatives et des études rétrospectives. Certaines études sont randomisées, contrôlées et/ou en double aveugle.

Le niveau de preuve de chaque étude a été défini suite à la lecture de l'article à l'aide du tableau de la HAS. Il dépend du type d'étude, des biais, de la taille de l'échantillon, de la randomisation en aveugle ou non de l'étude.

Niveau de preuve	Degré des recommandation
Niveau 1 Essais comparatifs randomisés de forte puissance Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés Analyse de décision basée sur des études bien menées	A Preuve scientifique établie
Niveau 2 Essais comparatifs randomisés de faible puissance Études comparatives non randomisées bien menées Études de cohorte	B Présomption scientifique
Niveau 3 Etudes cas-témoin	C Faible niveau de preuve scientifique
Niveau 4 Études comparatives comportant des biais importants Études rétrospectives Séries de cas Études épidémiologiques descriptives	

4) La revue de la littérature

Cf : Annexes 3 et 4.

5) La discussion

Cette seconde revue de littérature cherche à justifier l'impact de l'état de surface des implants sur les péri-implantites. Les études cliniques réunies sont prospectives ou rétrospectives.. Certaines sont randomisées et réalisées en aveugle. De nombreux paramètres sont étudiés pour comparer les états de surfaces les plus fréquemment rencontrés. Une majeure partie des études se déroule chez l'homme, mais plusieurs études chez l'animal ont été retenues. En effet les études chez l'animal ont permis d'étudier la relation entre péri-implantite et implant en créant des péri-implantites expérimentales à l'aide de ligature. Cette technique est intéressante car, après dépose de la ligature, la péri-implantite évolue spontanément.

Parmi les 24 articles étudiés chez l'homme de nombreux paramètres ont permis de comparer les états de surface.

Les paramètres tels que l'indice de plaque (IP), le saignement au sondage (BOP), la profondeur de poche (PDP), l'état des tissus mous péri-implantaires et la force au retrait de l'implant ont été évalués lors d'un examen clinique approfondi. Ces paramètres clinique ne diffère pas entre les implants usinés, les implants à oxydation anodique et les implants

TioBlast et entre les implants SLA et SLActive. Or lorsque l'aspect du col de l'implant diffère, la plaque et l'inflammation gingivale sont significativement plus présentes autour du col rugueux (55)(56). Mais 7 ans après l'implantation, la profondeur de poche et le saignement au sondage sont significativement plus importants autour des implants usinés que les implants rugueux. Enfin dans l'étude de Anitua(57), la force au retrait d'implants atteints de PI a été mesurée. Les implants sablés et mordancés ont une meilleure résistance au retrait que les surfaces sablées, mordancées, oxydées, usinées, HA et tout particulièrement TPS. La surface TPS est plus sujette aux péri-implantites contrairement à la surface sablée et mordancée.

La perte osseuse marginale péri-implantaire a été mesurée dans nombreuses études. Un grand nombre d'études ne montre pas de différences de perte osseuse entre les états de surface (58–64) D'autres études ont démontré que la perte osseuse marginale autour des implants usinés est significativement supérieure à celle autour des implants oxydés(65)(66). De plus selon Baldi, la perte osseuse est significativement plus importante autour d'un implant ayant le col usiné qu'autour d'un implant au col Osseotite(55). Or après une certaine période, la résorption osseuse radiologique est significativement plus importante autour des implants rugueux, tels que les surfaces sablées et mordancées, TiUnite ou TPS (67–69), qu'autour des implants usinés. De même les implants SLA ont une perte osseuse péri-implantaire plus importante que les surfaces SLActive.(70)

Ces examens cliniques et radiologiques tendent à montrer que les surfaces rugueuses sont plus susceptibles de développer des signes de peri-implantite tel que la perte osseuse marginale et l'inflammation des tissus mous péri-implantaires, malgré certaines études concluant qu'une perte osseuse et qu'un saignement au sondage est plus importante qu'autour d'implants ou de cols usinés(55)(71)(72)(66).

Pour comprendre ces résultats contradictoires, il est important de s'intéresser aux taux d'échec, aux taux de succès et à l'incidence des péri-implantites dans cette revue.

Le taux d'échec correspond au pourcentage d'implants ayant échoués, c'est-à-dire les implants retirés. En 2004, il a été prouvé que le taux d'échec des implants HA était significativement plus important que tous les autres implants étudiés(73). D'après Charalampakis, les surfaces modérément rugueuses TiUnite et Osseospeed sont susceptibles de développer précocement une pathologie péri-implantaire alors que les implants SLA et les implants usinés risquent de la développer plus tardivement(25). Le taux d'échec des implants rugueux est significativement plus important que celui des implants lisses, mais à très long terme le taux d'échec des implants lisses augmente (66)(74). Enfin les implants SLA et les implants SLActive présentent autant de risque de développer des PI, même si la perte osseuse est significativement plus importante autour des implants SLA (70).

Le taux de succès équivaut au pourcentage d'implant n'ayant pas de maladie péri-implantaire ou n'ayant pas d'antécédent de péri-implantite. La réussite des implants SLA est significativement meilleure que les implants TPS sauf chez les patients ayant des antécédents de parodontite agressive(75). Les implants hybrides présentent le même taux de succès que leur homologue entièrement rugueux (64).

L'incidence de la péri-implantite est significativement supérieure pour les implants rugueux TiUnite et TPS que pour les implants lisses(66)(76). Mais il n'y a pas de différence

d'incidence de la maladie entre les implants usinés, les implants sablés et mordancés (68) et les implants TioBlast (72).

Suite à cette étude de la littérature chez l'homme, nous constatons que les signes cliniques et radiologiques de la péri-implantite, ainsi que la prévalence de cette maladie, sont plus importants pour les implants ayant des surfaces traitées. L'incidence des péri-implantites semble plus importante et plus précoce pour les surfaces rugueuses. Les implants hybrides quant à eux ne présentent pas un grand intérêt car la perte osseuse est plus importante autour de leur col lisse qu'autour du col rugueux de leurs homologues non hybride et leur taux de succès est équivalent. La rugosité coronaire de l'implant est intéressante pour son effet de préservation de l'os crestal, qui est essentiel pour maintenir la stabilité des tissus mous et l'esthétique(71). Or quelques résultats montrent à long terme que l'inflammation gingivale et la perte osseuse sont plus importantes autour des implants lisses. En effet il a été déduit que les implants usinés développent des PI tardivement. La perte osseuse et l'inflammation des tissus mous sont peut-être plus importantes autour des implants usinés, mais la prévalence montre que les implants rugueux sont plus susceptibles de présenter des péri-implantites. Les mêmes conclusions ont été tirées de la revue de littérature rédigée par Esposito et ses collaborateurs(74) En effet les implants usinés présentent une diminution de 20% du risque de déclencher une péri-implantite après 3 ans de chargement comparativement aux implants rugueux. Ces résultats sont significatifs. Mais à partir de 5 ans de chargement les péri-implantites se développent autour des implants usinés. Les échecs secondaires des implants usinés sont donc présents et tardifs.

La seconde partie de la revue de littérature concerne les animaux. Neuf études ont été retenues. Elles ont été menées de la même façon. Des implants de surfaces différentes ont été positionnés chez le chien, puis des ligatures péri-implantaires en coton ont créé des péri-implantites expérimentales qui progressaient spontanément après dépose de la ligature.

Les mêmes paramètres que chez l'homme ont été évalués chez l'animal. Des examens cliniques n'ont pas permis de démontrer de différence quant à l'indice de plaque, l'inflammation gingivale, la profondeur de poche, le saignement au sondage et la mobilité, entre les états de surfaces, tels que les implants usinés, TPS, HA, SLA et mordancés (77)(78). Mais dans d'autres études des signes cliniques divergent entre les états de surface. En effet l'indice de plaque autour des implants SLA et SLActive est plus important qu'autour des implants usinés (79,80). De plus les implants TiUnite présentent une gencive plus inflammatoire que les implants SLA (81) et une profondeur de poche significativement plus grande que les implants usinés (82).

Concernant la mesure de la perte osseuse marginale radiologique, les résultats divergent aussi entre les études. Selon le résultats de Shibli, la perte osseuse n'est pas significativement différente entre les états de surface présentés : la surface usinée, TPS, HA et mordancée (83). D'autres auteurs ont observé des différences significatives de perte osseuse. En effet les implants ayant un revêtement d'hydroxyapatite sont plus susceptibles à la perte d'os marginal que toutes les autres surfaces(84). Les implants TiUnite sont quand à eux plus à

risque de résorption osseuse péri-implantaire que les implants SLA qui sont eux plus à risque que les implants usinés (79,81,85).

La perte osseuse histologique a aussi été mesurée. Il a été observé que la perte osseuse était significativement plus importante au niveau des implants SLA et des implants TiUnite que les implants usinés (79,82,85)

Pour conclure, chez les animaux certains auteurs n'ont pas pu démontré que les différents états de surface sont plus ou moins à risque de manifester une pathologie péri-implantaire (77). Par opposition, d'autres études ont prouvé que des surfaces à rugosité modérée tels que SLA et TiUnite présentent les signes cliniques, radiologiques et histologiques de péri-implantites et sont donc plus susceptibles que des implants usinés de développer des péri-implantites.

Cette revue de littérature nous permet de dire que les états de surfaces des implants dentaires ont une influence sur la mise en place et la progression des pathologies péri-implantaires.

CONCLUSION

En définitive, les états de surface des implants ont un impact sur les échecs implantaire. En effet ces revues de littérature ont permis de démontrer que l'échec d'ostéointégration était bien moins fréquent autour des implants dont la surface est traitée. La qualité de l'ostéointégration varie en fonction de la rugosité de surface mais aussi des propriétés physico-chimiques de surface. Une surface traitée permet une ostéointégration précoce et de qualité. En revanche les surfaces usinées s'intègrent lentement dans l'os et les surfaces très rugueuses, tels que les plasma-sprays de titane et d'hydroxyapatite, s'intègrent dans l'os mais leurs revêtements de surface se désintègrent de la vis et entraînent un échec d'intégration osseuse. De plus il a été montré que les états de surface peuvent aussi être en relation avec le développement de péri-implantite. Depuis l'essor des surfaces traitées, l'incidence des péri-implantites a augmenté selon les implantologistes. Ces études ont révélé que les surfaces traitées, tels que SLA ou TiUnite par exemple, étaient plus susceptibles de développer une péri-implantite car l'indice de plaque, l'inflammation gingivale, la profondeur de poche, la perte osseuse marginale et le taux d'échec étaient significativement plus importants pour ces implants. Les implants hybrides quant à eux auraient pu être une alternative intéressante mais il a été constaté que la perte osseuse est plus importante autour des cols lisses des implants hybrides qu'autour d'un implant complètement recouvert de cette surface.

Ces résultats remettent en question l'intérêt des implants traités mécaniquement, physiquement et chimiquement, et nous incitent à nous demander si un retour aux implants usinés de Branemark ne serait pas au final une solution.

BIBLIOGRAPHIE

1. Davarpanah, Szmukle-Moncler, Rajzbaum, Demurashvili. Manuel d'implantologie clinique, Concept, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. CdP. 2012. (collection JPIO).
2. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23(2):79–90.
3. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-9.
4. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23(7):844-54.
5. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1–review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):536-43.
6. Aljateeli M, Wang H-L. Implant Microdesigns and Their Impact on Osseointegration: *Implant Dent.* 2013;22(2):127-32.
7. Flanagan D. Photofunctionalization of dental implants. *J Oral Implantol.* 2016;42(5):445-50.
8. Park W, Ishijima M, Hirota M, Soltanzadeh P, Ogawa T. Engineering bone-implant integration with photofunctionalized titanium microfibers. *J Biomater Appl.* 2016;30(8):1242-50.
9. Minamikawa H, Ikeda T, Att W, Hagiwara Y, Hirota M, Tabuchi M, et al. Photofunctionalization increases the bioactivity and osteoconductivity of the titanium alloy Ti6Al4V: photofunctionalization of Ti alloy. *J Biomed Mater Res A.* oct 2014;102(10):3618-30.
10. Ogawa T, Saita M, Ikeda T, Yamada M, Kimoto K, Lee M. UV photofunctionalization promotes nano-biomimetic apatite deposition on titanium. *Int J Nanomed.* 2016;(11):223-34.
11. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67(8):932–949.
12. Ong J, Chan D. Hydroxyapatite and their use as coatings in dental implants: a review. *Crit Rev Biomed Eng.* 2000;28(5-6):667-707.
13. Jansen JA, Hulshoff J, Wolke J. Calcium phosphate (Ca/P) ceramic surface coatings and their significance. In Berlin; 1999. p. 73-87. (Quintessence Books).
14. Lee IS. Various Ca/P ratios of thin calcium phosphate films. *Mater Sci Eng C.* 2002;22(16):15-20.
15. Haddow DB, James PF, Van Noort R. Characterization of sol-gel surfaces for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med.* 1996;(7):255-60.
16. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A.* 2005;74A(1):49-58.

17. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):63-74.
18. De Maeztu MA, Braceras I, Alava JI, Gay-Escoda C. Improvement of osseointegration of titanium dental implant surfaces modified with CO ions: a comparative histomorphometric study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37(5):441-7.
19. Bacakova L, Filova E, Parizek M, Ruml T, Svorcik V. Modulation of cell adhesion, proliferation and differentiation on materials designed for body implants. *Biotechnol Adv*. nov 2011;29(6):739-67.
20. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragão FJL, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology – From micron- to nanotopography. *Biomaterials*. oct 2008;29(28):3822-35.
21. Bert, Missika. Les clés du succès en implantologie, Prévenir les complications et les échecs. CdP. 2009. (collection JPIO).
22. Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(4):258-61.
23. Giovannoli, Renvert. Péri-implantites. Quintessence International. 2012.
24. Esposito M, Coulthard P, Thomsen P. The role of implant surface modifications, shape and material on the success of osseointegrated dental implants. A Cochrane systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005;13(1):15-31.
25. Charalampakis G, Leonhardt Å., Rabe P, Dahlén G. Clinical and microbiological characteristics of peri-implantitis cases: a retrospective multicentre study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(9):1045-54.
26. Faveri M, Shibli JA, Pérez-Chaparro PJ, Feres M. Microbiological diversity of peri-implantitis biofilms. Sao Paulo; 2015. (Springer International).
27. Grassi S, Piattelli A, de Figueiredo LC, Feres M, de Melo L, Iezzi G, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. *J Periodontol*. 2006;77(10):1736-43.
28. Grassi S, Piattelli A, Ferrari DS, Figueiredo LC, Feres M, Iezzi G, et al. Histologic evaluation of human bone integration on machined and sandblasted acid-etched titanium surfaces in type IV bone. *J Oral Implantol*. 2007;33(1):8–12.
29. Mangano C, Perrotti V, Scarano A, Mangano F, Piattelli A. Bone response to new modified titanium surface implants in nonhuman primates (*papio ursinus*) and humans: histological evaluation. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):17.
30. Shibli JA, Grassi S, Cristina de Figueiredo L, Feres M, Marcantonio E, Iezzi G, et al. Influence of implant surface topography on early osseointegration: A histological study in human jaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;80B(2):377-85.
31. Rocci M, Rocci A, Martignoni M, Albrektsson T, Barlattani A, Gargari M. Comparing the TiOblast and Osseospeed surfaces. Histomorphometric and histological analysis in humans. *Oral Implant*. 2008;1(1):34.
32. De Maeztu MA, Braceras I, Álava JI, Recio C, Piñera M, Gay-Escoda C. Human study of ion implantation as a surface treatment for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42(7):891-6.
33. Mistry S, Roy R, Kundu B, Datta S, Kumar M, Chanda A, et al. Clinical outcome of hydroxyapatite coated, bioactive glass coated, and machined Ti6Al4V threaded

dental implant in human jaws: a short-term comparative study. *Implant Dent.* 2016;25(2):252-60.

34. Aparicio C, Padrós A, Gil F-J. In vivo evaluation of micro-rough and bioactive titanium dental implants using histometry and pull-out tests. *J Mech Behav Biomed Mater.* nov 2011;4(8):1672-82.

35. Gil FJ, Manzanares N, Badet A, Aparicio C, Ginebra M-P. Biomimetic treatment on dental implants for short-term bone regeneration. *Clin Oral Investig.* 2014;18(1):59-66.

36. Shirakura M, Fujii N, Ohnishi H, Taguchi Y, Ohshima H, Nomura S, et al. Tissue response to titanium implantation in the rat maxilla, with special reference to the effects of surface conditions on bone formation. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(6):687–696.

37. Yin K, Wang Z, Fan X, Bian Y, Guo J, Lan J. The experimental research on two-generation BLB dental implants - Part I: surface modification and osseointegration: The experimental research on two-generation BLB dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(7):846-52.

38. Zechner W, Tangl S, Furts G. Osseous healing characteristics of three different implant types. A histologic and histomorphometric study in mini-pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(2):150–157.

39. Duncan WJ, Lee M-H, Bae T-S, Lee S-J, Gay J, Loch C. Anodisation increases integration of unloaded titanium implants in sheep mandible. *BioMed Res Int.* 2015;2015:1-8.

40. Streckbein P, Kleis W, Buch RSR, Hansen T, Weibrich G. Bone healing with or without platelet-rich plasma around four different dental implant surfaces in beagle dogs: peri-Implant bone healing with or without PRP. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):479-86.

41. Botticelli D, Berglundh T, Persson LG, Lindhe J. Bone regeneration at implants with turned or rough surfaces in self-contained defects. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2005;32(5):448-55.

42. Germanier Y, Tosatti S, Brogginini N, Textor M, Buser D. Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces. A histomorphometric study in miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):251-7.

43. Vasak C, Busenlechner D, Schwarze UY, Leitner HF, Munoz Guzon F, Hefti T, et al. Early bone apposition to hydrophilic and hydrophobic titanium implant surfaces: a histologic and histomorphometric study in minipigs. *Clin Oral Implants Res.* déc 2014;25(12):1378-85.

44. Chiang H-J, Hsu H-J, Peng P-W, Wu C-Z, Ou K-L, Cheng H-Y, et al. Early bone response to machined, sandblasting acid etching (SLA) and novel surface-functionalization (SLAffinity) titanium implants: characterization, biomechanical analysis and histological evaluation in pigs. *J Biomed Mater Res A.* 2016;104(2):397-405.

45. Kim M-H, Park K, Choi K-H, Kim S-H, Kim S, Jeong C-M, et al. cell adhesion and in vivo osseointegration of sandblasted/acid etched/anodized dental implants. *Int J Mol Sci.* 2015;16(5):10324-36.

46. Ou K-L, Hsu H-J, Yang T-S, Lin Y-H, Chen C-S, Peng P-W. Osseointegration of titanium implants with SLAffinity treatment: a histological and biomechanical study in miniature pigs. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1515-24.

47. Hermann JS, Jones AA, Bakaeen LG, Buser D, Schoolfield JD, Cochran DL. Influence of a machined collar on crestal bone changes around titanium implants: a histometric study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2011;82(9):1329-38.
48. Abrahamsson I, Albouy J-P, Berglundh T. Healing at fluoride-modified implants placed in wide marginal defects: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):153-9.
49. Berglundh T, Abrahamsson I, Albouy J-P, Lindhe J. Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(2):147-52.
50. Taba M, Novaes AB, Souza SLS, Grisi MFM, Palioto DB, Pardini LC. Radiographic evaluation of dental implants with different surface treatments: an experimental study in dogs. *Implant Dent*. 2003;12(3):252-8.
51. Lima luiz A, Fuchs-Wehrle A, Lang NP. Surface characteristics of implants influence their bone integration after simultaneous placement of implant and GBR membrane. *Clin Oral Implants Res*. 2003;669-679.
52. Choi J-Y, Jung U-W, Kim C-S, Jung S-M, Lee I-S, Choi S-H. Influence of nanocoated calcium phosphate on two different types of implant surfaces in different bone environment: an animal study. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(9):1018-22.
53. Coelho PG, Marin C, Granato R, Bonfante EA, Lima CP, Suzuki M. Surface treatment at the cervical region and its effect on bone maintenance after immediate implantation: an experimental study in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;110(2):182-7.
54. Shaoki A, Xu J, Sun H, Chen X, Ouyang J, Zhuang X, et al. Osseointegration of three-dimensional designed titanium implants manufactured by selective laser melting. *Biofabrication*. 2016;8(4):45014.
55. Baldi domenico, Menini M, Pera F. Plaque accumulation on exposed titanium surfaces and peri-implant tissue behavior. a preliminary 1-year clinical study. *Int J Prosthodont*. 2009;22:447-455.
56. Degidi M, Artese L, Piattelli A, Scarano A, Shibli JA, Piccirilli M, et al. Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):857-66.
57. Anitua E, Murias-Freijo A, Alkhraisat MH. Conservative implant removal for the analysis of the cause, removal torque, and surface treatment of failed nonmobile dental implants. *J Oral Implantol*. 2016;42(1):69-77.
58. Wennstrom JL, Ekstubbbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J. Oral rehabilitation with implant-supported fixed partial dentures in periodontitis-susceptible subjects. A 5-year prospective study. *J Clin Periodontol*. 2004;31(9):713-24.
59. Heinemann F, Bourauel C, Hasan I, Gedrange T. Influence of the implant cervical topography on the crestal bone resorption and immediate implant survival. *J Physiol Pharmacol*. 2009;60(Suppl 8):99-105.
60. Vroom MG, Sipos P, de Lange GL, Gründemann LJMM, Timmerman MF, Loos BG, et al. Effect of surface topography of screw-shaped titanium implants in humans on clinical and radiographic parameters: a 12-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*.

nov 2009;20(11):1231-9.

61. Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res.* oct 2013;24(10):1144-51.

62. Jungner M. Follow-up study of implants with turned or oxidized surfaces placed after sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:1380-7.

63. Martens F. Peri-implant outcome of immediately loaded implants with a full-arch implant fixed denture: a 5-year prospective case series. *Periodont Rest Dent.* 2014;34:189-97.

64. Kim H-S, Yun P-Y, Kim Y-K. Randomized controlled clinical trial of 2 types of hydroxyapatite-coated implants on moderate periodontitis patients. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46(5):337.

65. Watzak G, Zechner W, Busenlechner D, Arnhart C, Gruber R, Watzek G. Radiological and clinical follow-up of machined- and anodized-surface implants after mean functional loading for 33 months. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(6):651-7.

66. Polizzi G, Gualini federico. A two-center retrospective analysis of long-term clinical and radiologic data of TiUnite and turned implants placed in the same mouth. *Int J Prosthodont.* 2013;26:350-8.

67. Göthberg C, André U, Gröndahl K, Thomsen P, Slotte C. Bone response and soft tissue changes around implants with/without abutments supporting fixed partial dentures: results from a 3-year, prospective, randomized, controlled study: bone and soft tissue changes around implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(2):309-22.

68. Vandeweghe S, Ferreira D, Vermeersch L, Mariën M, De Bruyn H. Long-term retrospective follow-up of turned and moderately rough implants in the edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(4):421-6.

69. Ibanez C. Relationship between long-term marginal bone loss and bone quality, implant width, and surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):398-405.

70. Nack C, Raguse J-D, Stricker A, Nelson K, Nahles S. Rehabilitation of irradiated patients with chemically modified and conventional SLA implants: five-year follow-up. *J Oral Rehabil.* 2015;42(1):57-64.

71. Zetterqvist L, Feldman S, Rotter B, Vincenzi G, Wennström JL, Chierico A, et al. A prospective, multicenter, randomized-controlled 5-year study of hybrid and fully etched implants for the incidence of peri-implantitis. *J Periodontol.* 2010;81(4):493–501.

72. Renvert S, Lindahl C, Rutger Persson G. The incidence of peri-implantitis for two different implant systems over a period of thirteen years. *J Clin Periodontol.* 2012;39(12):1191-7.

73. Rosenberg ES, Cho S-C, Elian N, Jalbout ZN, Froum S, Evian CI. A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):873–879.

74. Esposito M, Ardebili Y, Worthington H. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014;(4).

75. De Boever AL, Quirynen M, Coucke W, Theuniers G, De Boever JA. Clinical and radiographic study of implant treatment outcome in periodontally susceptible and non-

susceptible patients: a prospective long-term study. *Clin Oral Implants Res.* déc 2009;20(12):1341-50.

76. Marrone A, Lasserre J, Bercy P, Brex MC. Prevalence and risk factors for peri-implant disease in Belgian adults. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(8):934-40.

77. Martins MC, Abi-Rached RSG, Shibli JA, Araujo MWB, Marcantonio Jr E. Experimental peri-implant tissue breakdown around different dental implant surfaces: clinical and radiographic evaluation in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):839-48.

78. Martines RT, Sendyk WR, Gromatzky A, Cury PR. Sandblasted/acid-etched vs smooth surface implants, implant mobility and clinical reaction to experimentally induced peri-implantitis in beagle dogs. *J Oral Implant.* 2008;34(4):185-9.

79. Berglundh T, Gotfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):655-61.

80. Cochran DL, Obrecht M, Weber K, Dard M, Bosshardt D. Biologic width adjacent to loaded implant with machined and rough collars in the dog. *Int J Periodont Rest Dent.* 2014;34(6):773-9.

81. Albouy J-P, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of peri-implantitis at different types of implants. An experimental study in dogs. I: clinical and radiographic observations. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(10):997-1002.

82. Albouy J-P, Abrahamsson I, Berglundh T. Spontaneous progression of experimental peri-implantitis at implants with different surface characteristics: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2012;39(2):182-7.

83. Shibli JA, Martins MC, Lotufo RFM, Marcantonio Jr E. Microbiologic and radiographic analysis of ligature-induced peri-implantitis with different dental implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):383-90.

84. Madi marwa, Zakaria O, Noritake kanako. Peri-implantitis progression around thin sputtered hydroxyapatite-coated implants: clinical and radiographic evaluation in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:701-9.

85. Carcuac O, Abrahamsson I, Albouy J-P, Linder E, Larsson L, Berglundh T. Experimental periodontitis and peri-implantitis in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(4):363-71.

86. Al-Nawas B, Hangen U, Duschner H, Krummenauer F, Wagner W. Turned, machined versus double-etched dental implants in vivo. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9(2):71-8.

87. Colombo JS, Satoshi S, Okazaki J, Crean S, Sloan AJ, Waddington RJ. In vivo monitoring of the bone healing process around different titanium alloy implant surfaces placed into fresh extraction sockets. *J Dent.* 2012;40(4):338-46.

88. Saulacic N, Bosshardt DD, Bornstein MM, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *Eur Cell Mater.* 2012;23(1):273-286.

89. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P, Felice P, Carinci F. Five-year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations. *J Oral Implant.* 2006;32(6):277-85.

90. de Araújo Nobre MA, Maló P. The influence of rehabilitation characteristics in the incidence of peri-implant pathology: a case-control study: rehabilitation characteristics

influence peri-implant status. *J Prosthodont.* 2014;23(1):21-30.

91. Safioti LM, Kotsakis GA, Pozhitkov AE, Chung WO, Daubert DM. Increased levels of dissolved titanium are associated with peri-implantitis – a case-control study. *J Periodontol.* 2017;88(5):436-42.

92. Albouy J-P, Abrahamsson I, Persson LG, Berglundh T. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface characteristics. An experimental study in dogs II: histological observations. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):366-71.

ANNEXES :

- Annexe 1 :

Articles	Patient / Échantillon	Type d'implant et état de surface	Paramètres étudiés et Test utilisé	Résultats	Type d'étude	Niveau de preuve
2006 Grassi et coll. (27)	14 patients : 8 hommes et 6 femmes implantation au maxillaire (Mx) pour 6 patients et à la Md pour 8 patients	28 micro-implants de même géométrie, 2 surfaces : -Usinée -Sablée/mordancée 2 mois de cicatrisation.	Analyse histomorphométrique : -%BIC -%BD : dans la zone traitée -%BD : dans un rayon de 500µm Test Wilcoxon et Mann-Witney	%BIC est significativement plus élevé pour les implants rugueux %BD pas de différence significative %BIC meilleur à la mandibule pour les implants des deux types. Différence significative	Essai comparatif prospectif non randomisé non aveugle	C
2007 Al-Nawas et coll. (86)	118 Patients implantés entre 1998 et 2000 60% de femmes 5 patients morts 83 patients ont été disponibles et inclus.	264 implants de même géométrie, 2 surfaces : - Nobel biocare AB MK II (usinée) - Osseotite 3i (rugueuse)	Etude de la réussite implantaire -critères primaires : critères Albrektson et Wennerberg. -critères secondaires : stabilité, periotest, satisfaction (EVA), IP, BOP , sondage, PO radiographique.	Les critères étudiés ne suggèrent pas de différence significative entre les surfaces.	Etude rétrospective	C
2007 Grassi et coll. (28)	5 patients : 3 femmes et 2 hommes âge moyen 42,6 ans	10 micro implants, 2 surfaces : -Usinée -Rugueuse : sablé mordancé 2 mois de cicatrisation	Analyse histomorphométrique : -%BIC -%BD test Mann-Withney, p<0 ,05	%BIC et %BD significativement plus élevés autour des implants sablés puis mordancés.	Essai comparatif prospectif Non randomisé Non aveugle	C
2007 Shibli et coll. (30)	13 patients : 8 femmes et 5 hommes 7 à la Md et 6 au Mx	26 micro-implants, 2 surfaces : -Usinée -Oxydation anodique (ANO) Après 2 mois cicatrisation extraction des implants et des tissus environnants.	Analyse histomorphométrique : -%BIC -%BD : dans la zone traitée -%BD : dans un rayon de 500µm Test Mann-Witney, p<0,05	Pour tous les implants : %BIC et %BA significativement plus élevé sur implants ANO Au Mx, %BIC et %BD, significativement plus élevé sur implants ANO. A la Md, pas différence significative entre les 2 surfaces.	Essai comparatif randomisé prospectif	B

2008 Mangan o et coll. (29)	5 patients : 3 femmes et 2 hommes en postérieur de la Md	10 implants, 2 surfaces : -Usinée -Mordancée (AE) (à l'acide oxalique et l'acide maléique) 60 jours de cicatrisation	Analyse histomorphométrique : %BIC test de Fisher et de Scheffe F p<0,05	%BIC significativement plus important chez les implants mordancés	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C
2008 Rocci et coll. (31)	7 patients, de sexe masculin Implantation d'1 ou de 2 couples d'implants	2 surfaces : -TiOBlast -Osseospeed : TiOBlast enrichie en ions fluorures. 8 semaines de cicatrisation.	Analyse histomorphométrique : %BIC test statistique non réalisé	Osseospeed semble présenter une meilleure adhérence osseuse, mais pas de différence significative	Essai comparatif prospectif en aveugle Non randomisé	C
2013 De Maeztu et coll.(32)	19 patients : 10 femmes et 9 hommes perte des implants sur 6 patients. (15 implants)	37 mini-implants, 2 surface sur chaque implant : -la moitié longitudinale de la surface recouverte d'ions CO -l'autre moitié usinée (contrôle) extrait 3 mois plus tard	Analyse histologique au MEB et MO : %BIC Student t test, p<0,05	Des différences non statistiquement significatives.	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C
2016 Mistry et coll. (33)	62 patients : 35 hommes et 27 femmes âge moyen 38 ans Patients ayant perdu au moins leurs dents antérieures suite à une carie ou un traumatisme depuis plus d'un an. (62 au Mx et 64 à la Md)	126 implants, 3 surfaces : - 45 HA - 41 bioverres bioactifs (BAG) - 40 Ti6Al4V usinés Au moins 2 implants de surfaces différentes par patients dans une zone symétrique.	Analyse clinique sur un an : IP, Indice gingival, PDP Analyse radiologique : PO marginale Analyse TDM pour évaluer la radiodensité de l'interface Nombre d'échec implantaire selon leurs critères T test, test ANOVA et test post hoc, p<0,05	Pas de différence statistiquement significative selon test d'ANOVA entre les différents états de surface à moyen et long terme. Pour un même implants : perte osseuse marginale significative en 1 an. Radiodensité osseuse au TDM significativement plus élevée sur bio- verres comparé aux 2 autres types d'implants.	Essai prospectif à long terme avec évaluation en double aveugle Non randomisé	B

- Annexe 2 :

Articles	Patient / Échantillon	Type d'implant et état de surface	Paramètres étudiés / Test	Résultats	Type d'étude	Niveau de preuve
2003 Taba et coll. (50)	5 chiens Extractions des PM Md 90 jours de cicatrisation	40 implants de même géométrie. : -Usiné -TPS -HA -Sablé euthanasie à 90 jours	Analyse radiologique : Histogramme de la densité osseuse radiologique relative test analyse de la variance p<0,05	Résultats non significativement différents	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2003 Lima et coll. (51)	4 chiens de 3 à 5 ans Extraction des PM Md 4 mois de cicatrisation	24 implants, 6 par chien, 2 surfaces: -Usinée : MS (Ra = 0,7µm) -TPS (Ra = 6µm) défaut réalisé autour de chaque site d'implantation. Identique pour tous les implants. Euthanasie à 16 et 24 semaines	Analyse histologique : -profondeur du défaut (DD) -croissance osseuse verticale (VB) -ostéo-intégration de l'os régénéré (ORB) -ostéo-intégration de l'os hôte (OPB)	Au niveau de l'ostéo-intégration : Quantité osseuse significativement plus importante entre 16 et 24 semaines pour les 2 états de surface. Sur os régénéré : la quantité osseuse est plus importante sur TPS que MS, de même pour l'os hôte Aucune apposition osseuse sur les cols polis	Essai comparatif prospectif non randomisé absence de test statistique	C
2003 Shirakura et coll.(36)	36 rats de 4 mois extraction des PM Mx de chaque coté . 1 mois de cicatrisation	2 types d'implants : -SA : sablé (Al ₂ O ₃) et mordancé à l'acide -HA : revêtement hydroxyapatite (inséré au maillet) collection à 1, 3, 5, 7, 14 et 28jours	Analyse MEB : étude histologique de l'ostéo-intégration sur ces 2 types de surface	pas de différences particulières. OI obtenue au bout de 28j pour les deux types d'implants	Essai comparatif prospectif randomisé Absence de test statistique	C

2003 Zechner et coll. (38)	12 cochons nains adultes extraction de 3 PM Md bilatérales	72 implants de même géométrie. 3 surfaces : -MSI : Ti-Cp usinés -HA -ASI : TiUnite (oxydation anodique) (Ra croissante de coronaire en apical). Euthanasie à 3, 6 et 12 semaines 11 échecs sur 72	Analyse histomorphométrique : %BIC Test de variance et test de Tukey avec $p < 0,05$	Les échecs ne diffèrent pas significativement entre les 3 états de surface. À 3, 6, 12 semaines différences significatives entre MSI et HA, et entre MSI et ASI. L'OI des surfaces HA et ASI est statistiquement supérieure à MSI. Donc l'implant anodisé peut apporter une étendue de contact os-implant semblable à celui des implants HA.	Essai comparatif randomisé prospectif	C
2005 Botticelli et coll. (41)	6 chiens Extraction des PM et 1ere M Md 3 mois de cicatrisation	48 implants de même géométrie. 2 surfaces : -Usinée lisse -Rugueuse : surface SLA 50% de la hauteur du canal implantaire a été préparé à un diamètre de 5,5mm. Euthanasie 4 mois après l'implantation.	Analyse histologique et histomorphométrique : -distance entre M (marge) et B (os) -BIC% entre B et D (fond du défaut osseux) -Composition du tissu nouvellement formé dans le défaut Test T de Student $p < 0,05$	Distance M-B significativement différente : SLA < Usiné (pour enfoui et non enfoui) BIC% significativement différent : SLA > Usiné (pour enfoui et non enfoui) La composition en os lamellaire et moelle osseuse est significativement plus importante sur implant SLA que les usinés. Le tissu conjonctif est significativement moins présent sur SLA	Essai clinique comparatif prospectif randomisé	C
2006 Germani er et coll. (42)	6 porcs nains extraction des incisives Mx 6 mois de cicatrisation	48 implants. 2 surfaces: -SLA normal -SLA modifié : bain de polymère (peptide RGD) 4 implants de chaque état de surface implantés par porc sacrifice à 2 et 4 semaines	Analyse histomorphométrique : %BIC test ANOVA $p < 0,05$	À 2 semaines, %BIC significativement plus important autour des SLA modifié par RGD. 4 semaines pas différence entre %BIC SLA normal et SAL modifié par RGD	Essai comparatif prospectif non randomisé	C

2007 Berglund et coll. (49)	6 chiens Extraction des PM et 1 ^{ère} M Md 3 mois de cicatrisation	48 implants de même géométrie présentant une zone micro-filetée (col) une zone macro-filetée (corps), 2 surfaces : -Contrôle : TiOBlast -Test : Osseospeed 2 implants de chaque type implantés d'un coté de la mandibule, 4 semaines plus tard idem de l'autre coté. Euthanasie 2 semaines plus tard	Analyse histomorphométrique : %BIC %BIC dans la chambre de cicatrisation créée dans le filetage Test T de Student p<0,05	%BIC est statistiquement plus important autour des implants Osseospeed dans la zone micro-filetée et la zone macro-filetée.	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C
2008 Abrahamsson et coll. (48)	6 chiens extraction des PM et 1 ^{ère} M Md. 3 mois cicatrisation	48 implants de même géométrie, 2 surfaces : -TiOBlast -Osseospeed 50% du canal implantaire préparé plus large (diamètre 5,5mm) 2 implants de chaque type implantés d'un coté de la mandibule, 4 semaines plus tard idem de l'autre coté. Euthanasie 2 semaines plus tard	Analyse histomorphométrique %BIC Composition tissulaire dans le défaut osseux Test T de Student p<0,05	A 2 semaines %BIC significativement plus élevé sur implant Osseospeed A 6 semaines, %BIC n'a pas de différence significative entre les 2 surfaces. Zone d'OI significativement plus importante sur implants Osseospeed que TiOBlast. La profondeur du défaut est significativement moins importante sur implants fluorés. La distance en mm entre I et B significativement différente. La composition des tissus ne diffère pas significativement entre test et contrôle	Essai comparatif prospectif randomisé	C
2008 Mangano et coll. (29)	2 primates Extraction des M et PM Md 3 mois de cicatrisation	24 implants de même géométrie. 2 surfaces : -Usinée -Mordancée Donc 12 implants par singe. Sacrifice 30 jours après implantation	Analyse histomorphométrique : %BIC test de Fisher et de Scheffe F, p<0,05	%BIC Significativement plus important autour des implants mordancés.	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C

2008 De Maetzu et coll.(18)	12 chiens Avulsion des PM Md 3 mois cicatrisation	72 implants de même géométrie, 6 surfaces : -Contrôle : usinée -Usinée : traitée pas ions CO -Usinée : DLC (diamond like carbon) -Osseotite : Mordancée -SLA : sablée/mordancée -TiUnite : oxydée Euthanasie à 3 mois et à 6 mois.	Analyse histologique au MEB Analyse histomorphométrique %BIC au MO et MEB Test T de student p<0,05	%BIC des implants traités par ions CO significativement supérieurs au BIC de tous les autres états de surface à 3 et 6 mois. Pas de différence significative entre les autres états de surface, entre eux et avec les témoins.	Essai comparatif prospectif Non randomisé Double aveugle	C
2010 Coelho et coll.(53)	6 chiens extractions bilatérales des 3èmes et 4èmes PM Md	24 implants, 2 surfaces : -A : surface non filetée traitée -B : surface non filetée polie 2 implants de chaque surface par chien Euthanasie à 4 semaines	Analyse histomorphométrique : %BIC Perte osseuse test post hoc de Tukey p<0,05	Aucune différence statistique du %BIC entre les 2 groupes Perte osseuse significativement plus faible autour des implants au col traité	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C
2011 Aparicio et coll. (34)	6 cochons nains Extractions de toutes leurs dents 4 mois de cicatrisation	48 Implants TiCp grade III, 4 surfaces : -Contrôle : usinée -AE : mordancée à l'acide fluorhydrique -Gblast : sablée à l'alumine -2Step : sablée et mordancée 4 cochons : 1 implant de chaque surface par quadrant. Etudes à 2, 4, 6, 10 semaines 2 cochons : 1 cylindre de chaque surface par quadrant. Etude à 4 et 6 semaines	Analyse histomorphométrique : %BIC à 2, 4, 6 10 semaines post chirurgie Analyse clinique : test de retrait: mesure de la charge maximale jusqu'à desserrage à 4 et 6 semaines Test Anova et Comparaison de Fisher p<0,05	8 implants sur 64 ont échoués, aucun sur les surfaces 2Step. Gblast et 2Step ont un %BIC significativement plus élevé que Ctrl et AE pour presque toutes les durées d'implantation %BIC de 2Step significativement plus élevé que toutes les autres surfaces après 4 semaines. Gblast et 2step ont des valeurs de rétention significativement plus élevées que Ctrl et AE à 4 et 6 semaines. Après 4 semaines la rétention est significativement différente entre 2step et Gblast (mais pas à 6 semaines)	Essai comparatif prospectif En aveugle	C

<p>2011 Herman n et coll. (47)</p>	<p>5 chiens males d'environ 2 ans</p> <p>Extraction des 4 PM et de la 1^{ère} M Md 5 mois de cicatrisation</p> <p>test ANOVA pour déterminer la quantité de chiens nécessaires à l'étude</p>	<p>60 implants de même géométrie, 12 par chien.</p> <p>2 types d'implant: -Col usiné et corps SLA : contrôle (A-B-C) -Corps et col SLA : test (D-E-F)</p> <p>2x6 positions différentes (3 implants de chaque surface) :</p> <p>-A : ligne jonction rugueux/lisse (r/s) sur la crête -B : r/s 1mm au dessus de la crête -C : r/s 1mm au dessous de la crête -D : r/s 1mm au dessus de la crête -E : r/s 2mm au dessus de la crête -F : r/s sur la crête</p> <p>sacrifice à 6mois</p>	<p>Analyse histomorphométrique : Distance entre sulcus péri- implantaire (MG) et le 1^{er} BIC (fBIC)</p> <p>Test ANOVA et test T de student p<0,05</p>	<p>2 implants F enlevés car perte osseuse trop importante et mobilité. distance entre MG et fBIC : A significativement plus élevée que B et E C significativement plus élevée que ABDE D significativement plus élevée que B F significativement plus élevée que DBE C a une perte osseuse supérieure à D</p> <p>Conclusions : -les implants placés trop profonds tels que C et F présentent un défaut osseux plus grand. -L'OI des implants à col lisse (A-B-C) est significativement meilleure que celle des implants rugueux (D-E-F) respectivement -pour les implants à col rugueux : l'OI est significativement meilleure lorsqu'ils sont positionnés à 2mm au dessus de la crête(E)</p>	<p>Essai clinique comparatif prospectif Randomisé</p>	<p>B</p>
<p>2011 Colomb o et coll. (87)</p>	<p>18 rats</p> <p>implantation immédiate après extraction des incisives Md gauches</p>	<p>18 mini-implants préparé par OsteoTi en Ti6Al4V. 3 états de surface -MS = lisse -MT = micro-rugueux -TCP = micro-rugueux ont été enduit thermiquement avec une couche de phosphate tricalcique</p> <p>étude à 1, 3, 9 semaines</p>	<p>Examen histochimique et immunocytochimique des marqueurs de prolifération PCNA et des marqueurs de différenciation des OB : ostéoponcine et ostéocalcine</p> <p>Test non paramétrique de Kruskal-wallis puis test de post dunn, p<0,05</p>	<p>Pas de différence significative quant à la présence de PNCA, ostéoponcine et ostéocalcine sur les 3 types de surface. Seule différence : l'absence de coloration à l'ostéoponcine à 1 et 9 semaines contrairement à 3 semaines Peu de coloration à PCNA à 3 et 9 semaines et peu de colorations à ostéocalcine à 3 semaines et aucune à 1 semaine.</p>	<p>Essai comparatif prospectif Non randomisé non aveugle</p>	<p>C</p>

2012 Choi et coll. (52)	5 chiens Extraction PM et M Md bilatérales 8 semaines cicatrisation	2 surfaces : -SCAP : phosphate de calcium lisse -RCAP : phosphate de calcium rugueux groupe expérimental : création d'un défaut d'un coté de l'implant de 3x3x5mm (groupe contrôle sans défaut) sacrifice après 12 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC -%BD -profondeur du défaut -remplissage du défaut (%) test non paramétrique de Friedman p<0,05	Dans le groupe contrôle sans défaut osseux le %BIC de RCAP supérieur statistiquement Dans le groupe avec défaut le %BIC et remplissage osseux statistiquement supérieur pour RCAP Dans les deux groupes pas de différence statistiquement significative pour la densité osseuse	Essai comparatif prospectif Randomisé	B
2012 Saulacic et coll. (88)	12 cochons nains extraction des 6 incisives Mx 3 mois cicatrisation	72 implants de même géométrie, 3 surfaces : -Test : implant TiZr SLActive -Contrôle 1 : Ti Cp SLActive -Contrôle 2 : Ti6Al4V avec une surface sablée et lavée à l'acide. Pour 6 animaux, implantation à gauche puis à droite 1 semaine plus tard. Pour 6 autres animaux, implantation à gauche puis à droite 4 semaines plus tard. Donc on obtient des cas de 1, 2, 4 et 8 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC -Volume osseux test de Kruskal-Wallis p<0,05	Augmentation du %BIC en fonction du temps pour TiZr et control 1. Or diminution du %BIC de contrôle 2 entre 2 et 8 semaines. Mais pas de différence statistiquement significative. Le pourcentage de cellules géantes multinucléées est significativement supérieur sur Ti6Al4V face à TiZr et TiCp Pas de différence significative quant à la quantité d'os produit entre les différents matériaux	Essai comparatif prospectif Randomisé	B
2012 Yin et coll. (37)	6 chiens de 2-3 ans extraction des PM Mx bilatérales	36 implants de 2 surfaces différentes : -HA plasma spray -Sablée et mordancée 6 implants par chien (3 de chaque) euthanasie à 2, 4, 8 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC test U de Mann-Whitney p<0,05	Augmentation du BIC dans le temps pour les 2 surfaces. À 2 et à 4 semaines, le %BIC significativement supérieur pour les implants sablé et mordancé. À 8 semaines pas de différence statistiquement significative entre les 2 surfaces	Essai clinique comparatif prospectif randomisé	B

2013 Streckbe in et coll.(40)	12 chiens femelles 12 -15 mois extraction des PM Md bilatérale 3 mois cicatrisation	4 surfaces : -TiUnite (ANO) avec col usiné -Osseotite (double AE) col usiné -Sablée/mordancée avec col usiné -Compress : surface usinée sauf 1/3 apical sablé euthanasie à 6 et 12 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC Le Sign test et la médiane sont utilisés	1 animal est décédé Des différences attendues et visibles mais NON statistiquement significatives entre le %BIC des 4 états de surface	Essai comparatif prospectif Randomisé	B
2014 Gil et coll. (35)	20 cochons nains de 12 ans extraction de toutes les dents cicatrisation 4mois	320 implants (80 de chaque état de surface) -Ctr : usiné -AE -Gblast -2step 1 implant de chaque surface par quadrant donc 16 implants par cochon. 4 cochons sacrifiés par période : 3jours, 1, 2, 3, 10 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC Table d'ANOVA avec le test de Fisher p<0,05 l'instabilité mécanique de l'implant détermine les échecs d'OI	À 1 semaine, le %BIC de Gblast et 2step est significativement supérieur au Ctrl Le %BIC autour de AE et Ctrl n'est jamais statistiquement différent. Le %BIC de 2step est statistiquement supérieur aux 3 autres états de surface à toutes les périodes sauf à 10 semaines (similaire à Gblast) Le taux d'échec de Ctrl, AE et Gblast est significativement supérieur à 2step surtout lors de semaines 1 et 3.	Essai clinique comparatif prospectif non randomisé non aveugle	B
2014 Vasak et coll. (43)	9 cochons nains extraction PM Mx et Md 12 semaines de cicatrisation	108 implants. 12 par cochon, 3 surfaces : - contrôle : surface microrugueuse mordancée et sablée à chaud (hydrophobe) - INICELL : surface identique au contrôle traitee Hydroxyde de calcium (hydrophile) - SLActive : sablé mordancé stocké dans solution NaCl (hydrophile) euthanasie à 5, 10 et 15jours 23 implants exclus car complication	Analyse histomorphométrique : -newBV/TV : % d'os nouveau -oldBV/TV : % d'os vieux a été mesuré -BV/TV : %os vieux et nouveau -% oldBIC -% newBIC -% BIC T- test p<0,05	Entre 5 et 10 jours le %newBIC a significativement augmenté A 5jours : %BIC et BV/TV de SLActive significativement supérieur à INICELL A 15jours : %newBIC SLActive significativement inférieur à INICELL Mais %BIC total est similaire entre SLActive et INICELL à 15j	Essai comparatif prospectif randomisé	B

2015 Chiang et coll. (44)	12 porcs	36 implants dans la zone canine-PM Md. 3 surfaces : -M-Ti : usinée -SLA -SLAffinity Etude à 3 et 6 semaines	Analyse histomorphologique %BIC analyse de la variance ANOVA p<0,05	À 3 semaines, le %BIC de SLAffinity est significativement supérieur à celui de M-ti À 6 semaines, il n'y a pas de différences significative (même si SLAffinity a toujours un %BIC supérieur à M-ti et SLA)	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2015 Duncan et coll. (39)	10 brebis extraction des PM md cicatrisation 3 mois	40 implants de même géométrie, 4 surfaces : -contrôle : surface avec sablage résorbable -test 1 : Ti-Cp : ANO -test 2 : Ti-Cp : ANO + fluorure -test 3 : Ti6Al4V : ANO 4 implants de chaque surface par mouton 1 échec d'un implant contrôle Euthanasie 1 mois plus tard	Analyse biomécanique : -analyse de la fréquence de résonance (RFA) -quotient de stabilité (ISQ) Analyse histomorphométrique : %BIC Test de Wilcoxon	RFA et ISQ sont significativement moins élevés pour les implants test 3 comparativement aux implants contrôles. %BIC statistiquement plus important pour les 3 groupes tests que les implants contrôles. Toutes les paires sont différentes statistiquement sauf Test1 et Test2.	Essai comparatif prospectif Non randomisé	C
2015 Kim et coll.(45)	4 chiens extraction toutes PM et 1 ^{ère} M Md 2 mois cicatrisation	Etude in vitro et in vivo d'un nouvel état de surface. 32 implants, 4 surfaces : -contrôle : usinée -SLA -ANO -Modi-ANO : SLA+ANO	Analyse histomorphométrique : -%BIC -%BD Tests d'ANOVA et de Kruskal-wallis p<0,05	%BIC Modi-ANO est significativement supérieur à SLA et ANO. %BIC et %BD des 3 tests sont significativement supérieurs au contrôle. Modi-ANO, SLA et ANO améliore l'OI et la formation osseuse (qui sont encore meilleures avec Modi-ANO)	Essai comparatif prospectif randomisé	B
2016 Ou et coll. (46)	18 cochons de 12 mois implantation dans la zone canine-PM Md	72 implants de même géométrie, 3 surfaces : -M-Ti : usinée -SLA -SLAffinity Euthanasie à 2, 4 et 8 semaines	Analyse histomorphométrique -%BIC -% d'os de la zone PI Test d'ANOVA p<0,05	À 2 semaines %BIC et %BD de SLAffinity significativement supérieur à MTi et SLA. À 8 semaines : %BIC de SLA et SLAffinity est significativement identique et significativement supérieur à MTi %BA SLAffinity significativement supérieur à SLA et MTi	Essai comparatif prospectif randomisé En aveugle	B ??

<p>2016 Shaoki et coll. (54)</p>	<p>13 chiens extraction PM et M Md 3 mois cicatrisation</p>	<p>72 implants de même géométrie. 3 surfaces : -MA : usinée -Nobel-S : ANO -Surface SLM (fusion au laser) est préparée avec un laser et poudre de titane de grade IV commercialement pur euthanasie 9 semaines</p>	<p>Analyse histomorphométrique : -BV/TV : fraction de volume osseux -%BIC -formation osseuse autour implants -valeur du couple de retrait (valeur maximale des couples de retrait) analyse de la variance ANOVA $p < 0,05$</p>	<p>BV/TV et %BIC ne présentent pas de différence statistiquement significative entre les états de surface. Valeur du couple de retrait de SLM est significativement inférieure à Nobel-S</p>	<p>Essai clinique comparatif prospectif</p>	<p>C</p>
--	---	---	---	---	---	----------

- Annexe 3

Articles	Patient / Échantillon	Type d'implant et état de surface	Paramètres étudiés / Test	Résultats	Type d'étude	Niveau de preuve
2004 Rosenberg et coll. (73)	334 patients	1511 implants, 5 surfaces : -usinée -SLA -TPS -AE -HA Sur une période de 13 ans	Examens cliniques et radiographi- ques pour évaluer le taux d'échec.	Les péri-implantites sont plus fréquentes autour des implants revêtus d'HA. Les surfaces TPS et AE présentent un taux de réussite élevé.	Etude rétrospec- tive	C
2004 Wennstrom et coll. (58)	51 patients : 20 hommes et 31 femmes	149 implants, 2 surfaces : -usinée -TiOBlast suivi à 1, 2, 3, 4 et 5 ans	Examens cliniques et radiographi- ques : PO marginale Test T de student $p < 0,05$	La PO marginale ne diffère pas entre les 2 états de surface et est minime au fil des années.	Essai comparatif prospectif randomisé et contrôlé	B
2006 Degidi et coll. (89)	111 patients : 46 hommes et 65 femmes critères d'inclusion et d'exclusion bien définis	111 implants, 4 surfaces : -usinée -TPS -sablée -sablée/mordancée -HA suivi à 1, 2, 3, 4 et 5 ans	Examen clinique : PDP Examens cliniques et radiographi- ques : taux de succès en évaluant la PO Test de Log-Rank	Le taux de survie est identique entre les implants sablés et mordancés et les implants HA	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2006 Watzak et coll. (65)	31 patients : 18 femmes et 13 hommes critères d'inclusion et d'exclusion bien définis	124 implants, 2 surfaces -usinée -ANO chargé entre 32 et 98 mois	Examen clinique : IP, BOP et PDP Examen radiographique : PO marginale Tests statistiques entre les variables $p < 0,05$	Les implants ANO ont une PO marginale significativement inférieure à celle des implants usinés. Absence de différence entre les deux types d'implants quand à IP, BOP et PDP.	Etude rétrospec- tive	C

2009 Baldi et coll. (55)	8 patients	80 implants de 2 types de surface : -Osseotite hybride -Osseotite suivi à 3, 6 et 12 mois	Examen clinique : IP, BOP Examen histologique à 5 mois des piliers Examen radiologique Test de Wilcoxon $p < 0,05$	Il y a significativement plus de plaque autour des implants Osseotite et la plaque est significativement plus difficile à retirer. Après 6 mois et 1 ans, la résorption osseuse est significativement inférieure autour des implants Osseotite non hybride	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2009 De Boever et coll. (75)	110 patients au parodonte sain 68 parodontite chronique 16 parodontite agressive	513 implants : -259 implants TPS -254 implants SLA	Analyse clinique : IP, BOP, PDP Analyse radiologique : PO Nombre d'échecs implantaire Test de Spearman	La survie des implants SLA est meilleure que l'implant TPS chez les patients atteint de parodontite chronique ou les patients sains. Or le taux de survie des implants SLA est significativement moins bon si le patient est atteint de parodontite agressive.	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2009 Heinemann et coll. (59)	52 patients : 20 hommes et 32 femmes	129 implants, 3 types d'implants : -Tiolox : surface rugueuse sablée avec particule de céramique + col poli -PrimaConnex tapered : irradiée au phosphate de calcium + col (1mm) poli -NobelReplace tapered : surface oxydation anodique + col avec fines rainures.	Examen clinique et radiographique de la PO marginale	Les implants avec un col rugueux et un col poli ne diffèrent pas significativement dans les résultats cliniques et radiographiques après diverses périodes postopératoires.	Essai comparatif prospectif	C
2009 Vroom et coll.(60)	20 patients édentés complets critères d'exclusion bien définis	80 implants, 2 surfaces: -TiOblast -Usinée suivi à 6 mois, 1, 2, 3, 4, 5 et 12 ans	Analyse clinique : IP, BOP, suppuration et PDP Analyse radiologique : PO marginale Test de wilcoxon $p < 0,05$	Aucune différence significative n'apparaît entre les 2 états de surfaces lors de l'analyse clinique et radiologique à toutes les périodes étudiées.	Essai comparatif prospectif randomisé en double aveugle	B

2010 Zetterqvist et coll. (71)	112 patients critères d'inclusion et d'exclusion bien définis	304 implants de même géométrie, 2 surfaces : -Osseotite hybride -Osseotite contrôle annuel pendant 5 ans	Examen clinique : IP, suppuration, PDP et mobilité Examen radiologique : PO marginale Etude de la présence des critères de la péri-implantite Analyse de la variance	1 cas de péri-implantite (chez un patient ayant des antécédents de parodontite) Pas de différence entre les surfaces concernant les critères d'échecs et l'examen clinique La perte d'os de la crête est significativement moins importante pour les implants osseotite que pour les implants hybrides.	Essai comparatif prospectif randomisé et contrôlé	C
2011 Charalampakis et coll. (25)	281 patients	6 surfaces: -usinée -Nobel TiUnite -Straumann TPS -Straumann SLA -Astra TiOBlast -Astra Osseospeed	Analyse de l'implant et des tissus péri-implantaires après le diagnostique de la péri-implantite : Examen clinique et radiographi- que (type d'implant, étendue et gravité de la péri-implantite) Analyse microbiologique Test de Chi ² , de Kruskal-wallis et test de Mann-whitney p<0,05	La surface de l'implant s'est avéré significativement associé au moment et au temps du développement de la maladie. Nobel TiUnite et Osseospeed significativement associé a un développement précoce de la maladie. SLA était significativement associé au développement modéré à tardif de la maladie et Nobel usiné avec développement tardif.	Etude rétrospec- tive	C
2011 Degidi et coll. (56)	11 patients 6 hommes et 5 femmes critères d'inclusion et d'exclusion bien définis	Implants rugueux de même topographie, mais pose de capsules de cicatrisation différentes : -une capsule usinée : -une capsule AE	Analyse clinique : PO, BOP, suppuration et IP Biopsie gingivale pour évaluer l'inflammation péri-implantaire. Mesure histologique de la synthèse du monoxyde d'azote (NOS) (le monoxyde d'azote est un radical libre impliqué dans la fonction ostéoclastique.) Test de Kruskal-wallis, Dunt Post test, et de Mann-whitney, p<0,05	Aucun signe clinique de péri- implantite. IP et l'infiltrat inflammatoire sont plus importants autour des implants tests. La quantité de microvaisseaux dans la gencive et la NOS sont significative- ment plus importantes autour des capsules rugueuses.	Essai comparatif prospectif randomisé	B

2012 Ravald et coll. (61)	46 patients rappelés 12-15 ans après la pose	2 surfaces : - TiOBlast - usinée : Branemark	Mesure de la PO, ainsi que le nombre d'implants survivant, la stabilité, IP, BOP, suppuration et PDP Test de Wilcoxon p<0,05	Aucune différence statistiquement significative dans la perte d'implant ou le changement de niveau d'os n'a été trouvée, ni pour les autres variables étudiées	Essai comparatif prospectif randomisé	B
2012 Renvert et coll. (72)r	41 patients	2 surfaces : - TiOBlast - Branemark : usinée suivi à 1, 7 et 13 ans	Analyse clinique : IP, PDP et BOP. Analyse radiologique de la PO et incidence de la péri-implantite Test T et de Pearsons P<0,05	À 7 ans : BOP et PDP sont significativement plus importants autour des implants usinés. À 7 et 13 ans l'incidence des péri-implantites est significativement plus importante pour les implants usinés	Essai comparatif prospectif	C
2013 de Araùjo Nobre et coll. (90)	1350 patients implantés entre 1998 et 2006 étude en 2009	2 groupes de patients : -270 patients atteints de péri-implantite -1080 patients sains 2 surfaces : -usinée -oxydée	Analyse de nombreuses variables en fonction de la pathologie péri-implantaire. La variable qui nous intéresse est la surface. Test du Chi ² et p<0,05	Les surfaces usinées constituent un facteur de risque par rapport aux surfaces oxydées. Cela peut être dû aux propriétés ostéo-conductrices des surfaces oxydées.	Etude cas témoin rétrospective	C
2013 Polizzi et coll. (66)	96 patients : 54 femmes et 42 hommes implantés entre 2000 et 2003	500 implants, 2 surfaces : -usinée -TiUnite suivi à au moins 6 ans	Taux d'échecs au cours des années niveau osseux marginal enregistré à l'implantation et au moins 6 ans plus tard test de Wilcoxon p<0,05	Après 6 ans de mise en charge le taux d'échecs des implants rugueux est significativement supérieur aux usinés. La PO moyenne est significativement plus élevée autour des implants usinés. La PDP des implants TiUnite est significativement plus importante en lingual par rapport aux implants lisses. Des péri-implantites ont été observées chez 4 patients avec un ratio suivant : 9 implants rugueux vs 1 implant lisse	Etude rétrospective	C

2014 Jungner et coll. (62)	28 patients 8 hommes et 20 femmes	92 implants, 2 surfaces : - usinée - TiUnite suivi sur 4 ans	Analyse clinique : PDP et BOP Analyse radiologique : PO marginale Test T de student, test de Kurskal Wallis et le test de Pearson P<0,05	PDP et BOP n'ont pas de différences significatives entre les états de surface. Après 4 ans de fonctions PO marginale moyenne n'est pas significativement différente entre les deux surfaces.	Etude rétrospective	C
2014 Martens et coll. (63)	33 patients dont 4 perdus de vu	135 implants, 2 surfaces : - Nanotite - Osseotite suivi sur 5 ans	Analyse clinique : IP et BOP Analyse radiologique du contact osseux marginal avec l'implant Test de Spearman et Wilcoxon p<0,05	Pas de perte osseuse statistiquement significative entre les deux états de surface	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2014 Nack et coll. (70)	20 patients irradiés suite à un cancer buccal. 4 femmes et 16 hommes Nombreux perdus de vu	77 implants, 2 surfaces : - SLA - SLActive étude entre 12 mois et 5 ans	Analyse radiologique : PO proximale Test non paramétrique utilisé p<0,05	Le taux de survie des implants est significativement identique entre les deux surfaces La PO moyenne mésiale est significativement plus importante pour SLA. Mais absence de différence statistiquement significative quant au BOP et IP entre les deux surfaces.	Essai comparatif prospectif randomisé	B
2015 Göthberg et coll. (67)	50 patients : 32 femmes et 18 hommes critères d'exclusion bien définis	150 implants TiUnite ont été posés. 3 piliers : -pilier lisse usiné -pilier rugueux TiUnite -sans pilier 2 groupes de patients : -mise en charge à 2 jours -mise en charge à 3 à 4 mois	Analyse clinique de la mobilité, PDP et BOP, analyse du quotient de stabilité (ISQ) Analyse radiographique post op, à la mise en charge, puis à 1 et 3 ans : mesure de la distance entre jonction pilier-implant et l'os. Test T de student et test d'ANOVA p<0,05	entre 1 et 3 ans, la PO marginale autour des piliers TiUnite est significativement supérieure à celle des implants sans pilier Mais entre la chirurgie et 3ans, la PO marginale est significativement moins importante pour les implants avec un pilier usiné comparé aux implants sans pilier	Essai comparatif prospectif randomisé en double aveugle	B

2015 Vandeweghe et coll.(68)	33 patients (7 hommes et 26 femmes)	197 implants d'au moins 10 ans, 2 surfaces : -usinée -sablée et mordancée temps de suivi moyen : 172 mois	Analyse clinique : PDP et BOP Analyse radiologique : PO Test de Mann-Whitney et de Fisher p<0,05	La perte osseuse est significativement plus importante autour des implants rugueux il n'y a pas de différence significative quant à la prévalence de la péri-implantite entre les deux états de surface.	Etude rétrospective	C
2016 Anitua et coll. (57)	81 patient dont on doit retirer au moins un implant non mobile critères d'exclusion bien définis	Explantation de 158 implants les causes de la dépose sont connues : péri-implantite (131) et malposition (22) les surfaces des implants retirés : sablée, mordancée, sablée et mordancée, oxydée, TPS, usinée, HA.	Analyse clinique : la force au retrait a été enregistrée Test de Kurskal-wallis et Mann-whitney p<0,05	La force au retrait du TPS est significativement inférieure à toutes les autres surfaces (mais tous les TPS étaient extraits car ils avaient une PI or les autres surfaces avaient d'autres causes) La force au retrait des implants sablés et mordancés est significativement supérieure aux autres implants	Etude rétrospective	C
2016 Ibanez et coll. (69)	172 patients critères d'exclusion bien définis	558 implants, 3 surfaces : - usinée - TiUnite - TPS	Analyse radiologique : PO marginale, Moyenne de PO en fonction du nombre d'année de chargement.	Implants lisse 0,102mm/a Implants rugueux 0,122mm/a Les implants rugueux présentent une perte osseuse marginale significativement supérieur aux implants lisses.	Etude rétrospective	C
2016 Kim et coll. (45)	64 patients (dont 20 perdus de vu) Critères d'exclusion bien définis	62 implants TS III (1 ou + par patient) : -groupe I : HA sauf les 2mm coronaires non recouverts -groupe II : entièrement recouvert d'HA Étude 12 mois après le chargement de l'implant	Analyse clinique : ISQ, IP, BOP, PDP, PO Analyse radiologique : PO Taux de survie et de succès selon les critères de la péri-implantite Test statistique de Wilcoxon et Mann-whitney p<0,05	Stabilité primaire et secondaire non différente entre les deux types d'implants. Le risque de péri-implantite n'est pas plus élevé chez les implants complètement revêtus. Idem PO et taux de succès ou de survie ne sont pas significativement différentes entre les 2 types d'implants	Essai comparatif prospectif randomisé contrôlé Bien mené	B

2016 Safioti et coll. (91)	30 patients : 11 femmes et 19 hommes Critères d'exclusion décrits	40 implants : -20 implants sains sans signes -20 implants présentant des signes de péri-implantite (suppuration et/ou BOP et poche ≥ 5 mm et PO ≥ 2 mm)	Prélèvement de plaque dentaire sous muqueuse dans la poche la plus profonde. Analyse de la concentration en titane dans la plaque Test non paramétrique et test du Chi ² de Pearson et $p < 0,05$	Quantité de titane significativement supérieure dans la plaque autour des implants affichant des signes de péri-implantite. -implant sain : $0,07 \pm 0,19$ -implant péri-implantite : $0,85 \pm 2,47$	Etude cas-témoin	C
----------------------------	--	---	---	--	------------------	---

- Annexe 4 : Dans les 9 études suivantes il a été placé une ligature autour de l'implant dans le but d'établir une péri-implantite expérimentale.

Articles	Patient / Échantillon	Type d'implant et états de surface	Paramètres étudiés / Tests	Résultats	Type d'étude	Niveau de preuve
2003 Shibli et coll. (83)	6 chiens	36 implants, 4 surfaces : -usinée -TPS -HA -AE mordancée hybride	Analyse radiologique : PO péri-implantaire Test de Kruskal-wallis et de Dunt et $p < 0,05$	Pas de différence statistiquement significative quant à la perte osseuse entre les différents états de surface.	Essai comparatif Prospectif randomisé en aveugle	C
2004 Martins et coll. (77)	6 chiens	36 implants, 4 surfaces : -usinée -TPS -HA -AE mordancée hybride	Analyse clinique : IP, inflammation gingivale, PDP, BOP, mobilité Analyse radiologique : PO verticale et horizontale Analyse de la variance et $p < 0,05$	Toutes les surfaces sont équitablement susceptibles de développer une péri-implantite induite par une ligature. Mais pas de différence statistiquement significative quant aux variables étudiées entre les surfaces	Essai comparatif prospectif randomisé	C
2006 Berglund et coll. (79)	5 chiens	2 surfaces : -usinée -SLA	Analyse clinique : IP Analyse radiologique : PO Analyse histométrique et histomorphométrique : PO Test T de student et $p < 0,05$	Après dépose de la ligature et accumulation de plaque : L'IP, La PO radiologique et la PO histologique significativement plus importante pour les implants SLA	Essai comparatif prospectif non randomisé	C
2008 Albouy et coll. (81,92) Part I et II	6 chiens	4 surfaces : -usinée -TiOBlast -SLA -TiUnite	Analyse clinique, radiologique et histologique : PO Test de ANOVA et de Student et $p < 0,05$	PO significativement plus importante autour des implants TiUnite que les implants SLA Tissu conjonctif est plus infiltré autour des implants TiUnite que les autres surfaces.	Essai comparatif prospectif randomisé	C
2008 Martines et coll. (78)	5 chiens	2 surfaces : -Usinée -SLA	Analyse clinique : mobilité et PDP Test de wilcoxon et $p < 0,05$	Pas de différence significative entre les 2 groupes d'implants	Essai comparatif prospectif randomisé	C

2011 Albouy et coll.(82)	5 chiens	2 surfaces : - usinée - TiUnite	Analyse histologique : PO Test T de Student et $p < 0,05$	La PO, la PDP verticale est significativement plus importante pour les implants TiUnite	Essai comparatif prospectif randomisé en aveugle	C
2012 Carcuac et coll. (85)	5 chiens	2 surfaces : - usinée - TiUnite	Analyse radiologique et histologique du niveau osseux Test d'ANOVA et de Student et $p < 0,05$	PO significativement plus importante autour des implants TiUnite	Essai comparatif prospectif randomisé	C
2013 Madi et coll. (84)	6 chiens beagle sur la Md	48 implants, 4 surfaces : - usinée - sablée/mordancée - HA d'1 μ m - HA de 50 μ m	Analyse clinique : IP, PDP Analyse radiologique : PO marginale Le test de Scheffé post hoc $p < 0,05$	Perte osseuse significativement plus importante en distal des implants revêtu d'un spray HA face aux implants avec une fine couche d'HA. Les implants à fine couche d'HA se comportent presque similairement aux implants usinés et aux implants sablés et mordancés.	Essai comparatif prospectif randomisé en double aveugle	C
2014 Cochran et coll. (80)	6 chiens	2 surfaces : - usinée - SLActive	Examen histologique et histomorphométrique	Quantité de plaque significativement plus importante autour des implants SLA L'espace biologique et l'épithélium de jonction sont de meilleurs qualités autour des implants usinés	Etude prospective randomisée et en aveugle	C

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,


Pr MAURIZIO Y.

Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,



Pr Bernard GIUMELLI

GOUESNARD (Paula). - L'impact sur les échecs implantaire de l'état de surface des implants. 81 f. ; ill. ; tabl. ; 92 ref. ; 30 cm(Thèse : Chir Dent ; Nantes ; 2017)

RESUMÉ :

Plusieurs états de surface ont été développés et étudiés au cours des 30 dernières années. Leurs rugosités et leurs propriétés physicochimiques diffèrent en fonction du traitement que la surface a subi et du revêtement. Deux revues de littérature ont été réalisées. La première revue de la littérature rassemble les études analysant l'impact de l'état de surface des implants sur l'ostéo-intégration. La seconde compare plusieurs surfaces entre elles vis à vis du développement de péri-implantites. Les premières surfaces implantaires définies par Bränemark étaient des surfaces usinées dites lisses. Des états surfaces nouvellement développés, traités physiquement et chimiquement et dont la rugosité était augmentée, présentent une ostéo-intégration plus rapide et de meilleure qualité que les implants usinés. Mais depuis l'essor des surfaces implantaires rugueuses, la prévalence des échecs implantaires tardifs, tels que la péri-implantite, a considérablement augmenté. Cette thèse rapporte donc, par le biais de deux revues de littérature, l'impact des différents états de surface sur les échecs implantaires tels que les échecs d'ostéo-intégration et les péri-implantites.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie

MOTS CLÉS MESH :

Implants dentaires – Dental implants
Propriétés de surface – Surface properties
Ostéo-intégration - Osseointegration
Peri-implantite – Peri-implantitis

JURY

Président : Professeur Yves AMOURIQ
Directeur : Docteur Alain HOORNAERT
Assesseur : Docteur Julien GUIOL
Assesseur : Docteur Laurent LE GUEHENNEC

ADRESSE DE L'AUTEUR :

13 rue de Saintonge - 75003 Paris
paulagouesnard@gmail.com